

**Entwicklung von vorwärtsdynamischen  
Mehrkörper-Modellen individueller Patientenwirbelsäulen  
zur prä- und postoperativen Belastungsanalyse auf der  
Basis von klinischen CT-Daten**

von

Andreas Müller  
aus Koblenz

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

Gutachterinnen und Gutachter:

Prof. Dr. Karin Gruber  
Prof. Dr. Ameet Aiyangar

Prüfungskommission:  
Prof. Dr. Thomas Götz  
Prof. Dr. Karin Gruber  
Prof. Dr. Ameet Aiyangar

Tag der mündlichen Prüfung:

13. Juni 2024



# Danksagung

Ich möchte diese Gelegenheit nutzen, um meinen aufrichtigen Dank an die folgenden Personen auszusprechen, deren Unterstützung und Beitrag zu meiner Doktorarbeit von unschätzbarem Wert waren. Mein erster Dank geht dabei an meine beiden Betreuer Karin Gruber und Ameet Aiyangar sowie auch wenn er nicht offiziell mein Betreuer war, Robert Rockenfeller.

Karin Gruber war eine konstante Quelle für lehrreiche Diskussionen und eine unverzichtbare Unterstützung während meiner gesamten Promotionszeit. Ihre Ansichten und Meinungen haben meine Arbeit bereichert und meinen Horizont erweitert.

Ameet Aiyangar möchte ich herzlich für die herausragende Zusammenarbeit und unentwegte Beratung danken. Durch ihn konnte ich nicht nur viel lernen, sondern auch eine neue Sichtweise auf die Dinge mitnehmen sowie wertvolle Einblicke in neue Bereiche gewinnen.

Robert Rockenfeller verdient einen besonderen Dank für seine Unterstützung und die Möglichkeit viel Neues zu lernen, was erheblich über die Dissertation hinausgeht sowie die hervorragende Zusammenarbeit. Sein Engagement und seine Hilfestellungen, auch in persönlichen Angelegenheiten, waren unermüdlich und inspirierend.

Dagmar Michels war die gute Seele des Instituts für Sportwissenschaft, die mich zu jeder Zeit bei allen organisatorischen Belangen unterstützt und darüber hinaus bei allen möglichen Dingen beraten hat. Ihre Hilfsbereitschaft und Zuverlässigkeit waren eine konstante Stütze.

Bernhard Weisse danke ich für die Möglichkeit der Zusammenarbeit und die stets herzliche Aufnahme an der Empa. Seine Offenheit und Unterstützung haben meine Arbeit bereichert.

Michael Kosterhon möchte ich für die Bereitstellung der CT-Daten danken sowie für die anregenden Diskussionen über Ideen und Möglichkeiten der Computermodellierung in der Medizin. Seine Expertise und Umsetzung von Projektideen waren von unschätzbarem Wert.

Meinen Bachelor- und Masterstudierenden, insbesondere Jannik D., Jannik E.

und Jonas W., möchte ich für ihre Unterstützung in meinen Projekten danken sowie für die inspirierenden Seminare. Ihr Engagement und ihre Mitarbeit waren entscheidend für den Erfolg meiner Projekte.

Isabel Müller verdient meinen größten Dank als meine Frau, die mich in jeder Phase meiner Promotion unterstützt hat. Ohne sie hätte ich die Höhen und Tiefen dieser Zeit nicht meistern können. Ihr Rückhalt war unersetzlich. Danke, dass du mich in unserer wohl schwersten Zeit so unterstützt hast! Ohne dich wäre mein Projekt Promotion so nicht möglich gewesen! Danke!

Ebenfalls möchte ich meiner Familie und meinen Freunden meinen aufrichtigen Dank aussprechen. Euer unermüdliches Verständnis und eure bedingungslose Unterstützung haben mich durch die gesamte Promotionszeit getragen. Ich bin mir bewusst, dass viele Gespräche mit mir anstrengend und langwierig waren und dass ihr oft Rücksicht auf mich genommen habt. Dennoch standet ihr immer bedingungslos hinter mir. Besonders möchte ich meinen Eltern, meinen Geschwistern Melanie, Daniela und Marco, ihren Partnern Florian, Simon und Clara sowie meinen besten Freunden Christian und Maxi danken.

Isa, meine Familie und Freunde sowie alle hier aufgeführten Kollegen und Kolleginnen sowie daraus neu entstandenen Freundschaften, vielen Dank! An dieser Stelle möchte ich mich abseits der Arbeit für das Vertrauen und die moralische Unterstützung bedanken. Durch euch konnte ich trotz privater Tiefen meine Arbeit wieder aufnehmen und zu Ende führen. Ein riesiges Dankeschön an Alle!

# Eigene Publikationen zur Thematik

Im Folgenden werden die mit dieser Dissertation verbundenen Publikationen aufgelistet, sowie der jeweilige Eigenanteil (*kursiv*) nachfolgend dargelegt.

Kosterhon, M.\* , Müller, A.\* , Rockenfeller, R., Aiyangar, A. K., Gruber, K., Ringel, F., and Kantelhardt, S. R. (2024). Invasiveness of decompression surgery affects modeled lumbar spine kinetics in patients with degenerative spondylolisthesis. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 11:1281119.

*Modellerstellung, Simulationen, Ergebnisdarstellung, Interpretation der Ergebnisse, Literaturrecherche, Entwicklung des Manuskriptes*

Müller, A., Rockenfeller, R., Damm, N., Kosterhon, M., Kantelhardt, S. R., Aiyangar, A. K., and Gruber, K. (2021). Load distribution in the lumbar spine during modeled compression depends on lordosis. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9:661258.

*Modellerstellung, Simulationen, Ergebnisdarstellung, Interpretation der Ergebnisse, Literaturrecherche, Entwicklung des Manuskriptes*

Rockenfeller, R., Müller, A., Damm, N., Kosterhon, M., Kantelhardt, S. R., Frank, R., and Gruber, K. (2021). Muscle-driven and torque-driven centrodes during modeled flexion of individual lumbar spines are disparate. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 20(1):267–279.

*Modellerstellung, Simulationen, Interpretation der Ergebnisse, Literaturrecherche, Mitarbeit am Manuskript*

---

\*geteilte Erstautorenschaft

# Zusammenfassung

Degenerative Veränderungen der Wirbelsäule sowie Rückenschmerzen können als Volkskrankheit betrachtet werden. Ein falsches Belasten der lumbalen Rückenstrukturen wird häufig als einer der Faktoren angesehen, die degenerative Prozesse beschleunigen können, was zu Rückenschmerzen führt. Eine degenerative Veränderung kann bspw. das Auftreten einer Spinalkanalstenose in Folge von Wirbelgleiten sein. Die chirurgische Behandlung der Spinalstenose konzentriert sich hauptsächlich auf die Dekompression des Spinalkanals mit oder ohne zusätzliche Fusion mittels dorsaler Spondylodese. Dabei gibt es unterschiedliche Meinungen darüber, ob eine Fusion zusammen mit der Dekompression einen potenziellen Nutzen für Patienten hat oder eine Überbehandlung darstellt. Konventionelle Therapien als auch chirurgische Methoden zielen darauf ab, eine "gesunde" (oder zumindest schmerzfreie) Lastverteilung wiederherzustellen. Dementgegen ist überraschend wenig über die interindividuelle Variabilität der Lastverteilung in "gesunden" Lendenwirbelsäulen bekannt. Da medizinische Bildgebungen keine Informationen über innere Kräfte liefern, könnte die Computersimulation individueller Patienten ein Instrument sein, um eine Reihe neuer Entscheidungskriterien für diese Fälle zu gewinnen. Der Vorteil liegt dabei in der Berechnung der inneren Belastungsverteilung, was zum Beispiel in in-vivo Untersuchungen nicht möglich ist, da Messungen der inneren Kräfte am lebenden Menschen ethisch sowie teilweise auch technisch nicht umsetzbar sind. In der vorliegenden Forschungsarbeit wurde der vorwärtsdynamische Ansatz zu Berechnung der Belastungsverteilung in Mehrkörper-Modellen von individuellen Lendenwirbelsäulen verwendet. Die Arbeit gliedert sich dabei in drei Teile: (I) Zum einen wird die Belastungsverteilung in Abhängigkeit der individuellen Krümmung der Lendenwirbelsäule quantifiziert. (II) Des Weiteren werden Konfidenzbereiche des zeitlichen Verlaufs von Drehzentren bestimmt, mit welchen das Bewegungsverhalten von gesunden Lendenwirbelsäulen beschrieben werden kann. (III) Drittens werden die Auswirkungen von Dekompressionsoperationen auf die Belastungsverteilung von Lendenwirbelsäulen bestimmt.

# Summary

Degenerative changes in the spine as well as back pain can be considered a common ailment. Incorrect loading of the lumbar spine structures is often considered as one of the factors that can accelerate degenerative processes, leading to back pain. For example, a degenerative change could be the occurrence of spinal stenosis following spondylolisthesis. Surgical treatment of spinal stenosis mainly focuses on decompressing the spinal canal with or without additional fusion through dorsal spondylodesis. There are differing opinions on whether fusion along with decompression provides potential benefits to patients or represents an overtreatment. Both conventional therapies and surgical methods aim to restore a “healthy” (or at least pain-free) distribution of load. Surprisingly little is known about the interindividual variability of load distribution in “healthy” lumbar spines. Since medical imaging does not provide information on internal forces, computer simulation of individual patients could be a tool to gain a set of new decision criteria for these cases. The advantage lies in calculating the internal load distribution, which is not feasible in in-vivo studies, as measurements of internal forces in living subjects are ethically and partially technically unfeasible. In the present research, the forward dynamic approach is used to calculate load distribution in multi-body models of individual lumbar spines. The work is structured into three parts: (I) Load distribution is quantified depending on the individual curvature of the lumbar spine. (II) Confidence intervals of the instantaneous center of rotation over time are determined, with which the motion behavior of healthy lumbar spines can be described. (III) Lastly, the effects of decompression surgeries on the load distribution of lumbar spines are determined.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Anatomie der (Lenden-)Wirbelsäule</b>	<b>5</b>
2.1	Morphologie des Wirbels . . . . .	6
2.2	Passive Strukturen . . . . .	7
2.3	Aktive Strukturen . . . . .	13
<b>3</b>	<b>Mehrkörper-Simulationen (MKS) im Bereich der Wirbelsäule</b>	<b>18</b>
3.1	Inverse Dynamik und Vorwärtsdynamik . . . . .	27
3.2	Zusammenfassung und Forschungsziele . . . . .	31
<b>4</b>	<b>Modellerstellung</b>	<b>34</b>
4.1	Segmentierung . . . . .	34
4.2	Aufbau der MKS-Modelle . . . . .	39
4.3	Validierung der MKS-Modelle . . . . .	46
<b>5</b>	<b>Quantitative Belastungsverteilung in Abhängigkeit von der Kurvatur der lumbalen Wirbelsäule</b>	<b>50</b>
5.1	Theoretischer Hintergrund . . . . .	50
5.2	Modell und Methode . . . . .	52
5.2.1	Simulationsszenarien . . . . .	52
5.2.2	Bestimmung des Lordosewinkels und des sagittalen Gleichgewichts . . . . .	53
5.2.3	Statistische Analyse . . . . .	55
5.3	Ergebnisse . . . . .	56
5.4	Diskussion . . . . .	63
5.4.1	Klinische Auswirkungen variierender Lordosen . . . . .	64
5.4.2	Die Rolle des M. multifidus bei der Stabilisierung der lumbalen Wirbelsäule . . . . .	65



<b>6</b>	<b>Darstellung von Konfidenzbereichen der Drehzentren unter verschiedenen Simulationsmodi</b>	<b>67</b>
6.1	Theoretischer Hintergrund . . . . .	67
6.2	Modell und Methode . . . . .	69
6.2.1	Muskelgesteuerte und Drehmomentgesteuerte Simulationen	70
6.2.2	Berechnung der momentanen Drehachsen während der Flexionsbewegung . . . . .	71
6.2.3	Konfidenzbereiche für die momentanen Drehzentren (ICR)	72
6.3	Ergebnisse . . . . .	73
6.4	Diskussion . . . . .	79
6.4.1	Vergleich der Ergebnisse mit drehmomentgesteuerten Experimenten aus der Literatur . . . . .	79
6.4.2	ICR-Verläufe aus klinischer Perspektive . . . . .	82
6.4.3	Auswirkungen einer stetigen Fixierung der lumbalen Wirbel auf den ICR-Verlauf . . . . .	83
<b>7</b>	<b>Veränderte Dynamik nach verschiedenen Dekompressionsverfahren</b>	<b>87</b>
7.1	Theoretischer Hintergrund . . . . .	87
7.2	Modell und Methode . . . . .	91
7.2.1	Simulation von drei verschiedenen Dekompressionsmethoden	92
7.2.2	Statistische Analyse . . . . .	93
7.3	Ergebnisse . . . . .	94
7.4	Diskussion . . . . .	100
7.4.1	Interpretation der Ergebnisse aus klinischer Perspektive . .	102
7.4.2	Der potenzielle Mehrwert von vorwärtsdynamischen Computersimulationsmodellen . . . . .	104
<b>8</b>	<b>Diskussion</b>	<b>107</b>
8.1	Einschränkungen der vorgestellten MKS-Modelle . . . . .	109
8.2	Inverse Dynamik vs. Vorwärtsdynamik . . . . .	112

<b>9 Fazit</b>	<b>117</b>
<b>A Anhang</b>	<b>147</b>

# Abbildungsverzeichnis

2.1	Fünf Abschnitte der Wirbelsäule aus lateral Perspektive . . . . .	5
2.2	Schematischer Aufbau eines Wirbels . . . . .	6
2.3	Schematischer Aufbau einer Zwischenwirbelscheibe . . . . .	7
2.4	Schematische Darstellung der Druck- und Zugkräfte an und in einer Zwischenwirbelscheibe . . . . .	9
2.5	Die Ligamentstrukturen der Lendenwirbelsäule . . . . .	12
2.6	Schematischer Aufbau eines Skelettmuskels . . . . .	14
2.7	Schematische Darstellung des Mechanismus der Muskelkontraktion	15
2.8	Schematische Darstellung des M.psoas major und M. psoas major	16
3.1	Exemplarische Spannungs-Dehnungs-Kurve eines Ligaments . . .	22
3.2	Schematische Darstellung des Prozesses einer vorwärtsdynamischen Simulation . . . . .	28
3.3	Schematische Darstellung des Prozesses einer invers-dynamischen Simulation . . . . .	29
4.1	Zusammenfassender Prozess der Modellerstellung . . . . .	35
4.2	Übersicht des Segmentierungsprozesses einer gesamten Wirbelsäule	36
4.3	Darstellung der DICOM-Daten mit der Software AMRIA . . . . .	36
4.4	Grob segmentierte Wirbel einer exemplarischen DICOM-Datei . .	37
4.5	CT-Schichtbild eines Wirbels in AMIRA . . . . .	37
4.6	Fertig segmentierte Wirbel einer exemplarischen DICOM-Datei . .	38
4.7	Segmentierter Wirbel in AMIRA mit Ansatzpunkten zur Model- lierung der passiven Strukturen . . . . .	38
4.8	Segmentierter einzelner Wirbel aus dorsaler Sicht mit jeweils 18 Markern zur Bestimmung der Regressionfläche in den Facettenge- lenken . . . . .	39
4.9	Exemplarische LWS zur Darstellung der Generierung von Modellen mit individueller Morphologie . . . . .	40
4.10	Exemplarische LWS mit visualisierten Ligamenten . . . . .	43

4.11	Schematische Darstellung des Hill'schen Muskelmodells . . . . .	44
4.12	Darstellung einer exemplarischen LWS in DICOM-Format und als fertiges Modell mit passiven und aktiven Strukturen . . . . .	46
4.13	Validierung der Olisthesenmodelle über den Vergleich der ROM mit Literaturdaten . . . . .	49
5.1	Drei Beispiele von LWS-Modellen mit unterschiedlichen Ausprägungen der Lordose sowie der Darstellung verschiedener Winkel der LWS . . . . .	53
5.2	Vergleich zwischen den Winkeln PI, SS und $\Delta$ PILL gegen die LL .	55
5.3	Unterschiede in den Cobb-Winkeln während der Belastung der Wirbel gegen den jeweiligen initialen LL . . . . .	58
5.4	SI Kompressionskräfte in den ZWS in Abhängigkeit des LL . . . . .	59
5.5	AP Scherkräfte in den ZWS in Abhängigkeit des LL . . . . .	60
5.6	FE Drehmomente in den ZWS in Abhängigkeit des LL . . . . .	61
5.7	Kontaktkräfte in den Facettengelenken in Abhängigkeit des LL . .	62
6.1	Beispiel eines individuellen LWS-Modells mit Darstellung der äußeren Kräfte sowie einer Flexionsbewegung . . . . .	69
6.2	Exemplarische Darstellung einer Gangpolbahn ab Beispiel einer funktionellen Einheit . . . . .	72
6.3	Darstellung der elliptischen Konfidenzbereiche der zweidimensionalen ICR-Verläufe in vier unterschiedlichen Belastungsszenarien .	78
6.4	Zweidimensionale ICR-Verläufe bei steigender Anzahl der Fixierung einer LWS . . . . .	86
7.1	Schematische Darstellung der Einteilung der Ausprägung einer Spondylolisthese nach Meyerding . . . . .	88
7.2	Visuelle Darstellung eines Bewegungssegments im intakten Zustand sowie nach drei durchgeführten Dekompressionsverfahren . .	93
7.3	Boxplots der ROM der MKS-Modelle nach vollständiger Flexion prä- und postoperativ . . . . .	95

7.4	Normierte Ergebnisse der SI und AP Kräfte sowie FE Drehmomente prä- und postoperativ . . . . .	97
7.5	Boxplots der SI und AP Kräfte sowie FE Drehmomente prä- und postoperativ . . . . .	98
7.6	Darstellung der SI und AP Kräfte sowie FE Drehmomente in Abhängigkeit der Zeit . . . . .	99

# Tabellenverzeichnis

6.1	Parameter der Konfidenzellipsen der ICR-Verläufe . . . . .	77
A.1	Längenverhältnisse von Muskelfaser zu Sehne in den Muskelgruppen M. psoas und M. multifidus eines MKS-Modells . . . . .	148
A.2	Die Pearson-Korrelationskoeffizienten ( $r$ ) und die entsprechenden $p$ -Werte der Ergebnisse des Kapitels 5 . . . . .	149
A.3	Die Steigungen ( $s$ ) und entsprechenden 95%-Konfidenzintervalle der Regressionslinien der Ergebnisse des Kapitels 5 . . . . .	150
A.4	Berechnete Mittelwerte der 15 Mehrkörper-Simulationsmodelle, sortiert nach dem Level und der durchgeführten virtuellen Dekompressionsoperation . . . . .	151

# Abkürzungsverzeichnis

<b>Abb.</b> . . . .	Abbildung
<b>ALL</b> . . . . .	Ligamentum longitudinale anterius
<b>AP</b> . . . . .	anterior-posterior (Richtungsbezeichnung)
<b>bILF</b> . . . .	bilaterale interlaminäre Fensterung
<b>BWS</b> . . . .	Brustwirbelsäule
<b>CE</b> . . . . .	Kontraktiler Element (engl. contractile element)
<b>CL</b> . . . . .	Kapselbänder des Facettengelenk
<b>Cn</b> . . . . .	n-ter Wirbel der Halswirbelsäule
<b>COM</b> . . . .	Massenmittelpunkt (engl. center of mass)
<b>CT</b> . . . . .	Computertomographie
<b>DOF</b> . . . .	Freiheitsgrad (engl. degree of freedom)
<b>DS</b> . . . . .	Degenerative Spondylolisthese
<b>EMG</b> . . . .	Elektromyografie
<b>FE</b> . . . . .	Flexion-Extension (Richtungsbezeichnung)
<b>FHA</b> . . . .	endliche Schraubachse (engl. finite helical axis)
<b>FL</b> . . . . .	Ligamentum flavum
<b>Gl.</b> . . . . .	Gleichung
<b>HWS</b> . . . .	Halswirbelsäule
<b>ICR</b> . . . . .	momentanes Drehzentrum (engl. instantaneous center of rotation)
<b>IDP</b> . . . . .	intradiskaler Druck
<b>ILF</b> . . . . .	interlaminäre Fensterung (auch bekannt als Laminotomie)
<b>ISL</b> . . . . .	Ligamentum interspinosum
<b>ITL</b> . . . . .	Ligamentum intertransversarium
<b>Kap.</b> . . . .	Kapitel
<b>KI</b> . . . . .	Konfidenzintervall
<b>LAM</b> . . . .	Laminektomie
<b>Lig.</b> . . . . .	Ligamentum (Singular)
<b>Ligg.</b> . . . .	Ligamenta (Plural)
<b>LL</b> . . . . .	Lumbale Lordose Winkel (engl. lumbar lordotic angle)
<b>Ln</b> . . . . .	n-ter Wirbel der Lendenwirbelsäule
<b>LWS</b> . . . .	Lendenwirbelsäule

**MKS** .... Mehrkörper-Simulation  
**MRT** .... Magnetresonanztomographie  
**MTC** .... Muskel-Sehen-Einheit (engl. muscle-tendon complex)  
**NPM** ... Keine Belastung und muskelgesteuert (engl. no preload musclecontrolled)  
**NPT** .... Keine Belastung und drehmomentgesteuert (engl. no preload torquecontrolled)  
**PEE** ..... Parallel-elastisches Element  
**PI** ..... Beckeninklination (engl. pelvic incidence)  
**PLL** ..... Ligamentum longitudinale posterius  
**PM** ..... Belastung und muskelgesteuert (engl. preload musclecontrolled)  
**PT** ..... Beckenkipfung (engl. pelvic tilt)  
**PT** ..... Belastung und drehmomentgesteuert (engl. preload torquecontrolled)  
**ROM** ... Ausmaß der Bewegung (engl. range of motion)  
**SA** ..... Os Sacrum (Kreuzbein)  
**SDE** ..... Seriellles Dämpfungselement (engl. serial damping element)  
**SEE** ..... Seriellles Element  
**SI** ..... superior-inferior (Richtungsbezeichnung)  
**SPM** .... Statistisches parametrisches Mapping (engl. statistical parametric mapping)  
**SS** ..... Sakralkrümmung (engl. sacral slope)  
**SSL** .... Ligamentum supraspinale  
**Thn** ..... n-ter Wirbel der Brustwirbelsäule  
**uILF** .... unilaterale interlaminäre Fensterung  
**ZWS** .... Zwischenwirbelscheibe (umgangssprachlich Bandscheibe)



# Glossar

**in-vitro:** “im Glas” durchgeführter Versuch. Hierunter werden Experimente mit Sektionsgut verstanden.

**Cobb-Winkel:** dient als Maß für die Krümmung der Wirbelsäule in der Frontal- und Sagittalebene und wird oft bei der Diagnose von skoliotischen Wirbelsäulen eingesetzt.

**iatrogen:** bedeutet ärztlich verursacht.

**intraspinal:** Ortsbezeichnung in der Anatomie, im Wirbelkanal liegend.

**medial:** Richtungsbezeichnung in der, zur Körpermitte hin oder in der Körpermitte gelegen.

**AMIRA:** Software zur Verwaltung und Verarbeitung sowie zur Segmentierung von DICOM-Daten

**anterior:** Richtungsbezeichnung in der Anatomie, vorne oder weiter vorne gelegen.

**DICOM:** ist ein Dateiformat zur Speicherung und zum Austausch von medizinischen Bilddaten.

**dorsal:** Richtungsbezeichnung in der Anatomie, zum Rücken hin.

**Elektromyografie(EMG)-Messung:** ist Verfahren zur Bestimmung der Aktivität der Muskulatur.

**ex-vivo:** bedeutet “aus dem Lebenden”. Dieser Begriff wird in der Biomechanik synonym zu dem Begriff in-vitro verwendet und bezeichnet daher ebenfalls Experimente mit Kadavern oder Sektionsgut.

**inferior:** Richtungsbezeichnung in der Anatomie, unten oder weiter unten gelegen.

**in-silico:** theoretische Forschungsmethoden die mit Hilfe des Computers und Modellen durchgeführt werden.

**in-vivo:** sind Versuche am lebenden Menschen. In der Biomechanik werden hierunter Messungen der Kinematik und Dynamik verstanden.

**kaudal:** Richtungsbezeichnung in der Anatomie, steißwärts.

**kranial:** Richtungsbezeichnung in der Anatomie, kopfwärts.

**lateral:** Richtungsbezeichnung in der Anatomie, von der Körpermitte abgewandt oder auch seitlich.

**Motion-Capture-Systeme:** ist ein Messverfahren zur Bestimmung der Kinematik mithilfe von reflektierenden Markern, welche am menschlichen Körper angebracht werden und mithilfe von Kameras aufgezeichnet werden.

**physiologische Bewegungen:** werden in der folgenden Arbeit als symptomfreie, “gesunde” Bewegungen definiert.

**posterior:** Richtungsbezeichnung in der Anatomie, hinten oder weiter hinten gelegen.

**SIMPACK:** Software zum Erstellen und Simulieren von MKS-Modellen

**superior:** Richtungsbezeichnung in der Anatomie, oben oder weiter oben gelegen.

**ventral:** Richtungsbezeichnung in der Anatomie, bauchseitig oder zum Bauch hin.

# 1 | Einleitung

Die Wirbelsäule ist ein hoch mobiles Gerüst, welches aufgrund seiner Form den aufrechten Gang ermöglicht, darüber hinaus alle Strukturen bestmöglich schützt, Kräfte von oben nach unten dämpft und den Kopf trägt (Aumüller et al., 2017, S. 247ff.). Es kann also gesagt werden, dass die Wirbelsäule ein zentrales “Organ” im menschlichen Körper ist und fundamentale Aufgaben hat. Aufgrund dieser wichtigen Aufgaben und zentralen Rolle ist es offensichtlich, dass die Wirbelsäule täglich hohen Belastungen ausgesetzt ist. Folglich überrascht es nicht, dass die Wirbelsäule in allen Altersklassen vergleichsweise oft von Schmerzen betroffen ist (von der Lippe et al., 2021). Eine Studie des wissenschaftlichen Instituts der AOK im Jahr 2022 hat gezeigt, dass mit einem Anteil von 16,4% Rückenschmerzen der häufigste Grund für die Verordnung von physiotherapeutischen Behandlungen ist (Waltersbacher, 2024, Tab. 8). Dementsprechend ist es nicht verwunderlich, dass es zahlreiche Studien über die Prävalenz von Rückenschmerzen sowie deren Auswirkungen auf das tägliche Leben gibt. Die Ergebnisse der großangelegten Gesundheitsstudie NAKO von Schmidt et al. (2020) führen auf, dass 22,5% aller Befragten jemals Rückenschmerzen für mindestens drei Monate hatten, wobei der Anteil der Frauen mit 25,3% über dem der Männer (19,7%) liegt (Schmidt et al., 2020, Tab. 2). Mit steigendem Alter nimmt der prozentuale Anteil der ärztlich dokumentierten Betroffenen von Rückenschmerzen in einer Alterskohorte deutlich zu. In der Altersgruppe der 75-79-Jährigen sind nach den Ergebnissen von Schüssel et al. (2023) ca. 50% von Rückenschmerzen betroffen (Schüssel et al., 2023, Abb. 1). Dementgegen zeigt die Krankheitslast-Studie BURDEN des Robert-Koch-Instituts (RKI) keinen Unterschied in der prozentualen Verteilung von Rückenbeschwerden je Altersklasse. In diesen Ergebnissen liefert die Altersklasse über 70 Jahre die geringsten Anteile an Rückenschmerzpatienten (von der Lippe et al., 2021, Abb. 2). Daraus lässt sich folgern, dass Rückenschmerzen in den jüngeren Alterskohorten bestehen, jedoch nicht immer von einem Arzt diagnostiziert werden. Dabei kann es zahlreiche Gründe für Rückenschmerzen geben, dazu zählen Frakturen, Bandscheibenvorfälle, degenerative Veränderungen, Infektionen, Tumore, Osteoporose, Wirbelgleiten (Spondylolisthese) aber auch

unspezifische Gründe (Schüssel et al., 2023; Fritsch, 2003; von der Lippe et al., 2021). Im Jahr 2015 wurden täglich durchschnittlich 2115 Operationen an der Wirbelsäule durchgeführt (Volbracht et al., 2017). Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die Prävalenz von Rückenschmerzen und die daraus vermutlich resultierenden Einschränkungen für das tägliche Leben einen erheblichen Forschungsbedarf aufzeigen. Richtlinien, wie sie von der Weltgesundheitsorganisation (WHO) im Umgang mit chronischen Rückenschmerzen (WHO, 2023) formuliert wurden, sind nur auf einer breiten wissenschaftlichen Basis möglich, wie sie Adams et al. (2013) in ihrem Buch “the biomechanics of back pain” zusammenfassend vorstellen. Es gibt viele verschiedene Ansätze zur Forschung im Bereich der Biomechanik der Wirbelsäule. Klassische Ansätze wie in-vitro Untersuchungen haben erste Erkenntnisse aus Sektionsgut geliefert, wie bspw. die Steifigkeit der stabilisierenden Ligamente (Chazal et al., 1985; Nachemson and Evans, 1968; Panjabi et al., 1982), den Bewegungsumfang (engl. range of motion, ROM) der Lendenwirbelsäule (Heuer et al., 2007; Panjabi et al., 1989), die Belastungen der Zwischenwirbelscheiben unter einer definierten Belastung (Wilke et al., 1996) oder auch die Stabilität der Lendenwirbelsäule in Abhängigkeit der Muskulatur (Wilke et al., 1995). Daneben gibt es medizinische Beobachtungsstudien, wie die retrospektive Datenanalyse, um so z.B. Zusammenhänge von Rückenschmerzen und körperlichen Aktivitäten zu ermitteln (Alzaharani et al., 2019). Weitergehend wurden zahlreiche in-vivo Studien durchgeführt, bei welchen unter der Verwendung von geeigneten Messsystemen die menschliche Kinematik, Bodenreaktionskräfte oder Muskelaktivitäten erfasst werden (Wank, 2021, S. 80ff.). Neben vergleichsweise einfachen *motion capture* Analysen gibt es komplexe biplanare Röntgen-Systeme, die in der Lage sind, Filme der Wirbelsäule zu erstellen, die eine hoch präzise Kinematik der einzelnen Wirbel liefern und so Aussagen über das exakte Bewegungsverhalten jedes einzelnen Wirbels zulassen (Aiyangar et al., 2014, 2015, 2017, 2023; Dombrowski et al., 2018; Wawrose et al., 2020). Ein wesentlicher Nachteil dieser Ansätze liegt in der Beschränkung, keine inneren Kräfte und Drehmomente am lebenden Menschen messen zu können. In wenigen Studien Polga et al. (2004); Wilke et al. (2001) wurde über einen Druckmesser

der intradiskale Druck in den Zwischenwirbelscheiben (ZWS) gemessen. Diese in-vivo Untersuchungen zur Ermittlung von inneren Kräften stellen jedoch eine Seltenheit dar. Um den Nachteil der fehlenden Informationen von inneren Kräften und Drehmomenten auszugleichen, wird die Wirbelsäule modelliert. Das heißt unter Verwendung der physikalischen Eigenschaften aller Bestandteile einer Wirbelsäule oder eines Oberkörpers wird ein Computermodell erstellt. Hierbei wird grundsätzlich zwischen dem Ansatz der Finite-Element-Modellierung (Dreischarf et al., 2014; Gezelbash et al., 2016; Shirazi-Adl et al., 2002) und den Mehrkörper-Simulationen (MKS) unterschieden (Bayoglu et al., 2017; Bruno et al., 2015; Christophy et al., 2012; Guo et al., 2021; Ignasiak et al., 2016; Lerchl et al., 2022; Meszaros-Beller et al., 2023a; Senteler et al., 2015). Auf den Finite-Element Ansatz soll in dieser Arbeit nicht weiter eingegangen werden. Je nach Fragestellung existieren zahlreiche MKS-Modelle, welche stetig weiterentwickelt und verbessert werden. Zur Verwendung eines MKS-Modells zur Berechnung von inneren Kräften und Drehmomenten gibt es wiederum verschiedene Ansätze. Die Kräfte und Drehmomente können zum einen für den statischen Zustand berechnet (Bruno et al., 2017; Khoddam-Khorasani et al., 2020; Lerchl et al., 2022) werden und zum zweiten in der Dynamik. Innerhalb des dynamischen Ansatzes lassen sich erneut zwei Vorgehensweisen differenzieren, der vorwärtsdynamische Ansatz und der invers dynamische Ansatz. Stark vereinfacht formuliert, unterschieden sich beide Methoden in der Wahl der Ausgangsdaten für die jeweilige Simulation. Bei einer vorwärtsdynamischen Simulation werden alle Kräfte oder, am Beispiel der muskuloskelettalen Modelle, Muskelstimulationen oder -aktivitäten als Ausgangsgrößen verwendet und mit Hilfe des Modells einschließlich aller damit verbundenen physikalischen Einschränkungen die resultierende Kinematik berechnet. In der inversen Dynamik wird im Gegensatz zur Vorwärtsdynamik die gemessene Kinematik eines Subjektes zusammen mit einem MKS-Modell verwendet, um die für die Bewegung erforderlichen Kräfte und Drehmomente zu berechnen vgl. (Galbusera and Wilke 2018, S. 260f.; Uchida and Delp 2020, S. 14f.). Beide Methoden besitzen Vor- und Nachteile. Der inverse dynamische (Bassani et al., 2019; Beaucage-Gauvreau et al., 2019; Byrne et al., 2020; Fregly et al., 2015; Han et al.,

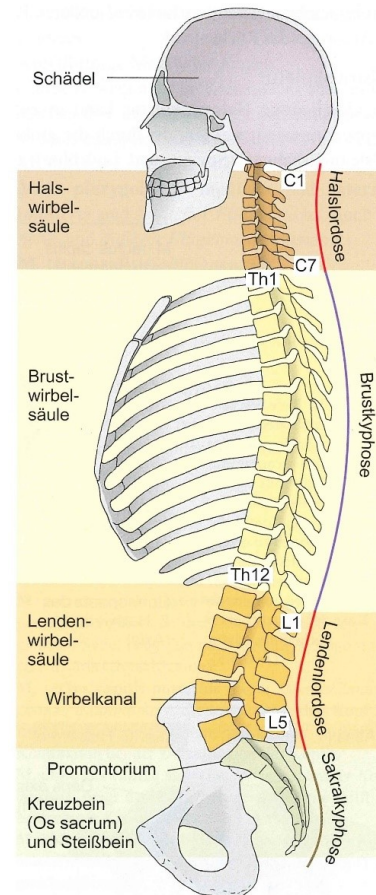
2013; Molinaro et al., 2020; Senteler et al., 2018; Zander et al., 2016) sowie der statische (Bruno et al., 2017; Khoddam-Khorasani et al., 2020; Lerchl et al., 2022) Ansatz überwiegen im Bereich der Wirbelsäulenbiomechanik jedoch stark, wohingegen es nur vereinzelte Studien gibt, welche den vorwärtsdynamischen Ansatz verfolgen (Damm et al., 2020; Guo et al., 2021; Meszaros-Beller et al., 2023a; Mörl et al., 2020; Rupp et al., 2015). Demnach ergibt sich ein großer Forschungsbedarf in der Entwicklung sowie Anwendung von MKS-Modellen und der Anwendung von vorwärtsdynamischen Simulationen. Die vorliegende Arbeit setzt an diesem Punkt an.

Auf der Basis von zahlreichen Literaturdaten werden MKS-Modelle der Lendenwirbelsäule (LWS) basierend auf individuellen CT-Daten entwickelt. Darauf aufbauend werden drei Studien vorgestellt: (I) Es wird ein quantitativer Zusammenhang zwischen dem lumbalen Lordose Winkel (LL) und der Belastungsverteilung, (2) Konfidenzbereiche für sogenannte momentane Drehzentren und (3) die Auswirkungen von verschiedenen Operationsverfahren auf die Belastungsverteilung untersucht (vgl. Kap. 5, 6 und 7).

## 2 | Anatomie der (Lenden-)Wirbelsäule

Im folgenden Kapitel wird zunächst die grundlegende Anatomie der Wirbelsäule bzw. die Anatomie der Lendenwirbelsäule zusammenfassend vorgestellt, da diese die Basis für die Entwicklung von Mehr-Körper-Systemen (MKS) der Lendenwirbelsäule (LWS) darstellen. In diesem Zusammenhang werden die grundsätzliche Morphologie der Wirbel, die passiven und aktiven Strukturen einführend dargelegt. Inwiefern diese Strukturen in der Computermodellierung im Bereich der MKS modelliert werden, wird in dem darauffolgenden Kapitel 3 erläutert. Die menschliche Wirbelsäule bildet das zentrale Achsengerüst des Körpers und trägt die Masse des Rumpfes sowie des Kopfes. Sie repräsentiert etwa zwei Fünftel der Gesamtgröße des Menschen, wobei ein Viertel der Wirbelsäulenlänge auf die Zwischenwirbelscheiben (ZWS) entfällt. Typischerweise besteht die freie Wirbelsäule aus 24 beweglichen Einzelwirbeln und 23 Zwischenwirbelscheiben. Zusätzlich existiert am

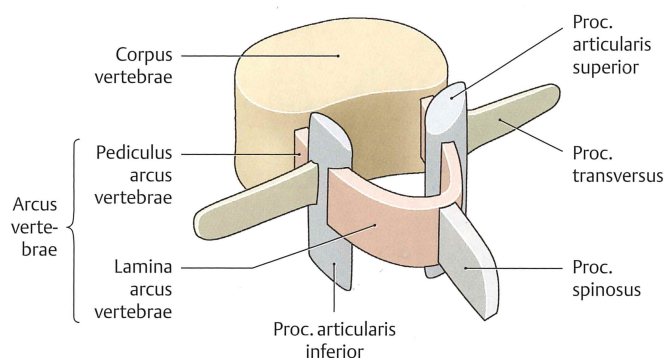
unteren Ende ein unbeweglicher Teil, der aus acht bis zehn miteinander verschmolzenen Wirbeln besteht. Die Wirbelsäule erfüllt vielfältige Aufgaben, darunter die Funktion als elastischer Doppel-S-Federmechanismus zur Stoßdämpfung sowie die Bildung einer schützenden Hülle für das Rückenmark (Waschke et al., 2015, S. 117ff.). Die Wirbelsäule gliedert sich in fünf Bereiche: die Halswirbelsäule (HWS), die Brustwirbelsäule (BWS), die Lendenwirbelsäule (LWS), das Kreuzbein (Os Sacrum, wird im Folgenden als Sacrum bzw. SA bezeichnet) und das Steißbein. Von oben nach unten betrachtet, bestehen sie aus sieben Halswirbeln,



**Abb. 2.1:** Einteilung der Wirbelsäule in ihre fünf Abschnitte aus lateraler Perspektive: Halswirbelsäule, Brustwirbelsäule, Lendenwirbelsäule, Kreuzbein und Steißbein. Bildnachweis: Huch and Jürgens (2015, S. 102).

zwölf Brustwirbeln, an denen die Rippen ansetzen, fünf Lendenwirbeln, dem Sacrum, aus fünf miteinander verwachsenen Kreuzbeinwirbeln und schließlich dem Steißbein, das ebenfalls aus vier bis fünf miteinander verschmolzenen Wirbeln besteht. Die Wirbel der verschiedenen Abschnitte weisen alle eine ähnliche Morphologie auf, welche sich jedoch im Detail unterscheidet. Die Wirbel sind einzeln beweglich und bilden eine Gliederkette, die beim erwachsenen Menschen eine charakteristische Krümmung aufweist (Rohen and Lütjen-Drecoll, 2006, S. 37f.). Diese Krümmungen werden in Lordose und Kyphose unterschieden. Abbildung 2.1 zeigt die Wirbelsäule lateral und visualisiert die Einteilung in die zuvor beschriebenen fünf Abschnitte (HWS, BWS, LWS, Sacrum und Steißbein) sowie die charakteristischen Krümmungen in den entsprechenden Bereichen. Die Hals- und Lendenwirbelsäule sind nach vorne konvex gekrümmt und werden als Lordose bezeichnet, während die Brustwirbelsäule sowie das Kreuz- und Steißbein nach vorne konkav gekrümmt sind, was als Kyphose bezeichnet wird. Die Gesamtheit dieser Krümmungen ergibt die Doppel-S-Form, die in der Sagittalebene erkennbar ist (Waschke et al., 2015, S. 118).

## 2.1 Morphologie des Wirbels



**Abb. 2.2:** Schematischer Aufbau eines Wirbels. Bildnachweis: Schünke et al. (2014, S. 106).

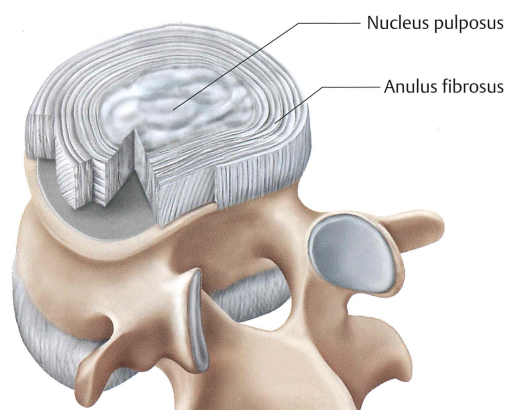
bleibt der grundlegende Aufbau und die Struktur aller Wirbel gleich. Dennoch zeigen sich, abhängig vom Abschnitt der Wirbelsäule, charakteristische Variationen in Form und Lage der Strukturen. Die Wirbel setzen sich grundsätzlich

Abbildung 2.2 veranschaulicht den schematischen Aufbau eines Wirbels und präsentiert die lateinischen Bezeichnungen der individuellen Bauelemente. Mit Ausnahme des ersten und zweiten Halswirbels, die als Atlas und Axis bekannt sind,



aus dem Wirbelkörper (Corpus vertebrae), dem Wirbelbogen (Arcus vertebrae) und den Wirbelbogenfortsätzen (Processi arcus vertebrae) zusammen (Waschke et al., 2015, S. 119). Die Wirbelkörper übertragen die Kräfte von kranial nach kaudal, folglich von Kopf, Hals, den oberen Extremitäten und dem größten Teil des Rumpfes über das Becken auf die Beine (Aumüller et al., 2017, S. 250). Neben dem Wirbelkörper und Wirbelbogen, gibt es insgesamt sieben Wirbelfortsätze. Darunter zählen die vier Gelenkfortsätze (Processus articularis superior und inferior in 2.2, welche auch als Facettengelenke bezeichnet werden. Die beiden Querfortsätze (Proc. transversus in 2.2), welche sich jeweils nach rechts und links erstrecken. Der letzte Fortsatz ist der Dornfortsatz (Proc. spinosus), dieser bildet das dorsale Ende des Wirbels und lässt sich oftmals durch die Haut beim Menschen ertasten. Die Fortsätze sowie auch die Wirbelkörper und auch die Wirbelbögen bilden Ansatzpunkte für passive sowie für aktive Strukturen. Beispielsweise liegen die ZWS auf den hyalinknorpeligen Deckplatten der Wirbelkörper auf und sind mit der Epiphysis anularis verwachsen (Schünke et al., 2014, S. 118f.).

## 2.2 Passive Strukturen



**Abb. 2.3:** Schematischer Aufbau einer Zwischenwirbelscheibe. Bildnachweis: Hochschild (2014, S. 20).

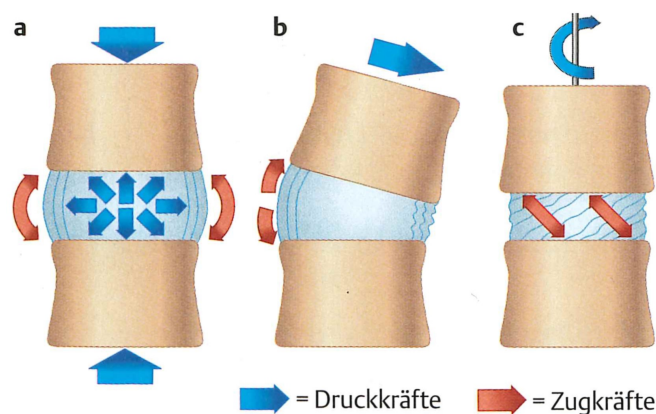
Als passive Strukturen werden im menschlichen Körper Ligamente (Bänder), Knorpel, Zwischenwirbelscheiben, etc. bezeichnet. Diese Strukturen übertragen passiv Kräfte, indem sie gedehnt werden und aufgrund ihrer mechanischen Eigen-

schaften eine Gegenkraft erzeugen. Dementgegen wird die Muskulatur als aktive Struktur bezeichnet, da diese sich unter Energieverbrauch verkürzt und somit Kräfte wirken lässt, die die Ursache der resultierenden Bewegungen darstellen. Im folgenden Kapitel werden einfürend die Zwischenwirbelscheibe, Ligamente der LWS sowie die Facettengelenke beschrieben, da diese Bestandteil der in dieser Arbeit vorgestellten Modellierung sind.

### *Zwischenwirbelscheibe*

Die menschliche Wirbelsäule besteht aus insgesamt 23 Zwischenwirbelscheiben (Disci intervertebrales), die sich zwischen den Wirbelkörpern befinden. Da das Sacrum ein verwachsener Knochen ist, fehlen dort Zwischenwirbelscheiben. Ebenso sind keine Zwischenwirbelscheiben zwischen Schädel und Atlas (1. Halswirbel) sowie Atlas und Axis (2. Halswirbel) vorhanden, da diese durch echte Gelenke miteinander verbunden sind. Die Zwischenwirbelscheiben sind durch Kollagenfasern mit den knorpeligen Deck- und Grundplatten benachbarter Wirbel sowie mit der knöchernen Randleiste der einzelnen Wirbel verbunden. Die Dicke der Zwischenwirbelscheiben nimmt von oben nach unten aufgrund zunehmender mechanischer Belastung zu. Bei erwachsenen Menschen machen diese etwa ein Viertel der Gesamtlänge der Wirbelsäule aus, wobei die Größe der Zwischenwirbelscheiben tageszeitabhängig variiert (Waschke et al., 2015, S. 120). Abbildung 2.3 zeigt den Aufbau einer Zwischenwirbelscheibe. Diese besteht aus einem äußeren Faserring (Anulus fibrosus) und einem zentralen Gallertkern (Nucleus pulposus) (Schünke et al., 2014, S. 116). Der Gallertkern grenzt lateral an die Faserringe und superior sowie inferior an die Knorpelplatten der benachbarten Wirbel. Er besteht hauptsächlich aus einer zähflüssigen, viskosen Masse, ähnlich Zahnpasta (Bogduk, 2000, S. 20). Der Gallertkern besteht aus einer Extrazellulärmatrix mit einem hohen Anteil an Proteoglykanen, die eine hohe Wasserbindungsfähigkeit aufweisen (Waschke et al., 2015, S. 121). Aufgrund dieser Zusammensetzung kann der Gallertkern als Wasserkissen betrachtet werden, das in der Lage ist, Druck auf die Grund- und Deckplatten der Wirbel zu verteilen. Der Nucleus pulposus kann bis zu 80-85% Wasser aufnehmen. Wasser ist unter Druck nicht

komprimierbar und verteilt die Kraft nach allen Seiten (Schünke et al., 2014, S. 117). Bei Druck von jeder Richtung ändert der Gallertkern seine Form und verteilt den Druck in alle Richtungen. Die Zwischenwirbelscheibe dehnt sich bei vertikalem Druck seitlich aus, wodurch sich die Faserringe ausdehnen. Aufgrund der kreuzenden Struktur der Faserringe können diese der Ausdehnung standhalten. Die Zwischenwirbelscheibe hat mehrere Funktionen, die in Abbildung 2.4 schematisch dargestellt sind. In Teilabbildung (a) wird die gleichmäßige Druckverteilung auf die Deckplatten benachbarter Wirbelkörper gezeigt, wobei es zu der bereits erläuterten Ausdehnung der Zwischenwirbelscheibe kommt. Teilabbildung (b) zeigt, dass die Fasern des Anulus fibrosus die Bewegung eines Segments (zwei Wirbel mit Zwischenwirbelscheibe) bei Kippbewegungen begrenzen. Aufgrund natürlicher Spannungen werden Bewegungen um die Sagittal- (Lateralflexion) und Transversalachse (Ventralflexion/Dorsalextension) beschränkt. Zuletzt wird in Teilabbildung (c) die eingeschränkte Rotation um die Longitudinalachse dargestellt. Durch diese Funktionen wird der Aufbau der Zwischenwirbelscheibe, sowohl des gallertartigen Kerns als auch der fischgrätenmusterartigen Struktur der Faserringe, deutlich. Denn nur durch beide Strukturen sind diese Funktionen möglich (Aumüller et al., 2017, S. 259).



**Abb. 2.4:** Schematische Darstellung der Druck- und Zugkräfte an und in einer Zwischenwirbelscheibe. A) zeigt die Auswirkung einer vertikalen Kraft auf die ZWS, b) die Auswirkungen einer Rotation sowie Scherkräfte und c) zeigen die Auswirkungen einer Rotation um die Längsachse. Bildnachweis: Aumüller et al. (2017, S. 259).

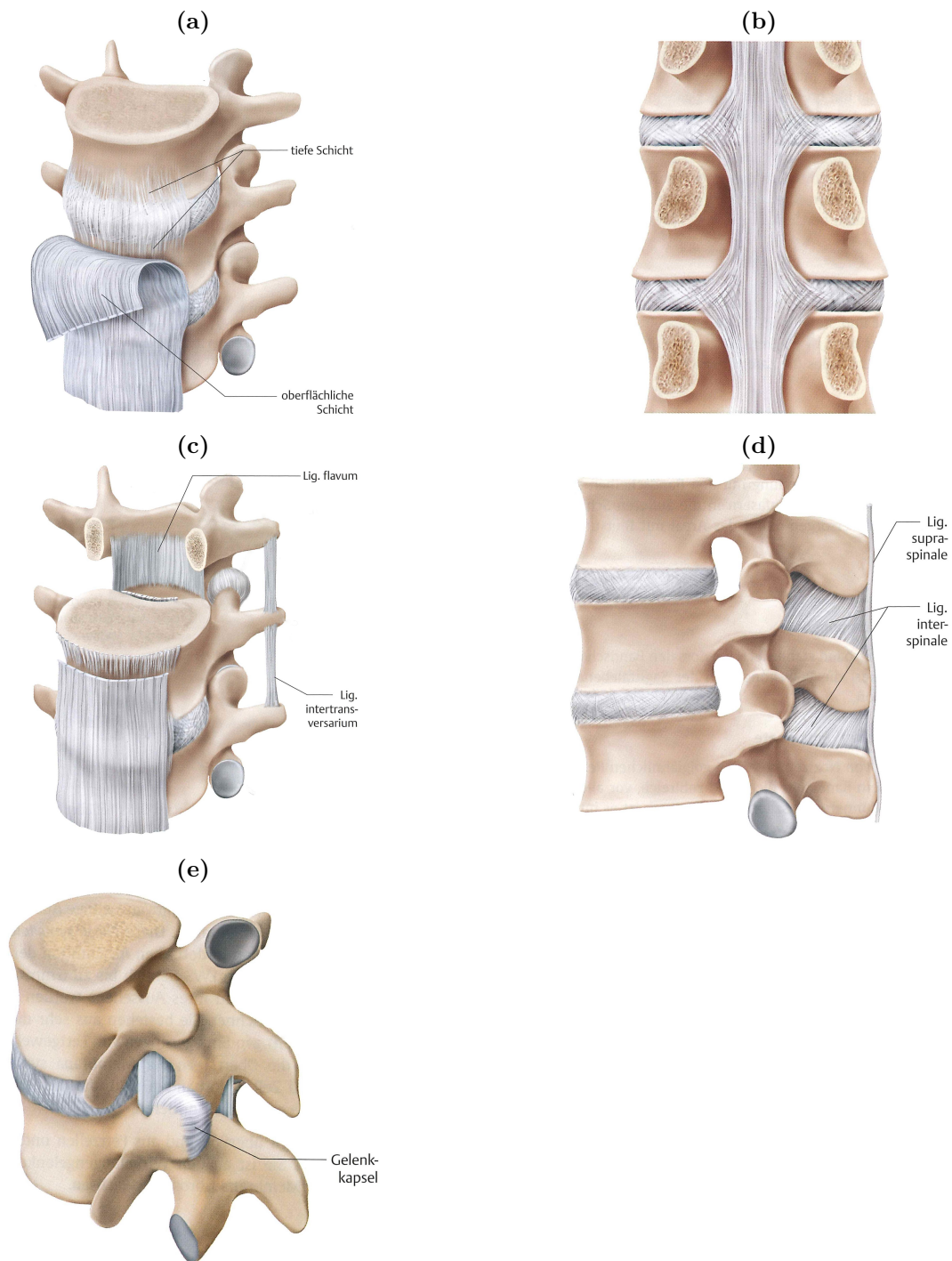
Darüber hinaus wird deutlich, dass die ZWS die Beweglichkeit der Wirbelsäule ermöglichen. Somit kann gesagt werden, dass die ZWS in Verbindung mit den

Wirbeln ein “unechtes” Gelenk darstellt. Dies ist für die Modellierung der Wirbelsäule eine entscheidende Tatsache, da die Teilkörper in Mehrkörper-Modellen über Gelenke mit definierten Freiheitsgraden (engl. degrees of freedom, DOF) miteinander verbunden werden. Ein Wirbel kann sich entlang aller Koordinatenachsen bewegen sowie um alle Koordinatenachsen gegenüber eines benachbarten Wirbels rotieren. Folglich kann dieses unechte Gelenk in MKS-Modellen mit sechs DOF dargestellt werden (vgl. Kap. 4). Die ZWS sowie die weiteren passiven und aktiven Strukturen dienen zur Stabilisierung der sogenannten funktionellen Einheit, welche aus jeweils zwei Wirbeln und dazugehörigen passiven Strukturen besteht, sowie der gesamten Wirbelsäule. Folglich kann die mechanische Charakteristik der ZWS beschrieben werden. Die ZWS beschränkt zum Beispiel die Bewegung entlang der vertikalen Achse und wirkt so der Gewichtskraft entgegen. Für die Modellierung kann dieses Verhalten bspw. mit linearen Steifigkeitstermen beschrieben werden, um die Charakteristik der ZWS physikalisch zu beschreiben und somit die Wirbel gegeneinander zu stabilisieren. Weitere Möglichkeiten, zu der Darstellung der ZWS in der MKS-Modellierung, werden in Kapitel 3 beschrieben.

### *Ligamente*

Die Wirbelsäule ist mit einem robusten Bandapparat ausgestattet, der sich von einem Wirbel zum nächsten oder über größere Abschnitte erstreckt. Durch die Vielfalt der Bänder wird die Lendenwirbelsäule zu einer funktionellen Einheit, wobei die Ligamente das jeweilige Segment in alle Richtungen stabilisieren (Hochschild, 2014, S. 15). In Abbildung 2.5a ist das vordere Längsband (Ligamentum longitudinale anterius, ALL) dargestellt. Es verläuft entlang der ventralen Seite der Wirbelkörper, hat seinen Ursprung am vorderen Atlasbogen und erstreckt sich bis zum Sacrum. Das Band verbreitert sich von kranial nach kaudal, wie von Waschke et al. (2015, S. 122) beschrieben. Es besteht aus einer tiefen und einer oberflächlichen Schicht, wie in Abbildung 2.5a zu sehen ist. Die tieferen Fasern sind fest an der ventralen Wirbelkörperfläche befestigt, insbesondere neben den Randleisten und im Bereich der Kortikalis, wie die Abbildung zeigt. Es gibt nur

wenige Faserverbindungen zur Zwischenwirbelscheibe selbst. Die oberflächlichen Fasern ziehen sich über mehrere Wirbel und tragen hauptsächlich zur Stabilisierung der Extension sowie anteilig zur Lateralflexion bei (Hochschild, 2014, S. 12). Abbildung 2.5b zeigt das hintere Längsband (Ligamentum longitudinale posterius, PLL). Dieses Band entspringt am Schädel (am Klivus des Os occipitale) und wird dort als Membrana tectoria bezeichnet. Es endet am Sacrum und ist dort am ventralen Rand des Sakralkanals fixiert. Im Vergleich zum ALL ist das Ligament schmaler und verläuft an der dorsalen Fläche der Wirbelkörper entlang. Abbildung 2.5b verdeutlicht, dass das Band auf Höhe der Wirbelkörper schmaler wird und sich auf Höhe der Zwischenwirbelscheiben verbreitert. Es ist mit den äußeren Faserringen der Zwischenwirbelscheiben verwachsen, wobei die lateralen Ausziehungen dünner werden. Es besteht eine schwache Verbindung zur dorsalen Wirbelkörperoberfläche, wobei einzelne Fasern mit den Randleisten verwachsen sind. Das hintere Längsband begrenzt die Ventralflexion der Wirbelsäule und stabilisiert den dorsalen Zwischenwirbelscheibenraum (Aumüller et al., 2017, S. 261). Zudem ist es aufgrund der Verteilung von neurosensorischen Rezeptoren, besonders in den dünnen Ausziehungen, an der Koordination von Bewegungen und der Haltung beteiligt (Hochschild, 2014, S. 15). Abbildung 2.5d zeigt das Ligamentum interspinale (ISL) und das Ligamentum supraspinale (SSL). Die Ligg. ISL verlaufen zwischen den Dornfortsätzen benachbarter Wirbel, kraniodorsal zum nächsthöheren. Ihre Faserausrichtung ist ebenfalls in Abbildung 2.5d dargestellt. Am dorsalen Ende gehen die Ligg. ISL in das Lig. SSL über. Diese Bänder verhindern das Gleiten der Wirbel gegeneinander und begrenzen die Ventralflexion. Das SSL, das die Spitzen der Dornfortsätze verbindet, besteht aus langen Bandzügen. Es stabilisiert und begrenzt nicht nur die Flexion, sondern auch die axiale Rotation in beide Richtungen (Aumüller et al., 2017, S. 261). Abbildung 2.5c stellt die Ligg. Intertransversaria (ITL) und die Ligg. Flava (FL) dar. Die Ligg. ITL sind kurze, segmentale Bänder, die zwischen den Enden der Querfortsätze benachbarter Wirbel verlaufen und diese verbinden. Sie begrenzen die Lateralflexion und Rotation (Aumüller et al., 2017, S. 261).



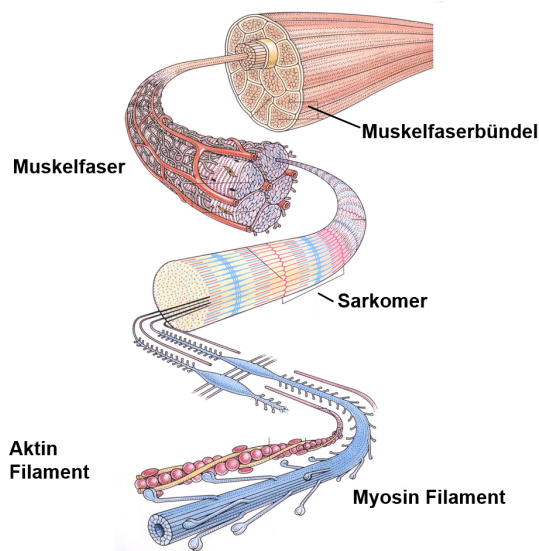
**Abb. 2.5:** a) - e) zeigen die verschiedenen Ligamente, welche die Wirbelsäule stabilisieren. a) zeigt das vordere Längsband (Lig. longitudinale anterius), welches sich am ventralen Ende des Wirbelkörpers befindet. b) zeigt das hintere Längsband (Lig. longitudinale posterius), welches sich am dorsalen Ende des Wirbelkörpers befindet. c) zeigt das Lig. flavum, welches an der dorsalen Seite des Spinalkanals entlang verläuft. Zusätzlich ist das Lig. intertransversarium dargestellt. Dieses Ligament hat jeweils einen Ansatz und Ursprung an den Querfortsätzen der Wirbel. d) zeigt den Wirbel aus lateraler Perspektive, sodass das Lig. interspinale zwischen dem Dornfortsatz und das Lig. supraspinale am dorsalen Ende des Dornfortsatz sichtbar sind. e) zeigt die Gelenkkapsel, welche wie ein Netz um das Facettengelenk von zwei benachbarten Wirbel gelegt ist. Bildnachweis: Hochschild (2014, S. 12ff.).

Abbildung 2.5c zeigt, dass das Lig. FL am dorsalen Ende des Wirbelkanals zwischen den Laminae benachbarter Wirbel verläuft und den Wirbelkanal sowohl zum dorsal als auch lateral begrenzt. Im Bereich der BWS und HWS geht das Band lateral eine Verbindung mit den Gelenkkapseln der Wirbelbogengelenke ein. Das Lig. FL besteht zu über Dreiviertel aus elastischen Fasern und hat eine gelbliche Farbe. Seine Hauptaufgaben sind die Unterstützung der autochthonen Rückenmuskulatur, das Aufrechterhalten der Wirbelsäule in der Sagittalebene, die Verhinderung einer übermäßigen Ventralflexion und die Unterstützung der Aufrichtung einer nach vorne gebeugten Wirbelsäule. Zudem stabilisieren die Ligg. FL die Wirbelbogengelenke und sind an der Koordination von Bewegungen und der Haltung beteiligt (Hochschild 2014, S. 17; Schünke et al. 2014, S. 123; Waschke et al. 2015, S. 12). Abbildung 2.5e zeigt die Gelenkkapsel, wobei die Fasern in unterschiedliche Richtungen verlaufen und für die Stabilität und Führung des Gelenks sorgen (Hochschild, 2014, S. 12).

## 2.3 Aktive Strukturen

Neben den passiven Strukturen gibt es im menschlichen Körper aktive Strukturen. Die Muskulatur wird als aktive Struktur bezeichnet, da sie unter Energieverbrauch Kräfte erzeugt und somit über Längenänderung der einzelnen Muskeln Bewegungen des menschlichen Skelettsystems erzeugen kann. Im folgenden Kapitel wird ausschließlich die menschliche quergestreifte Skelettmuskulatur (im Folgenden wird sie vereinfacht als Muskulatur bezeichnet) thematisiert und der Fokus auf den M. psoas major und M. multifidus gelegt, da diese auch Anwendung in der vorgestellten Modellierung finden. Die Muskulatur hat im wesentlichen zwei Aufgaben. Sie ist für die Stabilität des menschlichen Körpers, sowohl haltend als auch für die Ausführungen von Bewegungen verantwortlich. Um diesen verschiedenen Aufgaben im menschlichen Körper gerecht zu werden, gibt es verschiedene Typen von Muskeln, die Skelettmuskulatur, die Organmuskulatur und die Herzmuskulatur. Die quergestreifte Skelettmuskulatur lässt sich weiter, in die der Art der Fiederung und die Anzahl verschiedener Zellen, gliedern. Beide Charakteris-

tika haben unterschiedliche Auswirkungen und variieren je nach Muskelgruppe (Schünke et al., 2014, S. 58f.). Diese Aspekte werden in der vorliegenden Arbeit jedoch nicht weiter betrachtet. Im Folgenden wird zunächst die allgemeine Wirkungsweise der Muskulatur erläutert und anschließend die grobe Anatomie der beiden Muskelgruppen M. psoas major und M. multifidus dargelegt.



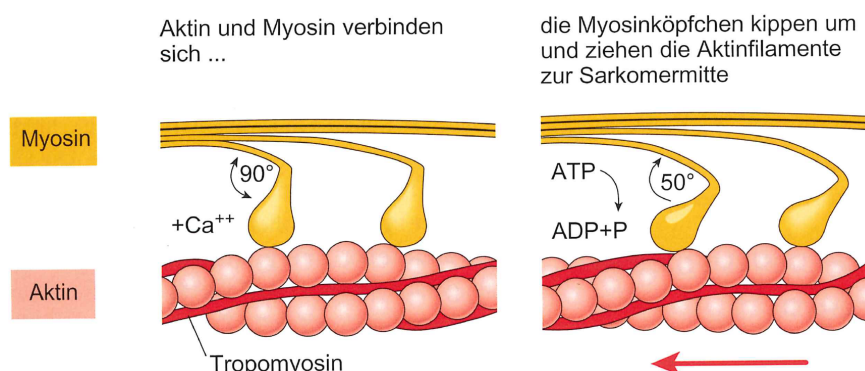
**Abb. 2.6:** Schematischer Aufbau eines Skelettmuskels mit der Darstellung eines Muskelfaserbündels, einer Muskelfaser, einem Sarkomer, einem Aktin sowie Myosinfilament. Bildnachweis: Smith (2004, S. 54).

lisiert (Huch and Jürgens 2015, S. 84f.; Schünke et al. 2014, S. 60f.). Die beiden Myofilamente, Aktin und Myosin, sind die Namensgeber der quergestreiften Muskulatur, da sie im mikroskopischen Bild als helle und dunkle Streifen zu erkennen sind (Huch and Jürgens, 2015, S. 85). Zeitgleich sind sie auch maßgeblich dafür verantwortlich, dass unsere Muskulatur im Gesamten kontrahiert und eine Kraft entwickelt, welche schließlich zum Stabilisieren und Bewegen des Körpers notwendig ist. Damit es zu einer Längenveränderung kommt, muss die Muskulatur einen Reiz durch eine Nervenzelle erhalten. Dabei kommt es zu einer Ausschüttung von Kalzium ( $\text{Ca}^{2+}$ ) und darauf folgend zu einer Bindung sowie einem Einklappen der Myosinköpfe unter Adenosintriphosphat (ATP) am Aktin. Abbildung 2.7 zeigt schematisch einen Teil des sogenannten Querbrückenzyklus, welcher ein Modell

Die Abbildung 2.6 zeigt vereinfacht die Struktur der Skelettmuskulatur und deren Aufbau. Ausgehend von einem Muskelfaserbündel sind Muskelfasern, Sarkomere und Aktin- sowie Myosinfilamente dargestellt. In der Abbildung ist bspw. nicht dargestellt, dass eine anatomische Muskelgruppe aus mehreren Muskelfaserbündeln besteht, die Muskeln über Sehnen an den Knochen inserieren und von einer Muskelfaszie umgeben sind, Blutbahnen, Bindegewebeanteile, etc. sind ebenfalls nicht visualisiert

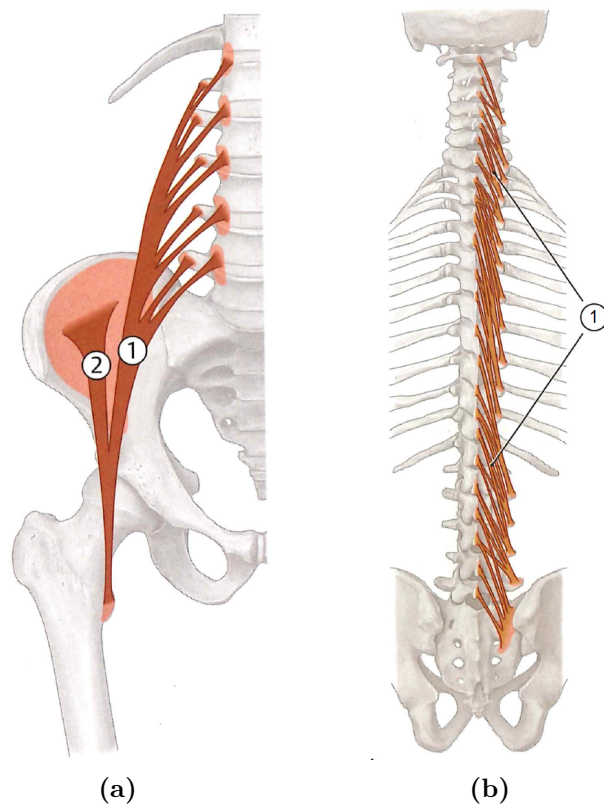


zur Erläuterung des Mechanismus der Muskelkontraktion ist (Huch and Jürgens, 2015, S. 85). Es gibt verschiedene Erklärungen darüber welche elektrostatischen Mechanismen für die Bindung sowie das Lösen des Myosinkopfes am Aktin verantwortlich sind (Rockenfeller et al., 2022). Die Modellierung der Muskulatur sowie die Integration in die MKS-Modelle wird in Kapitel 4.2 vorgestellt.



**Abb. 2.7:** Schematische Darstellung des Mechanismus der Muskelkontraktion. Bildnachweis: Huch and Jürgens (2015, S. 85).

Die Abbildung 2.8a zeigt sowohl den M. psoas major (1) sowie den M. iliacus (2). Da der M. iliacus in der vorliegenden Forschungsarbeit kein Bestandteil der Modellierung ist, wird dieser nicht näher thematisiert. Topografisch betrachtet, könnte der M. psoas major den hinteren Bauchmuskeln zugeordnet werden (Schünke et al., 2014, S. 156). Er ist jedoch Bestandteil der Hüftmuskulatur und wird dementsprechend als Hüftbeuger bezeichnet. Seine Funktion liegt hauptsächlich in der Flexion sowie Außenrotation des Hüftgelenks (Bogduk, 2000, S. 147). Nach Schünke et al. (2014) kann der M. psoas major bei einseitiger Kontraktion zu einer Lateralflexion der Wirbelsäule oder dem Aufrichten des Rumpfes aus der Rückenlage beitragen (Schünke et al., 2014, S. 156). Dieser Meinung widersprechen andere Autoren, da der M. psoas major direkt an der Wirbelsäule inseriert und dementsprechend aufgrund eines fehlenden Hebelarms zu keiner dieser Bewegung beisteuern kann, sondern als Fixpunkt zur Bewegung der Hüfte dient (Adams et al. 2013, S. 28; Bogduk 2000, S. 146). Der M. psoas hat seine Ursprünge an den Querfortsätzen der fünf Lendenwirbel sowie der Wirbelkörper von TH12 und L1-L4. Die Schichten der einzelnen Stränge überlagern sich und setzen gemeinsam am Trochanter minor des Oberschenkelknochens an (Schünke



**Abb. 2.8:** a Schematische Darstellung des 1) M. psoas major und 2) M. iliacus eines Wirbels. Bildnachweis: Schünke et al. (2014, S. 156). b Schematische Darstellung des 1) M. multifidus. Bildnachweis: Schünke et al. (2014, S. 150).

et al., 2014, S. 156). Der M. psoas major hat eine isometrische Morphologie, was bedeutet, dass die einzelnen Faserbündeln ausgehend von L1-L5 jeweils gleich lang sind. Somit geht L1 früher in den sehnigen Anteil des Muskels über, als kaudaler angeordnete Faserbündel (Bogduk, 2000, S. 147). Die Abbildung 2.8b stellt den M. multifidus dar. Dieser ist ein Teil des medialen Anteil des M. erector spinae und somit Teil der autochthonen Muskulatur, welche direkt an der Wirbelsäule und eben nur an dieser ansetzt. Somit sind Ansatz und Ursprung immer an der Wirbelsäule bzw. an den Quer- und Dornfortsätzen der Wirbel (Schünke et al., 2014, S. 150). Am stärksten ist der M. multifidus im Bereich der LWS ausgeprägt. In diesem Bereich verlaufen die Faserbündel in fünf Schichten übereinander gelagert von den Dornfortsätzen ausgehend zu kaudal gelegenen Ansatzpunkten, welche an Querfortsätzen sowie am Sacrum sein können. Dabei werden oft mehrere Wirbel übersprungen (Bogduk, 2000, S. 151f.). Die Funktion des M. multifidus liegt in der Extension der Wirbelsäule sowie, bei einseitiger Kontraktion, in der

Lateralflexion (Schünke et al., 2014, S. 150). Eine weitere Funktion ist die stabilisierende Wirkung bei axialen Rotationen (Bogduk, 2000, S. 154), indem der durch die schrägen Bauchmuskulatur zusätzlich entstehenden Flexion entgegen gewirkt wird (Macintosh and Bogduk, 1986). Darüber hinaus stabilisiert der M. multifidus die Lordose der LWS und somit die Krümmung (Bogduk, 2000, S. 155). Darüber hinaus ist er als Anteil der autochthonen Muskulatur für die Stabilität der Wirbelsäule mitverantwortlich (Schünke et al., 2014, S. 150).

### 3 | Mehrkörper-Simulationen (MKS) im Bereich der Wirbelsäule

Im folgenden Kapitel werden aktuelle Erkenntnisse im Bereich der Wirbelsäulen-Biomechanik bzw. der Modellierungsansätze, welche für den Erkenntnisgewinn verwendet und entwickelt werden, vorgestellt. Hierbei wird sich jedoch auf die Betrachtung von MKS-Modellen beschränkt. Dementsprechend werden Modelle, welche eine Finite-Element-Modellierung verwenden, nicht beachtet.

Im Bereich der Biomechanik, hier besonders im Bereich der Wirbelsäulen-Biomechanik, gibt es verschiedene Ansätze um neues Wissen zu generieren. Neue Daten können experimentell erhoben werden. Dabei wird von *in-vitro*, *ex-vivo* und *in-vivo* Experimenten gesprochen. In *in-vitro* Studien, auch als *ex-vivo* Studien bezeichnet, werden menschliche Wirbelsäulenkadaver genutzt, um Informationen über die Steifigkeit der Ligamente oder der ZWS zu erhalten (Chazal et al., 1985; Hausen, 2013; Heuer et al., 2007; Shirazi-Adl et al., 1986; White III and Panjabi, 1990). Im Gegensatz dazu sind *in-vivo*-Experimente Untersuchungen, die am lebenden Menschen durchgeführt werden. Hierbei werden in der Wirbelsäulen-Biomechanik kinematische Messungen durchgeführt. Mit *motion capture* Systemen oder Inertialsensoren (Inertial Measurement Unit, IMU) können Bewegungen, Geschwindigkeiten, Beschleunigungen, Rotationen etc. gemessen, berechnet und analysiert werden (Wank, 2021, S. 80ff.). Zusätzlich zur Kinematikbestimmung werden häufig dynamometrische Verfahren angewendet, um die Bodenreaktionskräfte mithilfe von Kraftmessplatten zu erfassen (Wank, 2021, S. 107ff.). Ein limitierender Faktor ist die Beschränkung auf das Messen der äußeren Kräfte. Das direkte Bestimmen der Muskelkraft, der internen Gelenkmomente oder Belastungen der ZWS ist am lebenden Menschen nur bedingt möglich. In einer Studie von Wilke et al. (2001) wurde der intradiskale Druck (engl. *intradiscal pressure*, IDP), also der Innenraum-Druck der ZWS, mithilfe eines Druckmessers von der Größe eines Streichholzkopfes in verschiedenen Körperpositionen am lebenden Menschen gemessen. In Kombination mit den anthropometrischen Daten des Probanden wurden diese Ergebnisse in zahlreichen weiteren Studien zur Va-

lidierung der entwickelten Modelle verwendet (Bruno et al., 2015; Damm et al., 2020; deZee et al., 2007; Ignasiak et al., 2016; Lerchl et al., 2022; Rupp et al., 2015; Wilke et al., 2001). Eine dritte Methode sind in-silico Verfahren. Speziell in der Wirbelsäulen-Biomechanik werden hierbei häufig Computermodelle entwickelt, um mit deren Hilfe weitere Erkenntnisse zu erhalten. Die Basis für die Modellierung bilden jedoch immer in-vitro, ex-vivo oder in-vivo Messungen. Zur Beschreibung der passiven Strukturen werden oft die Erkenntnisse aus in-vitro Verfahren genutzt, um Modelle weiterzuentwickeln und schließlich noch genauere Aussagen über das komplexe Verhalten der Wirbelsäule treffen zu können. Die Verwendung von kinematischen in-vivo Daten haben in der Computermodellierung ebenfalls eine entscheidende Rolle, besonders beim Ansatz der inversen Kinematik bzw. Dynamik.

### *Software*

Im Folgenden werden verschiedene Modellansätze sowie deren Erkenntnisgewinn hinsichtlich der Mechanik der Wirbelsäule beschrieben. Hierbei wird, wie bereits erwähnt, der Finite-Element Ansatz komplett vernachlässigt. Daher handelt es sich bei allen genannten Modellen ausschließlich um MKS-Modelle. Zunächst ist zu erwähnen, dass es verschiedene Software Systeme gibt, die das Modellieren der Wirbelsäule aber auch des gesamten menschlichen Körpers ermöglichen. *OpenSim* ist eine *open-source* Software mit einer großen Community, die in Stanford entwickelt wurde (Delp et al., 2007; Seth et al., 2018). Die Modellierungssoftware findet nicht nur Anwendung in Untersuchungen im Bereich der Wirbelsäule (Bruno et al., 2015, 2017; Byrne et al., 2020; Christophy et al., 2012; Sentele et al., 2015) sondern hat ein breites Anwendungsgebiet, welches nahezu den gesamten menschlichen Körper abdeckt. Neben *OpenSim* gibt es weitere Möglichkeiten zur Modellierung. Andere, jedoch kommerzielle Softwaresysteme sind z.B. *Anybody Modeling System* (AnyBody Technology A/S, Aalborg, Denmark) (Bayoglu et al., 2017; deZee et al., 2007; Ignasiak et al., 2016) und *SIMPACT* (Dassault systèmes, France) (Damm et al., 2020; Kosterhon et al., 2024; Lerchl et al., 2022; Müller et al., 2021; Rockenfeller et al., 2021). Darüber hinaus gibt es

weitere Systeme, wie beispielsweise das an der Universität Stuttgart entwickelte System *DEMOA* (Meszaros-Beller et al., 2023b,a; Mörl et al., 2015, 2020; Rupp et al., 2015; Schmitt, 2022). Neben den genannten existieren weitere Möglichkeiten zur Modellierung mit einer Software (Galbusera and Wilke, 2018, S. 264f.).

### *Knöcherne Strukturen*

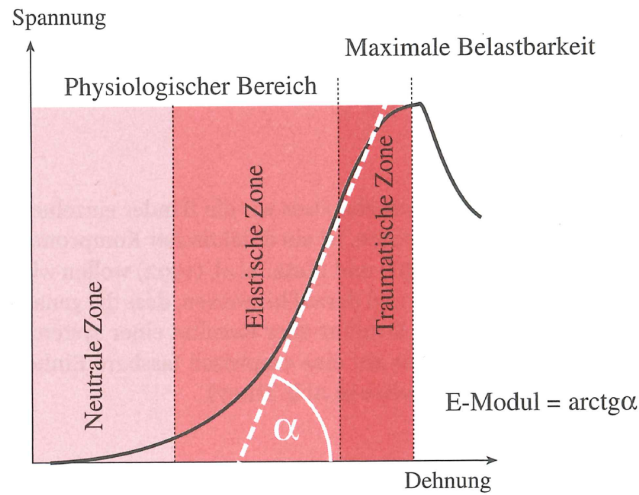
Neben der Auswahl der Software, die zum Lösen der Gleichungssysteme verwendet wird und in allen Anwendungen richtige Ergebnisse liefern sollte, liegen weitere Unterschiede in der Art der Modellierung der Wirbelsäule sowie der passiven und aktiven Strukturen, welche in Kapitel 2 vorgestellt wurden. Der erste Unterschied liegt im Umfang des Modells hinsichtlich der Anzahl an knöchernen Strukturen. Je nach Ziel und der Fragestellung gibt es Modelle, die ausschließlich die LWS repräsentieren (Damm et al., 2020; Kosterhon et al., 2024; Müller et al., 2021; Rockenfeller et al., 2021), den gesamten Thorax (Bruno et al., 2015, 2017; Christophy et al., 2012; Meszaros-Beller et al., 2023b,a; Mörl et al., 2015, 2020; Rupp et al., 2015) oder den gesamten Körper (Byrne et al., 2020; Senteler et al., 2015). Weiter kann zwischen der Verwendung von generischen (Bruno et al., 2015; Christophy et al., 2012) und individuellen knöchernen Strukturen (Lerchl et al., 2022; Meszaros-Beller et al., 2023a; Müller et al., 2021) unterschieden werden. Eine weitere Möglichkeit ist das Anpassen bzw. Skalieren der generischen Oberflächen an die anthropometrischen Daten der Probanden (Bruno et al., 2017). Bruno et al. (2017) konnten zeigen, dass die subjekt-spezifische Anatomie einen Einfluss auf die innere Belastung der Wirbelsäule hat, der Einfluss auf diese Belastung durch eine individualisierte Muskulatur jedoch geringer ist. Auch die Studie von Meszaros-Beller et al. (2023b) zeigte eine Änderung der Belastungsverteilung durch das Einbeziehen von individuellen knöchernen Strukturen. Demnach wird die Vermutung aufgestellt, dass die individuelle Morphologie der Wirbel und somit die individuelle Krümmung einen Einfluss auf die Belastungsverteilung hat. Diese Hypothese, unter zusätzlicher Betrachtung des Einflusses der Muskulatur, wird in Kapitel 5 untersucht und diskutiert.

### *Freiheitsgrade (Degrees of Freedom, DOF)*

Im Anschluss müssen in der MKS-Modellierung die einzelnen Starrkörper über Gelenke miteinander verbunden werden. Körperteile, die vereinfacht werden sollen und in erster Linie als Ansatz oder Ursprung für wichtige passive oder aktive Elemente dienen, können als starre Körper betrachtet werden und sind somit über Gelenke mit null DOF verbunden, vgl. Thorax (Christophy et al., 2012). In den beiden oft genutzten, adaptierten Modellen von Bruno et al. (2017) und Christophy et al. (2012) werden bspw. die LWS Wirbel mit drei DOF miteinander verbunden und lassen ausschließlich Rotationen zu. Byrne et al. (2020) verwenden das von Senteler et al. (2015) weiterentwickelte Modell, welches auf Bruno et al. (2015) basiert. Sie verwenden Gelenke mit sechs DOF für die Wirbel der LWS und lassen somit alle physiologischen Bewegungen zu. Auch Meszaros-Beller et al. (2023b) und Guo et al. (2021) verwenden ebenfalls Gelenke mit sechs DOF im Bereich der LWS. Durch in-vivo Untersuchungen, welche eine exakte Kinematik der LWS liefern (Aiyangar et al., 2014, 2015, 2017; Dombrowski et al., 2018) wurde bereits gezeigt, dass die Integration von sechs DOF zur Darstellung eines physiologischen Bewegungsverhaltens der LWS notwendig sind. Mit steigender Anzahl an DOF steigt jedoch auch die Komplexität der Modellierung. Besonders beim Ansatz der inversen Dynamik, welcher in Kap. 3.1 erläutert wird, kann es aufgrund einer hohen Anzahl an DOF zu Problemen kommen, da für eine erfolgreiche inverse Dynamik kinematische Informationen für alle DOF erforderlich sind. Diese können über gewöhnliche *motion capture* Systeme jedoch nicht geliefert werden. Dies führt dazu, dass die DOF der Modelle künstlich eingeschränkt werden müssen. Zum Beispiel reduzieren Christophy et al. (2012) alle DOF der Wirbelsäule auf insgesamt drei rotatorische DOF, indem sie für das Bewegungsverhalten der gesamten Wirbelsäule eine lineare Funktion angeben, welche von einem Gelenk abhängig ist (Christophy et al., 2012, Gl. 6 S. 26).

### *Ligamente*

Zur Stabilisierung der DOF in der LWS sind passive sowie aktive Strukturen notwendig. Als passive Strukturen werden die Ligamente, ZWS und Facettenge-



**Abb. 3.1:** Exemplarische Spannungs-Dehnungs-Kurve eines Ligaments. Bildnachweis: Klein and Sommerfeld (2007, S. 127).

lenke bezeichnet (vgl. 2). Die Eigenschaften dieser Strukturen lassen sich mithilfe von physikalischen Größen beschreiben. So kann das Verhalten bspw. durch das E-Modul, die Steifigkeit, die maximale Widerstandskraft und die maximale Längenänderung beschrieben werden. Als E-Modul wird das Verhältnis zwischen einer Spannung zur Dehnung verstanden, wobei die Spannung eine Kraft pro Fläche ist  $[N/mm_2]$  (Klein and Sommerfeld, 2007, S. 126f.). In der Literatur wird neben dem E-Modul (auch youngsches Modul) die Steifigkeit oder eine Steifigkeitskonstante als Parameter zur Beschreibung der Ligamente verwendet. Darüber hinaus sind die Längenänderung ( $\epsilon$ ), die Vorspannung sowie die Geschwindigkeit ( $\frac{d\epsilon}{dt}$ ) zur physikalischen Beschreibung der Kräfte, welche die Ligamente entwickeln, notwendig (Damm, 2019, S. 68). Die Übersichtsarbeit von Damm et al. (2020) stellt verschiedene Modellierungen sowie Parameter zur Beschreibung der Ligamente, ZWS und Facettengelenke vor. Ligamente lassen sich als nicht-lineare Feder-Dämpfer Systeme beschreiben (Damm et al., 2020):

$$F^{lig}(\epsilon, \frac{d\epsilon}{dt}) = F_{spring}^{lig}(\epsilon) + d_{damp}^{lig} \cdot \frac{d\epsilon}{dt} \quad (3.1)$$

Abbildung 3.1 zeigt das nicht-lineare Verhalten eines Ligaments. In der dargestellten neutralen Zone dehnt sich das Ligament mit vergleichsweise geringer Spannung oder Kraft aus. Nach dem anfänglichen nichtlinearen Verhalten der



Spannung (Kraft) zeigt sich ein quasi-lineares Verhalten in der elastischen Zone. Hier wird deutlich mehr Kraft benötigt, um die Ligamente zu dehnen, bis es schließlich in der traumatischen Zone zu einer Ruptur kommt (Klein and Sommerfeld, 2007, S. 127). Damm et al. (2020) verwenden zur Modellierung die folgende Gleichung welche auf Brown et al. (1996) basiert:

$$F_{\text{spring}}^{\text{lig}}(\varepsilon) = a \cdot \ln\left(\left(e\right)^{\frac{\varepsilon+b}{d}} + 1\right) + c \quad (3.2)$$

Die Werte für die Parameter  $(a, b, c, d)$  haben Damm et al. (2020) in einer in-silico Studie ermittelt (Damm et al., 2020, Tab. 3), in dem sie ein Kadaverexperiment mit schrittweiser Entfernung der Ligamente (Heuer et al., 2007) mit einem Modell nachvollzogen haben, wobei die Ligamente in umgekehrter Reihenfolge schrittweise hinzugefügt wurden (Damm et al., 2020). Als Dämpfung nehmen sie das Zehnfache der Kraft an, um Schwingungen zu vermeiden ( $d_{\text{damp}}^{\text{lig}} = 10 \cdot F_{\text{spring}}^{\text{lig}}$ ) (Damm et al., 2020). Unter der Verwendung der Gleichung 3.2 wurden die Daten von weiteren in-vitro Studien in der Übersichtsarbeit mit experimentellen Daten verglichen und validiert (Chazal et al., 1985; Rupp et al., 2015; Shirazi-Adl et al., 1986; White III and Panjabi, 1990). In dem von Damm et al. (2020) vorgestellten Setup des Modells liefern die eigenen erhobenen Kennlinien zur Darstellung der Ligamenteigenschaften sowie die Parameter von Rupp et al. (2015), welche aus einer Kurvenanpassung (engl. curve fitting) resultieren, die besten Ergebnisse. Als Ergebnis dieser Studie kann hervorgehoben werden, dass die verwendeten Eigenschaften zur Darstellung der Ligamente bzw. der passiven Strukturen vom Aufbau des Modells abhängig sind. Demnach wird von den Autoren das Nachmodellieren eines kinematischen Datensatzes (Heuer et al., 2007) mit anschließender Validierung (Wilke et al., 2001) empfohlen (Damm et al., 2020). Neben der von Damm et al. (2020) vorgestellten Modellierung existieren weitere Methoden, wie zum Beispiel von Rupp et al. (2015), die auf den Kennlinien von Chazal et al. (1985) aufbauen und von Lerchl et al. (2022) in einem subjekt-spezifischen Modell verwendet werden. Ein weiterer Ansatz liegt in der Berechnung der Ligament Charakteristiken mit Hilfe von Finite-Element-Modellen, welche subjekt-spezifische kinematische Informationen über alle sechs DOF zur Berechnung ver-

wenden (Affolter et al., 2020). Diese Modellierung der passiven Kräfte wird von Byrne et al. (2020) verwendet. Frühe Finite-Element Studien (Sharma et al., 2020) sowie neuere Studien konnten bereits zeigen, dass die Integration von Ligamenten und passiven Strukturen in Computermodellen zu einer erheblichen Stabilisierung der Wirbelsäule führen und die durch Muskelkräfte entstandene Belastung sowie Drehmomente um bis zu 75% reduzieren können (Meszaros-Beller et al., 2023b). Darüber hinaus hat die Art und Weise der Modellierung der passiven Strukturen einen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse der Modellierung (Byrne et al., 2020). Dennoch werden in vielen Studien mit MKS-Modellen Ligamente nicht integriert (Bruno et al., 2015, 2017; Christophy et al., 2012; Silvestros et al., 2019). In anderen Studien werden die Ligamente kombiniert mit der ZWS als ein passives Kraftelement betrachtet (Byrne et al., 2020; Ignasiak et al., 2016; Senteler et al., 2015) oder als einzelne eindimensionale masselose Kraftelemente dargestellt (Damm et al., 2020; Guo et al., 2021; Lerchl et al., 2022; Rupp et al., 2015; Meszaros-Beller et al., 2023b,a).

### *Zwischenwirbelscheiben (ZWS)*

Die ZWS ist ein viskoelastisches Element (White III and Panjabi, 1990, S. 4). Das mechanische Verhalten kann vergleichbar zu den Ligamenten ebenfalls mit Hilfe von in-vitro Tests an Kadavern bestimmt werden (Gardner-Morse and Stokes, 2004; Hausen, 2013; Wilke et al., 2001). Hierbei gibt es zahlreiche Untersuchungen, wobei der intradiskale Druck in Verbindung mit anthropometrischen Daten (Wilke et al., 2001) in den meisten modellbasierten Studien als Validierung verwendet wird. Die Umsetzung der Modellierung der ZWS hängt im ersten Schritt von der Darstellung der Gelenke und der Anzahl der DOF ab. Bei einem Kugelgelenk mit drei rotatorischen Freiheitsgraden ist es z.B. überflüssig eine translatorische Kraft-Längen Charakteristik für die ZWS zu definieren. Grundsätzlich kann also in Abhängigkeit der Darstellung der Gelenke die Charakteristik der ZWS modelliert werden. In den meisten Fällen geschieht das als Feder-Dämpfer-Element, wobei in Modellen, welche den invers-dynamischen Ansatz verwenden, die Dämpfung oft keine Anwendung findet (Damm et al., 2020; Meszaros-Beller

et al., 2023b). Die Kraft ( $F^{ZWS}$ ) bzw. das Drehmoment ( $T^{ZWS}$ ) entlang und um alle Achsen der ZWS hängen von der Längen- oder Winkeländerung ( $r, \varphi$ ) und der Geschwindigkeit ( $\frac{dr}{dt}, \frac{d\varphi}{dt}$ ) ab. Somit ergibt sich (Damm et al., 2020, Kap. 2.2.2):

$$F^{ZWS}(r, \frac{dr}{dt}) = F_{\text{spring}}^{ZWS}(r) + d_{\text{damp}}^{ZWS} \cdot \frac{dr}{dt} \quad (3.3)$$

$$T^{ZWS}(\varphi, \frac{d\varphi}{dt}) = T_{\text{spring}}^{ZWS}(\varphi) + d_{\text{damp}}^{ZWS} \cdot \frac{d\varphi}{dt} \quad (3.4)$$

Um das nicht-lineare Verhalten der ZWS während einer Kompression in superior-inferior (SI) Richtung darzustellen, gibt Damm et al. (2020) ein Polynom zweiten Grades an, welches sie aus Messdaten (Hausen, 2013) bestimmt haben. Hierfür wurde eine mittlere Kennlinie aus insgesamt fünf Hysteresen gebildet (Damm, 2019, S. 50ff.). Auf das besondere Verhalten der ZWS, welches durch eine Hysterese oder Kriechkurve beschrieben werden kann, wird nicht weiter dargelegt (Klein and Sommerfeld, 2007, S. 65f.). Dementgegen geben Rupp et al. (2015) zur Beschreibung des nicht-linearen Verhaltens der ZWS ein Polynom dritten Grades an. Weitere Unterschiede zwischen Damm (2019) und Rupp et al. (2015) zeigen sich in der Darstellung der Scherkräfte der ZWS. Byrne et al. (2020) gibt im Vergleich für das nicht-lineare Verhalten der ZWS drei Kennlinien für die SI- und AP-Richtung sowie das Drehmoment in FE-Richtung an. Hierbei ist zu beachten, dass die Eigenschaften der ZWS und Ligamente zusammengefasst dargestellt wurden. Zusätzlich konnten Byrne et al. (2020) zeigen, dass es Unterschiede in den Gelenkreaktionskräften bei der Verwendung von linearen oder nicht-linearen Charakteristiken gibt, wobei die Unterschiede zu Modellen die keine Darstellung für die passiven Kräfte der ZWS und Ligamente haben, größer sind. Weitere Ansätze bestehen in der Kombination des MKS-Ansatzes und des Finite-Element Ansatzes, wobei die ZWS nach dem Ansatz der Finiten-Elemente in ein MKS-Modell integriert werden (Nispel et al., 2023). Die Art und Weise der Modellierung der ZWS, der Ligamente sowie der DOF hängen schlussendlich von der Fragestellung und dem Ziel des Modells ab. Ungeachtet dessen zeigen Studien die Vorteile der Integration von Ligamenten und der nicht-linearen Beschreibung von ZWS, was

bei der Modellierung beachtet werden sollte (Byrne et al., 2020; Meszaros-Beller et al., 2023b).

### *Facettengelenkflächen*

In den wenigsten Studien, die eine MKS-Modellierung verwenden, werden die Facettengelenke modelliert. Damm et al. (2020) geben, auf der Basis ihrer in-silico Studie, ein Feder-Dämpfer-Element mit linearer Charakteristik und einer Steifigkeit von  $12000 \left[\frac{N}{m}\right]$  und eine Dämpfung von  $4000 \left[\frac{Ns}{m}\right]$  für die Flächen der Facettengelenke an. Diese Kräfte wirken jedoch ausschließlich orthogonal. Reibungskräfte und Scherkräfte werden nicht modelliert (Damm et al., 2020). Aufgrund der Anatomie der Facettengelenkflächen im Bereich der Lendenwirbelsäule kommt es jedoch hauptsächlich in der Extensionsbewegung zu Kontaktkräften (Rockenfeller et al., 2021).

### *Muskelmodellierung*

Das wohl meist verwendete Muskelmodell im Bereich der MKS-Modellierung ist das sogenannte Hill'sche Muskelmodell (siehe Abb. 4.11 in Kap.4.2). Hierbei berechnet sich die theoretische Muskelkraft durch drei bzw. vier Elemente und ist dabei von der Aktivität, der Länge, und der Geschwindigkeit des Muskels abhängig. Dieses Modell wird ausführlicher in Kap.4.2 beschrieben.

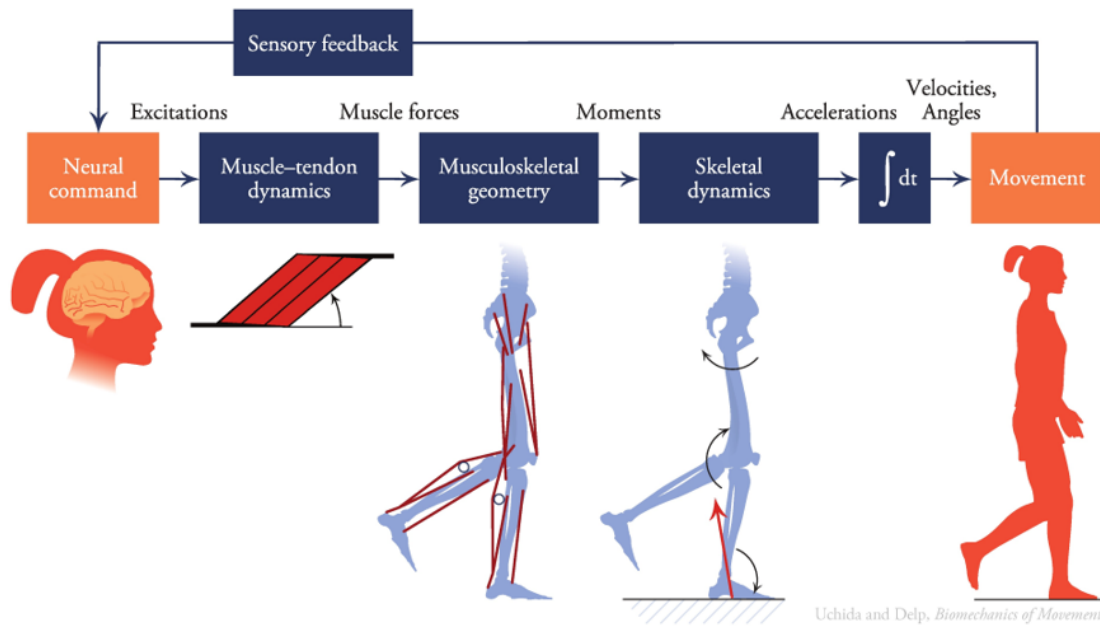
Christophy et al. (2012) stellten ein validiertes Oberkörpermodell mit integrierter Muskulatur vor. Bruno et al. (2015) entwickelten ebenfalls ein validiertes MKS-Modell mit Muskulatur und beschrieben den Einfluss einer individuellen Muskelgeometrie auf den Einfluss der Belastung der Wirbelsäule (Bruno et al., 2017). Auch wenn viele Autoren grundsätzlich dasselbe Muskelmodell (Hill'sches Muskelmodell) in ihren Studien verwenden, ergeben sich im Detail Unterschiede. Neben offensichtlichen Unterschieden, wie die Wahl der Ursprungs- und Ansatzpunkte oder der Kraft pro Fläche, die ein Muskel aufbringen kann, werden verschiedene Aktivierungsdynamiken eingesetzt. Hierbei ist es wichtig, zwischen den Begriffen Aktivität und Stimulation zu unterscheiden (Rockenfeller and Günther, 2018). So ist nach Rockenfeller and Günther (2018) die Aktivität sowohl von der

Länge als auch von der Stimulation der Muskulatur abhängig (siehe ebenfalls Kap. 4.2).

### 3.1 Inverse Dynamik und Vorwärtsdynamik

Die Computermodellierung in der Biomechanik wird genutzt, um innere Kräfte und Belastungen in den Strukturen des menschlichen Körpers zu bestimmen (Kosterhon et al., 2024; Müller et al., 2021), die nicht durch experimentelle Messungen erfassbar sind. Als Beispiel sind für die Wirbelsäule die Belastung der ZWS, der Ligamente oder die Kraft der Muskulatur zu nennen. Des Weiteren lassen sich auf der Basis von Simulationen Erkrankungen (Steele et al., 2010) und deren Einfluss auf die Dynamik des menschlichen Körpers untersuchen (Uchida and Delp, 2020). Auf der Basis des zweiten Newtonschen Gesetzes und unter der Verwendung von Masse, Trägheit, Zwangsbedingungen, äußeren sowie inneren Kräften können die zuvor genannten Aspekte berechnet werden. Bei den Berechnungen der Bewegungsgleichungen werden zwei Ansätze unterschieden (Galbusera and Wilke, 2018, S. 260f.). Es wird zwischen einem vorwärtsdynamischen oder im Kontrast dazu einem invers dynamischen Ansatz unterschieden (Uchida and Delp, 2020, S. 13ff.). Im Folgenden wird auf der Grundlage der Abbildungen 3.2 und 3.3 vereinfacht das Prinzip der Vorwärtsdynamik und der inversen Dynamik erläutert. In diesem Zusammenhang werden Vor- und Nachteile, erforderliche Messungen sowie Modelle, die den jeweiligen Ansatz verwenden, vorgestellt.

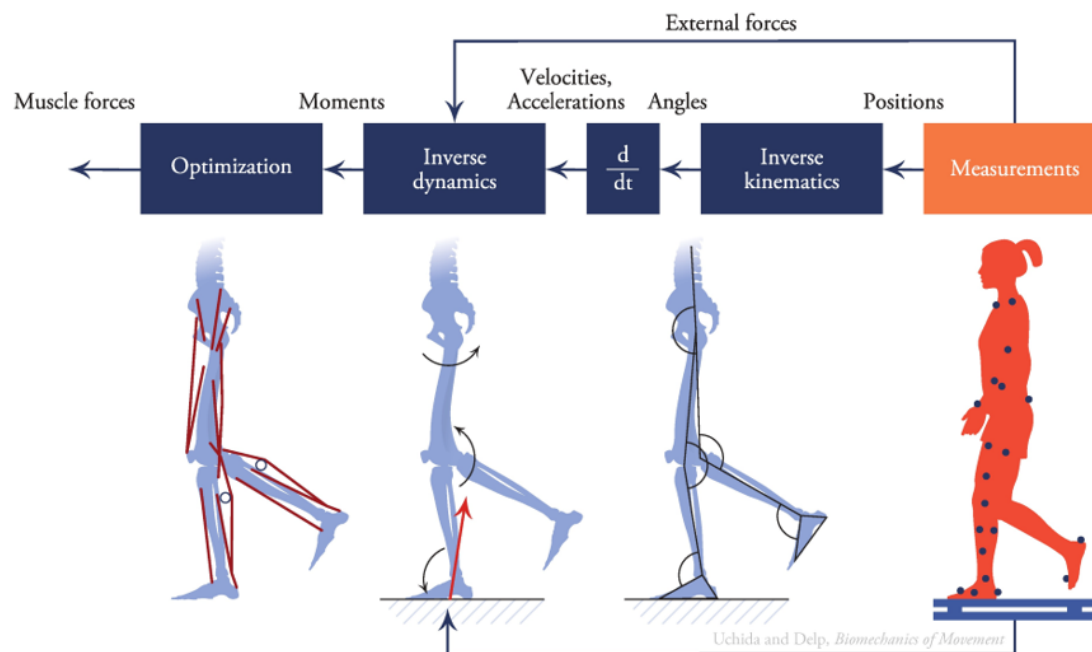
Abbildung 3.2 zeigt den vorwärtsdynamischen Ansatz. In dieser Methode werden Bewegungen erzeugt, indem äußere sowie innere Kräfte als “Input” in das Modell eingegeben werden. Hierfür muss die Muskulatur stimuliert werden, was einem neuronalen Befehl des Gehirns gleicht. Aufgrund der Stimulation ändert sich die Aktivität der Muskeln und es kommt zu einer Längenänderung sowie einer Kraft. Aufgrund der anatomischen Lage der Muskelzüge entstehen somit Drehmomente in den Gelenken, welche zu einer Bewegung des Muskel-Skelettmodells führen (Uchida and Delp, 2020, S. 14). Vereinfacht kann gesagt werden, dass bei diesem Ansatz die Kräfte, die auf das Modell wirken und die Massen und Träg-



**Abb. 3.2:** Schematische Darstellung der verschiedenen Elemente einer vorwärtsdynamischen Simulation (Uchida and Delp, 2020, Abb. 1.12, S. 14). Image © 2020 David Delp, from *Biomechanics of Movement: The Science of Sports, Robotics, and Rehabilitation* by Thomas K. Uchida and Scott L. Delp (Cambridge, MA: The MIT Press, 2020). All rights reserved.

heitsmomente aller Teilkörper des Modells bekannt sind und somit die Beschleunigungen der Teilkörper eines Modells bestimmt werden können. Über die mathematische Integration der Beschleunigungen können die Bewegungen des Modells berechnet werden (Shabana, 2018, S. 16f.). Zur Vorhersage von möglichst physiologischen Bewegungen sind demnach exakte Modellierungen der Muskulatur aber auch der passiven und haltenden Strukturen notwendig. Je nach Anzahl der Freiheitsgrade führen zu wenig stabilisierende Kräfte im vorwärtsdynamischen Ansatz sonst zu “kollabierenden” Modellen. Die optimale Steuerung der Muskulatur stellt hierbei eine Schwierigkeit dar. Die Muskelaktivierung kann über EMG-Messungen abgeschätzt werden (Galbusera and Wilke, 2018, S. 261) oder es werden Algorithmen verwendet, mit deren Hilfe die Muskelkräfte zum Erreichen einer bestimmten Kinematik in einem iterativen Prozess bestimmt werden (Thelen and Anderson, 2006). Dies ist ein Werkzeug, welches in der Software OpenSim (Delp et al., 2007; Seth et al., 2018) zur Verfügung steht und über die Vorgabe einer Kinematik mit Hilfe eines Optimierungsalgorithmus die Stimulationen der Muskulatur berechnet, welche zum Erreichen der gewünschten Kinematik erforder-

derlich sind. Aufgrund der Komplexität des vorwärtsdynamischen Ansatzes und der dafür notwendigen umfangreichen, möglichst physiologischen Modellierung wird dieser Ansatz im Bereich der Wirbelsäule, im Vergleich zur invers dynamischen Vorgehensweise, seltener verwendet (Guo et al., 2021; Meszaros-Beller et al., 2023b; Müller et al., 2021; Remus et al., 2023; Silvestros et al., 2019). Dementgegen wird der vorwärtsdynamische Ansatz in der Ganganalyse häufiger verwendet, vgl. (Ong et al., 2019; Rajagopal et al., 2016; Steele et al., 2010, 2012; Thelen and Anderson, 2006), vgl. Übersichtspublikationen (Trinler et al., 2018, Tab. 1) und vgl. Buchkapitel (Uchida and Delp, 2020, Kap.10-13). In der Literatur werden häufig die Begriffe “EMG-driven” oder “muscle-driven” mit dem vorwärtsdynamischen Ansatz gleichgesetzt.



**Abb. 3.3:** Schematische Darstellung der verschiedenen Elemente einer invers-dynamischen Simulation (Uchida and Delp, 2020, Abb. 1.13, S. 15) Image © 2020 David Delp.

Bei dem umgekehrten, invers dynamischen, Ansatz wird keine Bewegung als Ergebnis berechnet, sondern als “Input” zur Berechnung der notwendigen Drehmomente und der Muskelkräfte verwendet (vgl. Abb. 3.3). Somit werden bei der inversen Dynamik kinematische sowie dynamometrische Messungen als Grundlage verwendet, um die Drehmomente in den Gelenken, die zu einer Bewegung

führen, zu berechnen. Auf der Basis des zweiten Newtonschen Axioms kann die inverse Dynamik vereinfacht zusammengefasst werden, als die Berechnung der notwendigen Kraft zur Beschleunigung eines Teilkörpers mit einer definierten Masse. Hierfür müssen die initial gemessenen Weg-Zeit-Daten zweifach differenziert werden. In der Modellierung wird zunächst ein MKS-Modell erstellt und die Weg-Zeit-Daten in dieses integriert. Dieser Prozess wird als inverse Kinematik beschrieben. Über die bereits erwähnte zweifache Differenzierung der Gelenkwinkel (oder Strecken) werden die Gelenkgeschwindigkeit und -beschleunigung abgeschätzt. Unter der Hinzunahme der Bodenreaktionskräfte können anschließend die Gelenkmomente bestimmt werden. Mit Optimierungsverfahren werden die Muskelkräfte abgeschätzt, vgl. Abb. 3.3, Galbusera and Wilke 2018, S. 260f.; Uchida and Delp 2020, S. 14f. Die Ergebnisse dieses Ansatzes hängen zum einen von der Modellierung ab und zum anderen von der Qualität der Messdaten (Byrne et al., 2020). Eine gängige Methode ist die Erfassung der Kinematik durch ein *motion capture* System (Galbusera and Wilke, 2018, S. 261) oder durch IMU Sensoren, mit denen die lineare Beschleunigung und Winkelgeschwindigkeit bestimmt werden kann (Uchida and Delp, 2020, S. 165). Hierbei ist zu beachten, dass bei dem invers kinematischen bzw. invers dynamischen Ansatz für jeden Freiheitsgrad des Modells kinematische Informationen zur Verfügung stehen müssen. Da dies mit den beschriebenen Messmethoden im Bereich der Wirbelsäule fast nicht möglich ist, müssen die Freiheitsgrade der Wirbel, wie bereits erläutert, künstlich reduziert werden (Bruno et al., 2015; Christophy et al., 2012). Auf der Basis von biplanaren Röntgenfilmen der LWS konnte gezeigt werden, dass sich die einzelnen Wirbel deutlich komplexer bewegen als in vielen Modellen angenommen wird und diese Bewegungen einen Einfluss auf die Belastungsabschätzungen der Gelenkmomente und -kräfte haben (Aiyangar et al., 2014, 2015, 2017; Byrne et al., 2020; Dombrowski et al., 2018).

Beide Verfahren haben Vor- und Nachteile. Die Auswahl der Methode sowie des gesamten Modells sind von der wissenschaftlichen Fragestellung abhängig. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Vorteile der vorwärtsdynamischen Simulationen in der möglichen Vorhersage von Bewegungen, die durch veränderte



Bedingungen hervorgerufen werden, liegen. Dementgegen liegen die Vorteile des invers dynamischen Ansatzes in der Verwendung von großen muskuloskelettalen Modellen, um so Abschätzungen von Gelenkbelastungen und Muskelkräften bei großen Bewegungen machen zu können.

## 3.2 Zusammenfassung und Forschungsziele

Computermodelle sind in der Wirbelsäulenforschung ein elaboriertes Mittel zur Belastungsbestimmung. Viele Studien basieren auf Messungen der Kinematik und der Dynamik sowie der Integration dieser Daten in generische muskuloskelettale Modelle. Im Anschluss werden über invers dynamische oder statische Berechnungsverfahren Muskelkräfte und die Belastungen der Gelenke berechnet und interpretiert. Der weniger verbreitete Ansatz der vorwärtsdynamischen Simulationen basiert auf der Eingabe von Muskelstimulationen oder -aktivitäten zur Bestimmung der Kinematik des Modells sowie weiterer innerer Kräfte, wie der passiven Strukturen. Dieser Ansatz ermöglicht die Vorhersage von Bewegungen, wenn sich Parameter im Modell verändern, die z.B. degenerative Veränderungen der LWS darstellen können. Dieser Ansatz soll in der vorliegenden Arbeit in der Simulation von geometrisch individuellen MKS-Modellen verwendet werden. Im Folgenden werden die wissenschaftlichen Fragestellungen und Hypothesen dargelegt. Der jeweilige ausführlichere theoretische Hintergrund zu den wissenschaftlichen Zielen ist in den dazugehörigen Kapiteln (siehe 5.1, 6.1 und 7.1) zu finden.

1. Laut Huch and Jürgens (2015) begünstigen Fehlhaltungen der Wirbelsäule, wie das “Hohlkreuz” (Hyperlordose), das Auftreten von chronischen Rückenschmerzen, wobei die LWS besonders häufig betroffen ist (Huch and Jürgens, 2015, S. 104). Weitere Studien zeigen, dass die Krümmung der Wirbelsäule, die Kyphose der BWS und die Lordose der LWS, Einfluss auf die Belastungsverteilung und das Aufkommen von Symptomen und Pathologien haben (Briggs et al., 2007; Bruno et al., 2012, 2017; Gezelbash et al., 2016; Jentzsch et al., 2017; Keller et al., 2005; Meakin et al., 2009; Shirazi-Adl et al., 2002). Jedoch sind dies ausschließlich qualitative Aus-

sagen. Unter Verwendung von individuellen MKS-Modellen der LWS und des vorwärtsdynamischen Ansatzes sollen quantitative Aussagen über den Zusammenhang der lumbalen Lordose (LL) und der Belastungsverteilung auf die ZWS und Facettengelenke unter Hinzunahme des stabilisierenden M. multifidus untersucht werden. Es wird angenommen, dass die Belastung der ZWS in hypolordotischen LWS (wenig stark gekrümmt) größer ist als in hyperlordotischen (starke Ausprägung der Lordose) und vice versa die Belastung in den Facettengelenkflächen in hyperlordotischen LWS größer ist als in hypolordotischen LWS.

2. Zur Beschreibung des individuellen Bewegungsverhalten der einzelnen Wirbel lassen sich im zweidimensionalen Raum Drehzentren bzw. im dreidimensionalen Raum endliche Schraubachsen bestimmen, vgl. Abb. 6.2 und Aiyangar et al. (2017). Nach verschiedenen Autoren kann der zeitliche Verlauf der Schraubachsen genutzt werden, um Bandscheibendegenerationen sowie pathologischen Veränderungen zu erkennen (Bogduk et al., 1995; Cossette et al., 1971; Ellingson and Nuckley, 2015; Gertzbein et al., 1985; Rousseau et al., 2006) oder bei der Entwicklung von Implantaten eingesetzt werden (Kantelhardt et al., 2015; Niosi et al., 2006). Kantelhardt et al. (2015) haben zum Beispiel versucht, über die Rekonstruktion der Drehzentren die Steifigkeit von dynamischen Implantaten zu ermitteln. Die dargestellten Drehzentren befinden sich bei dieser Studie im Bandscheibenfach (Kantelhardt et al., 2015, Abb. 1,4). Auch in weiteren Studien wird angenommen, dass sich die Drehzentren jeweils im Bandscheibenfach befinden (Abouhossain et al., 2013; Ellingson and Nuckley, 2015). Aiyangar et al. (2017) konnten jedoch mithilfe von biplanaren Röntgenfilmen zeigen, dass die Drehzentren, anders als bis dato angenommen, sich jeweils im kaudalen Wirbel befinden und bei einer Flexionsbewegung von posterior nach anterior verschoben. Zur Verwendung der Drehzentren bzw. Schraubachsen als kinematisches Kriterium fehlt jedoch ein statistischer Konfidenzbereich in welchem die Schraubachsen bei gesunden LWS liegen. Unter Verwendung von geometrisch individuellen MKS-Modellen und des vorwärtsdynamischen Ansatzes

soll eine Methode vorgestellt werden, mit welcher ein Konfidenzbereich für die Drehzentren definiert werden kann. Es wird angenommen, dass die Lage der Drehzentren in Abhängigkeit der Belastungen (Drehmoment- oder Muskelgesteuert) der Modelle variieren.

3. Degenerative Veränderungen der LWS sowie die daraus resultierenden Schmerzen können als Volksleiden bezeichnet werden (vgl. Kap. 1. Rückenschmerzen stellen eins der häufigsten medizinischen Symptome dar (Heliövaara et al., 1989; Raspe, 2012; Schmidt et al., 2007). Eine dieser degenerativen Veränderungen ist die sogenannte Spondylolisthese (Wirbelgleiten), bei der ein Wirbel sich anterior zum kaudalen Wirbel verschiebt (vgl. Abb. 7.1). Degenerative Veränderungen der Wirbel, im speziellen der ZWS, können die Ursache für eine solche Spondylolisthese sein und werden demnach als degenerative Spondylolisthese (DS) bezeichnet (Fritsch, 2003). Eine Folge des Wirbelgleitens kann die sogenannte Stenose sein, bei welcher der am Wirbel austretende Spinalnerv eingeeengt wird, wodurch es zu verschiedenen Symptomen kommen kann (Fritsch, 2003). Zur operativen Behandlung dieser Stenosen werden verschiedene Dekompressionsverfahren eingesetzt, welche in in-vitro Studien bereits untersucht wurden (Bisschop et al., 2014; Hartmann et al., 2012; Ho et al., 2015). Das Erfassen von kinematischen Änderungen sowie eine daraus resultierende Veränderung der Belastungsverteilung ist im in-vitro Experiment schwierig zu erreichen. Demnach ist das dritte Ziel dieser Forschungsarbeit die Darstellung und Analyse von drei verschiedenen Dekompressionsmethoden unter Verwendung von geometrisch individuellen MKS-Modellen sowie des vorwärtsdynamischen Ansatzes. Es wird vermutet, dass mit steigender Invasivität der Operationsmethode das Drehmoment um die Querachse, also in Flexions- und Extensionsrichtung zunimmt.

## 4 | Modellerstellung

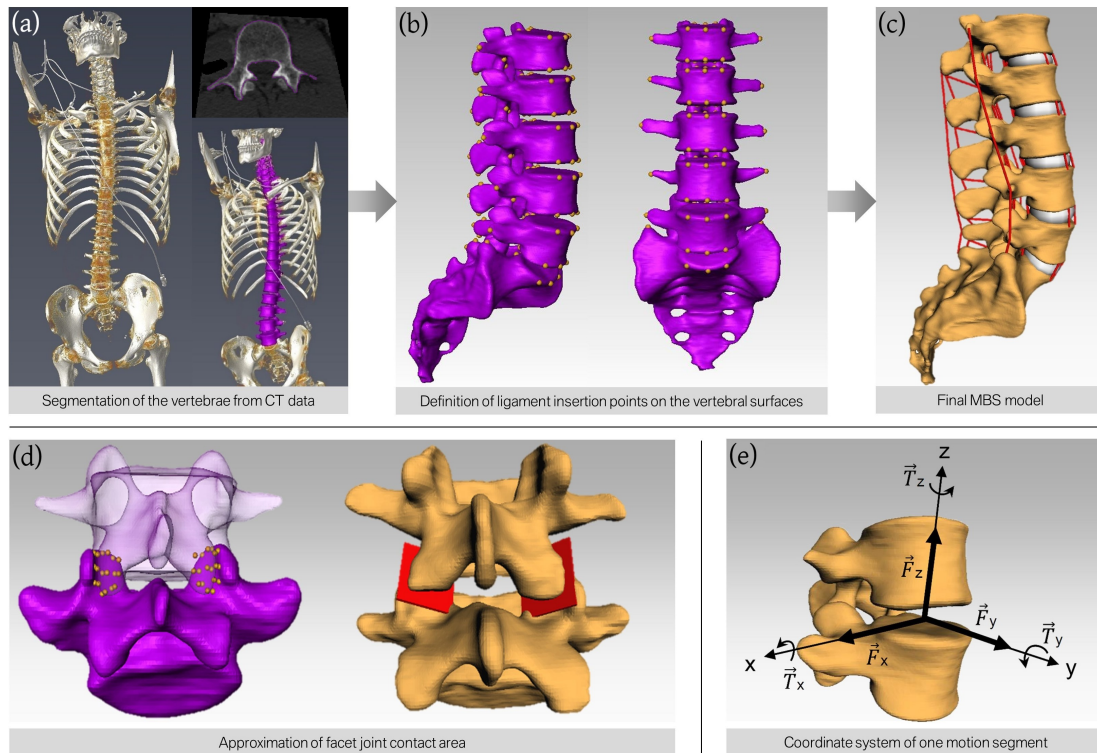
Die in dieser Arbeit vorgestellten Modelle basieren auf tatsächlichen Patientendaten. Zum einen wurden zur Modellerstellung CT-Daten von Patienten aus dem Trauma-Raum genutzt und zum anderen wurden bewusst Patientendaten verwendet, die eine stabile Spondylolisthese bzw. ein stabiles Wirbelgleiten aufwiesen. Bei einer stabilen Spondylolisthese findet in der Bewegung kein zusätzliches Gleiten des Wirbels statt. Bei Patienten aus dem Trauma-Raum handelt es sich um Menschen die aufgrund eines Unfalls in die Uniklinik Mainz eingeliefert wurden, wobei aus Sicherheitsgründen ein CT des gesamten Körpers angefertigt wurde. Diese Patienten, deren Daten zur Segmentierung und Modellierung genutzt wurden, wurden alle als “gesund” eingestuft.

Im folgenden Kapitel wird die Methode der Segmentierung der CT-Daten von Wirbeln zur Erstellung von volumetrischen Daten zur Modellierung erläutert. Im Anschluss wird der grundsätzliche Aufbau der individuellen Modelle erläutert. Abbildung 4.1 zeigt zusammenfassend den gesamten Prozess der Segmentierung und des Modellaufbaus. In Abbildung 4.1a ist die Segmentierung der Daten dargestellt. Auf den Oberflächen die in der Segmentierung generiert werden, werden die Ansatzpunkte der Ligamente sowie der Muskeln definiert (Abb. 4.1b) und anschließend unverändert in die Simulationssoftware überführt (Abb. 4.1c). Dort werden die Ligamente und die Kontaktflächen zur Modellierung erstellt (Abb. 4.1c, d) sowie die Gelenke und Freiheitsgrade definiert (Abb. 4.1e).

### 4.1 Segmentierung

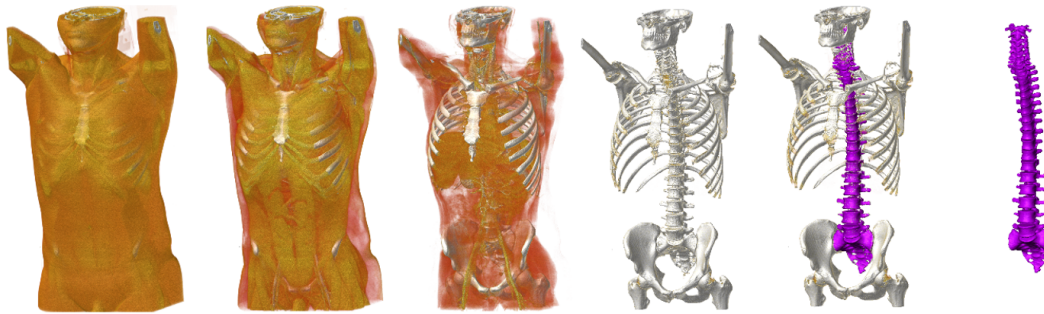
Das Ziel der Segmentierung besteht darin, aus klinischen Daten wie CT oder MRT, die täglich erhoben werden, für die Computermodellierung verwendbare Oberflächen zu generieren. Die Abbildung 4.2 skizziert den groben Segmentierungsprozess, also das nutzbar machen der CT-Daten der Wirbelsäule für die individuelle Computermodellierung.

Die Grundlage für diese individuellen Computermodelle bilden Patientendaten, die in Form von CT-Aufnahmen als DICOM-Daten vorliegen. Für den



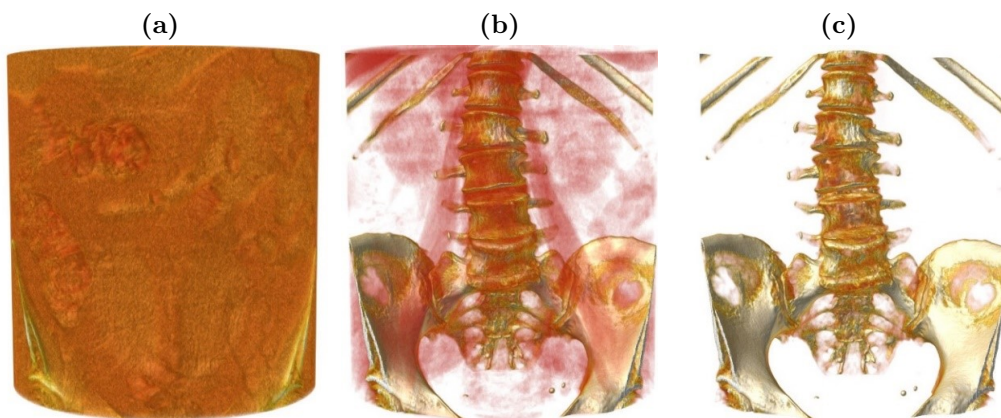
**Abb. 4.1:** Prozess des Erstellens von subjekt-spezifischen Mehrkörper-Simulationsmodellen (MKS-Modellen). (a) CT-Scan menschlicher Wirbelsäulen und semi-automatische Segmentierung der knöchernen Strukturen, was Volumendaten für jede Lendenwirbelsäule liefert (lila), wobei die anatomischen Merkmale, wie die Höhe des Bandscheibenfachs unverändert bleiben. (b) Manuelle Definition der Ansatzpunkte für Ligamente auf der Oberfläche jedes Wirbels. (c) Automatische Übertragung der knöchernen Volumen und der Ansatzpunkte in die Simulationssoftware. Die roten Punkt-zu-Punkt Verbindungen zeigen die verschiedenen Ligamente, die alle Bewegungssegmente miteinander verbinden. (d) Modellierung der Kontaktfläche der Facettengelenke durch die Definition von neun Punkten auf jeder Facettengelenkfläche und anschließende Approximation einer Ebene durch diese Punkte. (e) Positionierung des Gelenks in jedem Bewegungssegment und Definition der sechs DOF. Bildnachweis: Kosterhon et al. (2024) lizenziert durch CC BY 4.0 <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

Segmentierungsprozess wurde die Software AMIRA (Thermo Fisher Scientific, Waltham, MA, USA) verwendet. Über verschiedene Visualisierungseinstellungen der Dichte können die Bilddaten so dargestellt werden, dass lediglich knöcherne Strukturen zu sehen sind. Die Abbildung 4.3a zeigt die Visualisierung eines CT-Datensatzes im Ausgangszustand. Durch die Anpassung der verschiedenen Parameter kann die Bilddarstellung verändert werden, sodass das Weichteilgewebe herausgefiltert wird. In Abbildung 4.3b wurde die Dichte so angepasst, dass die Knochenstruktur bereits erkennbar ist. Im Vergleich zu Abbildung 4.3c wird



**Abb. 4.2:** Übersicht des Segmentierungsprozesses einer gesamten Wirbelsäule mit Schädel und Becken in AMIRA (Thermo Fisher Scientific, Waltham, MA, USA). Bildnachweis: Damm (2019, Abb. 33, S. 36)

deutlich, dass die Organe noch sichtbar sind. Da diese beim weiteren Segmentieren stören könnten, wurde die Bilddarstellung der Dichte so weit verändert, bis ausschließlich knöcherne Strukturen sichtbar sind. Für eine optimale Modellierung müssen die einzelnen Wirbel sowie das Sacrum getrennt voneinander vorliegen, sodass am Ende einzelne Objekte zur Verfügung stehen.



**Abb. 4.3:** Darstellung der DICOM-Daten einer Lendenwirbelsäule in AMIRA (Thermo Fisher Scientific, Waltham, MA, USA). a)-c) zeigt verschiedene visuelle Einstellungen der Dichte zur Identifikation der knöchernen Strukturen. Bildnachweis: Müller (2019).

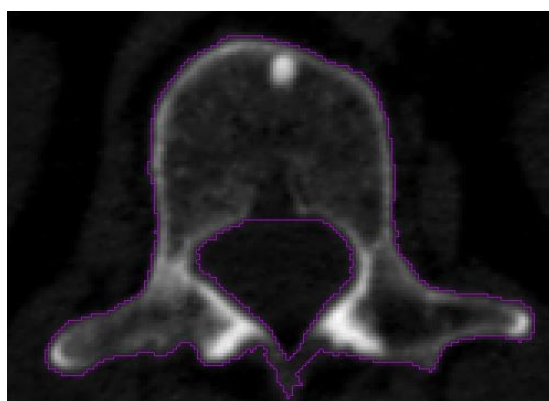
Aus diesem Grund erfolgt keine Segmentierung der gesamten Wirbelsäule als Einheit, sondern jedes Wirbels wird einzeln. Abbildung 4.4 zeigt eine CT-Aufnahme des Wirbels L1 aus frontaler (a) und lateraler (b) Perspektive, nachdem die restlichen Wirbel, das Sacrum sowie alle Organe, Weichteile, Haut etc. entfernt wurden. Im nächsten Schritt erfolgt die Fein-Segmentierung, wobei die einzelnen Schichten der CT-Aufnahme zur realitätsnahen Nachbildung verwendet

werden (vgl. Abb. 4.5).

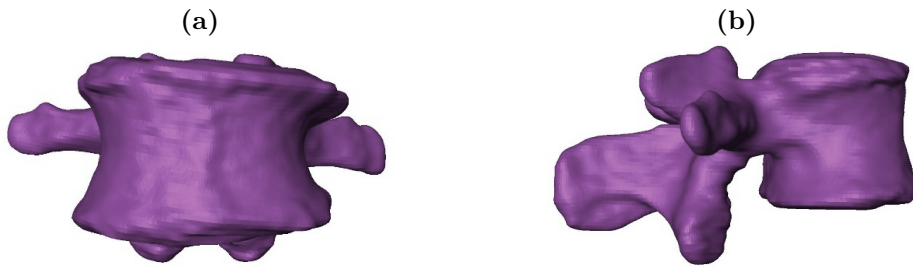


**Abb. 4.4:** Grob segmentierte Wirbel einer exemplarischen DICOM-Datei aus a) frontaler Sicht und b) lateraler Sicht. Bildnachweis: Müller (2019).

In den Schichtaufnahmen schlägt die Software AMIRA die äußere Grenze der Wirbel vor, wobei darauf geachtet werden muss, dass insbesondere im Bereich der Facettengelenke zwei Wirbel nicht miteinander in Kontakt kommen (siehe Abb. 4.5). Zusätzlich wurden manuelle Verbesserungen vorgenommen, um Aspekte zu korrigieren, die von der Software nicht automatisch erfasst werden können. Der Wirbelkanal wurde ebenfalls frei geschnitten, da in diesem Bereich Ansatzpunkte für Ligamente definiert werden. Nach der Kontrolle aller Schichten und Markierung des gewünschten Bereichs erstellt das Programm automatisch ein dreidimensionales Objekt, wie in Abbildung 4.6 dargestellt. Hierbei sind die einzeln vorliegenden Wirbel erkennbar.

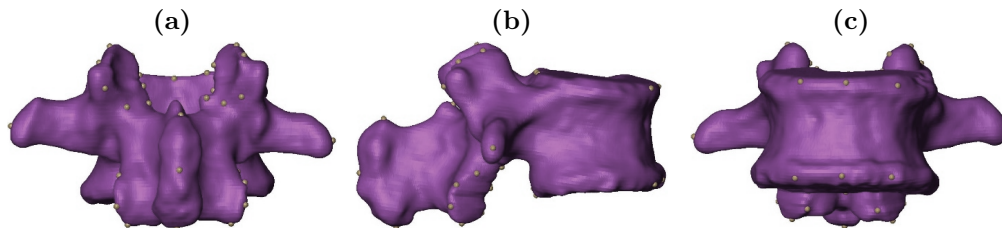


**Abb. 4.5:** CT-Schichtbild eines Wirbels mit vorgeschlagenen Außengrenzen (lila) des Wirbels durch die Software AMIRA. Bildnachweis: Müller (2019).



**Abb. 4.6:** Fertig segmentierte Wirbel einer exemplarischen DICOM-Datei, vgl. 4.4 aus a) frontaler Sicht und b) lateraler Sicht. Bildnachweis: Müller (2019).

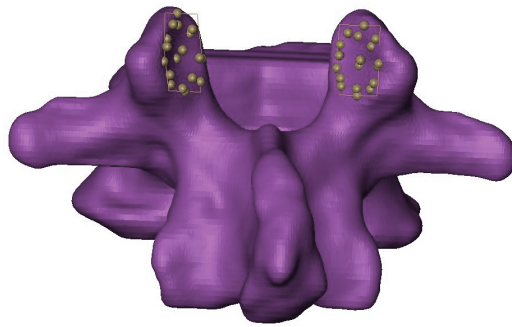
Nach der Segmentierung werden Marker als Ligamentansatzpunkte auf der Oberfläche der LWS definiert. Insgesamt ergeben sich 47 gesetzte Punkte, wie in Abbildung 4.7 dargestellt.



**Abb. 4.7:** Segmentierter Wirbel in AMIRA mit gesetzten Ansatzpunkten zur Modellierung der passiven Strukturen aus a) dorsaler Perspektive, b) lateraler Perspektive und c) frontaler Perspektive. Bildnachweis: Müller (2019).

Im nächsten Schritt wurden auf den Facettengelenkflächen neun weitere Marker platziert. Aus diesen Markern werden Regressionsflächen berechnet, die als Gelenkflächen für Berechnungen dienen. Abbildung 4.8 zeigt einen Wirbel L2 mit Markern auf den kranialen Gelenkflächen und visualisiert die Regressionsfläche als schwach rote Linien. Eine anschaulichere Visualisierung der Regressionsflächen ist in 4.1d dargestellt.



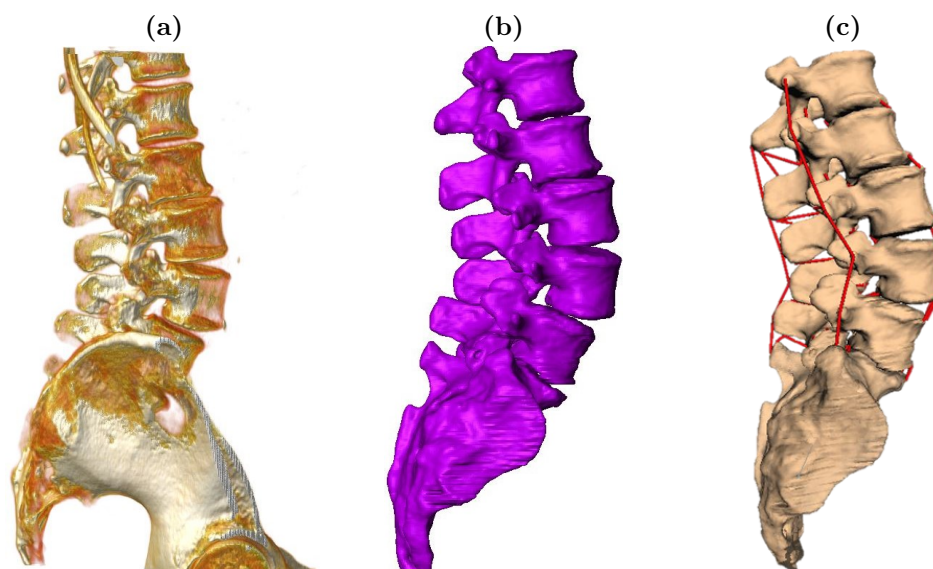


**Abb. 4.8:** Segmentierter einzelner Wirbel aus dorsaler Sicht mit 18 Markern (gelbe Punkte) auf den jeweiligen kranialen Facettengelenkflächen. Auf den Facettengelenkflächen sitzen jeweils nur neun Marker. Die weiteren neun Marker liegen auf der nicht visualisierten Gelenkfläche der kaudalen Facettengelenke des Wirbels L1. Diese sind notwendig zur Berechnung der Regressionfläche zwischen beiden Gelenkflächen. Bildnachweis: Müller (2019).

## 4.2 Aufbau der MKS-Modelle

Im folgenden Kapitel wird der grundsätzliche Aufbau der individuellen MKS-Modelle erläutert. Für die Untersuchung in Kapitel 5 über eine veränderte Belastung der LWS in Abhängigkeit der Krümmung wurden 28 MKS-Modelle basierend auf CT-Daten von gesunden Patienten (d.h. keine Anzeichen von Degeneration;  $32,7 \pm 14,5$  Jahre, wobei das Alter von zwei Probanden nicht bekannt war) verwendet. Für die Untersuchung in Kapitel 6 wurden insgesamt sieben individuelle MKS-Modelle von gesunden Probanden (sechs Männer und eine Frau im Alter von  $32,6 \pm 7,04$  Jahren) verwendet. Für die Untersuchung in Kapitel 7 wurden 15 individuelle MKS-Modelle verwendet, die auf Patientendaten mit einer akuten stabilen Spondylolisthese basieren. Die verwendeten Modelle der Untersuchungen aus den Kapiteln 5 und 6 beinhalten aktive Strukturen in Form der beteiligten Muskulatur. Die MKS-Modelle in Kapitel 7 werden ausschließlich durch passive Elemente in Form von Ligamenten, ZWS und Facettengelenken sowie äußeren Kräften in den vorwärtsdynamischen Simulationen belastet. Als geometrische Basis werden die semi-automatisch segmentierten Wirbel verwendet, welche als Starrkörper unverändert in die Simulationssoftware SIMPACK (Dassault systèmes, France) transferiert werden. Bei diesem Prozess bleibt die subjekt-spezifische Morphologie der knöchernen Strukturen und die individuel-

len Krümmungen der LWS erhalten. Somit bleiben der Facettengelenkspalt sowie die Höhe des Zwischenwirbelscheibenfaches unverändert. Dies hat wiederum einen Einfluss auf die Lage der Ligamente und der Muskulatur, da sich aufgrund der individuellen Geometrien spezifische Ansatzpunkte erschließen und diese ebenfalls unverändert von AMIRA nach SIMPACK transferiert werden (siehe Abb. 4.7 und 4.8 in Kap. 4.1). Abbildung 4.9 zeigt beispielhaft CT-Daten, welche unverändert in die Simulationssoftware SIMPACK übertragen wurden. Teilabbildung 4.9a) zeigt den CT-Datensatz, b) die segmentierten Oberflächen und c) das finale Computermodell.



**Abb. 4.9:** Exemplarische LWS zur Darstellung der Generierung von Modellen mit individueller Morphologie. Bildnachweis: Müller (2019).

Neben der individuellen Geometrie sind die MKS-Modelle identisch aufgebaut, weshalb im Folgenden nicht zwischen den Modellen der einzelnen Anwendungen (siehe Kap. 5-7) unterschieden wird. Da die CT-Daten immer von liegenden Patienten aufgenommen wurden, müssen die LWS-Modelle virtuell gedreht bzw. räumlich ausgerichtet werden. Aufrecht wurde so definiert, dass die kraniale Endplatte des Wirbels L3 parallel zur Transversalebene ausgerichtet war (Rupp et al., 2015, Tab. 1), d.h. orthogonal zur Wirkungslinie der Schwerkraft. Die Ausrichtung der anderen Wirbel im Verhältnis zu L3 unverändert. Diese Definition wurde für alle Modelle beibehalten, um die Vergleichbarkeit sicherzustellen. Hierbei ist

zu bedenken, dass besonders die ZWS in der liegenden Position weniger stark belastet sind als in der aufrechten (stehenden) Position (Wilke et al., 1999, Tab. 1). Studien zeigen jedoch, dass die Krümmung der LWS im liegenden und stehenden Zustand vergleichbar sind (Meakin et al., 2009; Wood et al., 1996). Die knöchernen Starrkörper L1-SA sind gelenkig miteinander verbunden, wobei das SA der Fixpunkt ist und dementsprechend keine DOF hat. Alle anderen Wirbel sind mit Gelenken mit sechs DOF verbunden. Folglich sind Translationen sowie Rotationen entlang und um alle Koordinatenachsen möglich (4.1e). Die Position des Gelenks wird mit Hilfe der Ansatzpunkte für die Ligamente bestimmt. Es werden Ebenen für die Deckflächen der Wirbel bestimmt und eine Winkelhalbierende zwischen zwei Ebenen von zwei benachbarten Wirbeln berechnet. Der Mittelpunkt von jeweils zwei Lotfußpunkten, die ausgehend von dem Wirbelkörpermittlepunkt auf die Winkelhalbierende bestimmt wurden, bildet den Mittelpunkt der ZWS und liefert somit auch die Position des Gelenks (Damm, 2019, Abb. 52).

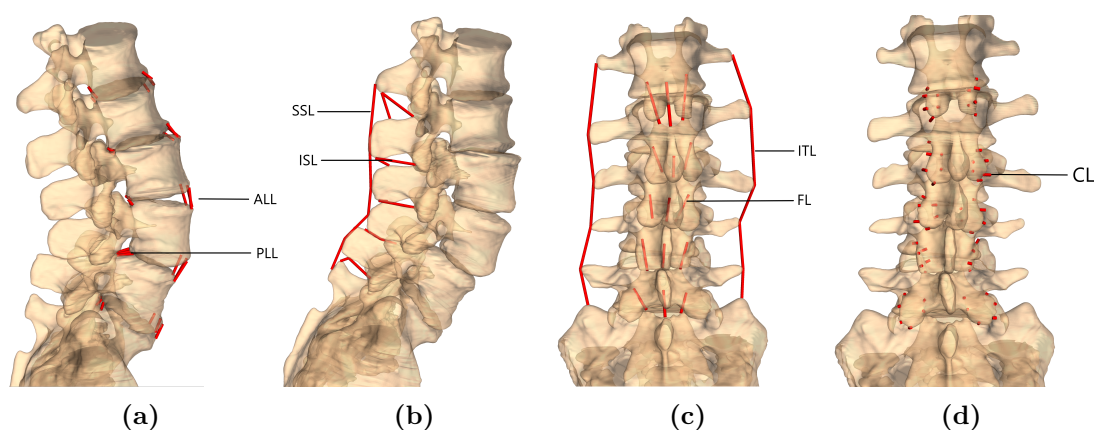
### *Passive Elemente*

Neben den Geometrien, der Ausrichtung der Starrkörper im Raum sowie der Definition der DOF werden passive Kraftelemente in Form von Ligamenten, ZWS und Facettengelenken in den Modellen definiert, sodass eine möglichst physiologische Kinematik in vorwärtsdynamischen Simulationen erzeugt werden kann. Zur Darstellung der Ligamente wurden nach der Segmentierung (Kap. 4.1) insgesamt 47 Punkte pro Wirbel manuell an den Oberflächen entsprechend anatomischer Landmarken platziert (siehe Abb. 4.1b). Diese Marker bilden die subjekt-spezifischen Ansatzpunkte der Ligamente sowie der Muskeln (Schünke et al., 2014) und wurden von Medizinern der Neurochirurgie des Universitätsklinikums Mainz überprüft und bestätigt. Die Ligamente werden durch eindimensionale masselose Kraftelemente (siehe Abb. 4.10) mit jeweils einer nicht-linearen Kraft-Längen-Charakteristik und einer linearen Dämpfung modelliert, die aus einem in-silico Experiment stammen (Damm et al., 2020). In diesem Experiment wurde eine Kadaverstudie von Heuer et al. (2007) rückwärts simuliert: In der initialen Studie wurden schrittweise die Ligamente entfernt und die ROM bei einem defi-

nierten äußeren Drehmoment bestimmt (Heuer et al., 2007). Zum Bestimmen der nicht-linearen Kraft-Längen-Charakteristik haben Damm et al. (2020) die Steifigkeit der verschiedenen Ligamente und der ZWS schrittweise optimiert, sodass die exakte Kinematik der Wirbelsegmente der Kadaverstudie reproduziert werden konnten (Damm et al., 2020). Anschließend wurden die hieraus resultierenden nicht-linearen Feder-Dämpfer-Elemente (Damm et al., 2020, Abb. 5, Gleichungen (6)-(7)) und Modellkonfigurationen über einen Vergleich des intradiskalen Drucks validiert (Damm et al., 2020; Wilke et al., 1996). Es wurde festgestellt, dass die Ligamente erheblich weniger steif sind, als in klassischen Datensätzen vorgeschlagen wird (Chazal et al., 1985; Shirazi-Adl et al., 1986; White III and Panjabi, 1990). Eine weitere Studie, die in-vivo Experimente und Computersimulationen kombiniert, unterstützt diese Erkenntnis (Mörl et al., 2020). Die Vorspannung der Ligamente wurde auf der Basis verschiedener Literaturdaten eingestellt, vgl. (Damm et al., 2020, Abschnitt 2.2.4). Abbildung 4.10 zeigt die sieben verschiedenen Ligamente, welche als eindimensionale Kraftelemente im Modell repräsentiert werden. Die sechs DOF viskoelastischer Bandscheibengelenke zwischen zwei benachbarten Wirbeln, die die ZWS repräsentieren, wurden durch nicht-lineare Drehmoment-Winkel- und Kraft-Deformationscharakteristiken für die Bewegung in SI-Richtung, lineare Kraft-Deformationscharakteristiken für Bewegungen in AP-Richtung und Translationen zur Seite. Zusätzlich wurden lineare Dämpfungselemente modelliert (Damm et al., 2020, Abb. 4, Gleichungen (1)-(2)). Die translationsbezogenen Charakteristika der ZWS wurden durch viskoelastische Elemente mit entsprechenden Kraft-Dehnungscharakteristika aus Belastungsexperimenten bestimmt (Damm, 2019; Hausen, 2013; Schmoelz et al., 2012). Die Facettengelenke wurden durch eindimensionale, lineare viskoelastische Kraftelemente realisiert. Aus den in der Segmentierung (Kap. 4.1) gesetzten neun Punkten pro Facettengelenkfläche wurden in AMIRA Regressionsebenen berechnet, welche mittig zwischen den (gekrümmten) benachbarten superioren und inferioren Gelenkfacetten angeordnet sind (siehe Abb. 4.1d). Zusätzlich wurde ein Punkt auf einer der beiden Facettengelenkflächen definiert. Die Gegenkraft, die bei einem Kontakt entsteht, ist abhängig von der senkrechten Distanz des mittleren Punktes und

der Regressionsebene, wobei es hierbei keine Rolle spielt, ob die Ebene gekrümmt ist oder nicht (vgl. Kap. 3: lineares Feder-Dämpfer-Element mit  $12000 \left[\frac{N}{m}\right]$  und  $4000 \left[\frac{Ns}{m}\right]$ ). Scherkräfte oder Reibungen werden vernachlässigt. Negative (anziehende) Kräfte wurden ebenfalls für diese Strukturen nicht berücksichtigt. Stattdessen kompensieren die Kapselbänder (CL) (siehe Abb. 4.10d) die “ziehenden” Kräfte. In den Modellen in Kapitel 6 wurden gekrümmte Facettengelenkflächen als Regressionsflächen verwendet (Damm et al., 2020).

Die Gleichungen zur Darstellung der passiven Elemente wurden einführend in Kapitel 3 dargelegt. Die exakten Parameter stammen aus der Untersuchung von Damm et al. (2020). Alle passiven Elemente wurden in einer früheren Studie validiert (Damm et al., 2020), indem der intradiskale Druck mit Literaturdaten von Wilke et al. (1996) verglichen wurde.

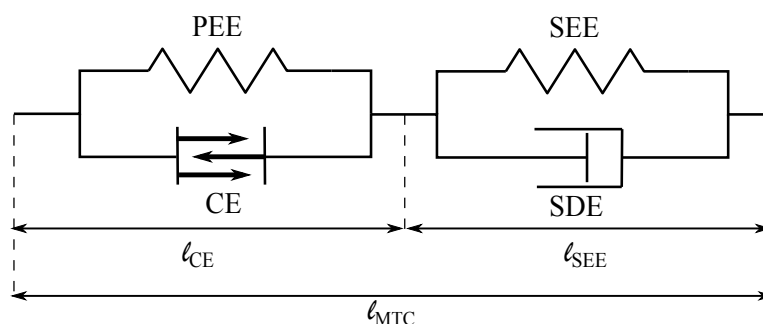


**Abb. 4.10:** Exemplarische LWS mit visualisierten Ligamenten (rote Strecken): a) zeigt die LWS aus lateraler Perspektive und das Lig. longitudinale anterior (ALL) sowie posterior (PLL), b) zeigt ebenfalls die LWS aus lateraler Perspektive und das Lig. supraspinale (SSL) sowie das Lig. interspinale (ISL), c) und d) zeigen die LWS aus dorsaler Perspektive und das Lig. flavum (FL), das Lig. intertransversarium (ITL) sowie die Kapselligamente (CL). Bildnachweis: Müller (2019).

### *Aktive Elemente*

Die Muskulatur stellt die aktiven Elemente in den MKS-Modellen dar. Mit dem Ziel, eine möglichst physiologischen Muskulatur zu repräsentieren, wird das Muskelmodell nach Hill in den LWS Modellen verwendet (Haeufle et al., 2014). Im Folgenden wird zunächst vereinfacht, dass Muskelmodell nach Hill vorgestellt und anschließend die Integration in die subjekt-spezifischen MKS-Modelle dargelegt. Abb. 4.11 zeigt schematisch das Muskelmodell mit seinen vier Anteilen. Die ge-

samte Muskel-Sehnen-Einheit wird als MTC (englisch: muscle-tendon-complex). Diese Einheit lässt sich in zwei Gruppen unterteilen, die jeweils aus zwei Elementen bestehen. Der aktive Teil, umgangssprachlich als Muskelbauch bezeichnet, wird hier als kontraktiles Element (CE) bezeichnet, welches von einer parallel-elastischen Einheit (PEE) umgeben ist, welches die Funktion einer Faszie darstellt. Die Längen der beiden Elemente CE und PEE sind immer gleich und werden als  $l_{CE}$  bezeichnet. Das modellierte CE berechnet die theoretisch erzeugten Kräfte durch die Kontraktion der Muskulatur und stellt somit den in Abb. 2.7 dargestellten Mechanismus dar. Der Muskel inseriert über die Sehne am Knochen. Im Hill'schen Muskelmodell stellt das seriell-elastische Element (SEE) die Sehne dar. Parallel zu dem SEE liegt das seriell-dämpfende Element (SDE) (Günther et al., 2007). Auch hier haben beide Elemente dieselbe Länge ( $l_{SEE}$ ). Zur "Aktivierung" der Muskulatur wird die Hatzsche Aktivierungsdynamik, welche von Rockenfeller and Günther (2018) verbesserte wurde, verwendet. Diese stellt den Einfluss der Calciumionenkonzentration auf die Aktivität des Muskels dar und wird als Stimulation bezeichnet. Die Stimulation ( $\sigma(t) \in [0; 1]$ ) steuert die Calciumionenkonzentration im Muskel über die Zeit ( $t$ ). Die letztendliche Aktivität ( $q$ ) des CE ist von der der Stimulation ( $\sigma(t)$ ) und der Länge ( $l_{CE}$ ) abhängig. Die gesamte theoretisch berechnete Kraft des MTC ist abhängig von  $q$ ,  $l_{MTC}$ ,  $\dot{l}_{MTC}$ ,  $l_{CE}$ ,  $\dot{l}_{CE}$ .

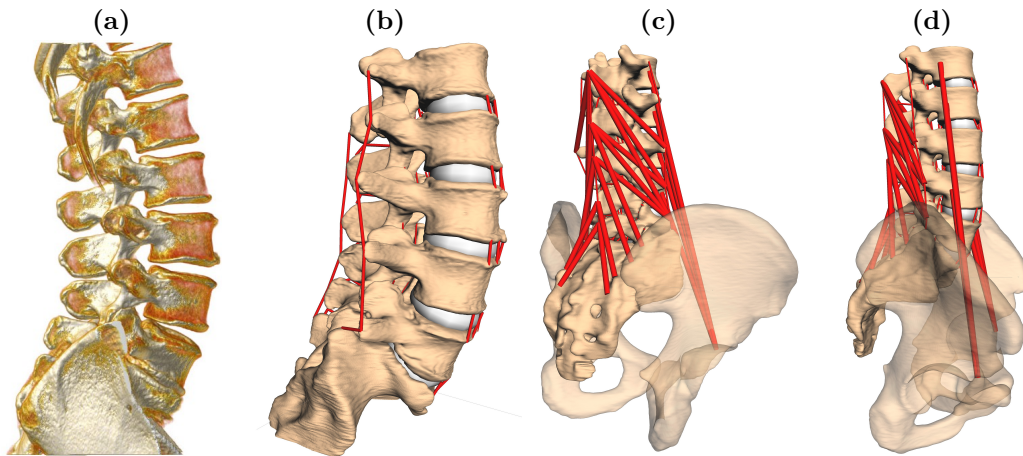


**Abb. 4.11:** Schematische Darstellung des Hill'schen Muskelmodells. Das Muskelmodell zeigt die gesamte Muskel-Sehnen-Einheit (MTC) sowie die einzelnen Anteile. Die Muskelfasern werden durch das kontraktile Element (CE) dargestellt, welche von Faszien umhüllt werden, die als parallel-elastisches Element (PEE) repräsentiert sind. Die Sehne wird als seriell-elastisches Element (SEE) mit einem seriell-dämpfenden Element (SDE) dargestellt. Bildnachweis: Haeufle et al. (2014, Abb. 1).

Im Hinblick auf die individuellen MKS-Modelle wurden der M. multifidus und der M. psoas major durch Punkt-zu-Punkt Kraftelemente basierend auf dem Hill'schen Muskelmodell verwendet (Rockenfeller and Günther, 2016, Anhang A). Da weder kinematische noch kinetische Daten für eine ausführliche Parameterabschätzung verfügbar waren, wurden die Parameter für Sehnen- und Faserlängen aus der Literatur entnommen, insbesondere aus Christophy et al. (2012). Für jeden Muskelstrang wurden die Werte für eine optimale Faserlänge und Ruhelänge der Sehne aus der Literatur übernommen (Christophy et al., 2012, Tab. 1, Spalte 7,9). Um das Längenverhältnis von Muskelfaser (CE) zu Sehne (SEE) als wichtige funktionale Kenngröße (Mörl et al., 2015) beizubehalten, wurden beide Größen gleichmäßig skaliert. Demnach wurden beide Längen ( $l_{CE}$  und  $l_{SEE}$ ) um 5% erhöht, wenn die Entfernung vom Ursprung bis zum Ansatzpunkt 5% höher war als die Literaturreferenz. Das Längenverhältnis von Faser zu Sehne für jeden Muskelstrang betrug 2,85 für den M. psoas major und 2,47 für den M. multifidus. Für eins der subjekt-spezifischen Modelle werden beispielhaft die optimale Faserlänge des CE und Ruhelänge der Sehne für beide Muskelgruppen in Tabelle A.1 dargelegt. Die maximale Kraft des M. psoas major wurde auf 80 N für jeden Strang definiert, was dem Medianwert aus (Christophy et al., 2012, Tab. 1, Spalte 4) der Stränge des M. psoas major, die nicht an den ZWS ansetzen, entspricht. Die Kraft des M. multifidus wurde auf 21 N für jeden Strang definiert. Dies entspricht ebenfalls dem Medianwert für die nicht-laminaren Anteile des M. multifidus (Christophy et al., 2012, Tab. 1, Spalte 4).

Die Parameter  $F_{\max}$  (Maximalkraft des kontraktiven Elements),  $l_{CE_{opt}}$  (optimale Faserlänge,  $l_{SEE_0}$  (Ruhelänge der Sehne) wurden in allen Modellen individuell auf die entsprechende Geometrie angepasst. Die Steuerungsfunktion  $\sigma(t)$  (Stimulation) wird in Abhängigkeit der Belastung der MKS-Modelle angepasst. Die übrigen Parameter des Hill'schen Muskelmodells wurden als generisch angenommen und aus (Günther et al., 2007, Tabelle 2) (Kontraktionsdynamik) und Rockenfeller and Günther (2018) (Aktivierungsdynamik) entnommen. Die Abbildung 4.12 zeigt beispielhaft eine LWS in der DICOM Darstellung (4.12a) sowie das fertige Modell mit den passiven Strukturen 4.12b und den aktiven Strukturen

(4.12c und 4.12d).



**Abb. 4.12:** Darstellung einer exemplarischen LWS in DICOM-Format und als fertiges Modell mit passiven und aktiven Strukturen: (a) zeigt das CT Bild einer LWS, welches in die aufrechte Position rotiert wurde. (b) zeigt das MKS-Modell basierend auf den subjekt-spezifischen CT-Geometrien, einschließlich der passiven Strukturen (Ligamente, ZWS und Facettengelenke). (c) und (d) zeigen das fertige MKS-Modell mit den passiven und aktiven Strukturen (M. multifidus und M. psoas major). Das Becken dient als Ursprung für die Muskelgruppe des M. psoas major. Bildnachweis: Müller et al. (2021) lizenziert durch CC BY 4.0.

### 4.3 Validierung der MKS-Modelle

Die Validierung von MKS-Modellen stellt immer eine Herausforderung dar. Dennoch ist sie absolut notwendig, um zu gewährleisten, dass die Simulationen verlässliche Ergebnisse liefern. Hicks et al. (2015) haben *Best Practices* zur Validierung von Modellen bzw. Studien mit Modellen formuliert. Dabei haben sie den Prozess der Verifikation bzw. Validierung in sieben Schritte eingeteilt. Schritt Nummer vier beinhaltet das Vergleichen der Ergebnisse der inneren Kräfte, die durch Modellsimulationen berechnet wurden, mit unabhängigen Ergebnissen aus in-vitro, in-vivo und in-silico Studien (Hicks et al., 2015, Kap.2). Eine der meist zitierten und somit vermutlich auch zur Validierung genutzten Publikationen ist von Wilke et al. (2001). In dieser Studie wurde ein Druckmesser in die ZWS zwischen L4-L5 einer lebenden Person eingeführt und Messungen während standardisierten Bewegungen vorgenommen. Zusätzlich stehen alle anthropometrischen Daten dieses Probanden zur Verfügung (Wilke et al., 2001). Dies ist ein sehr



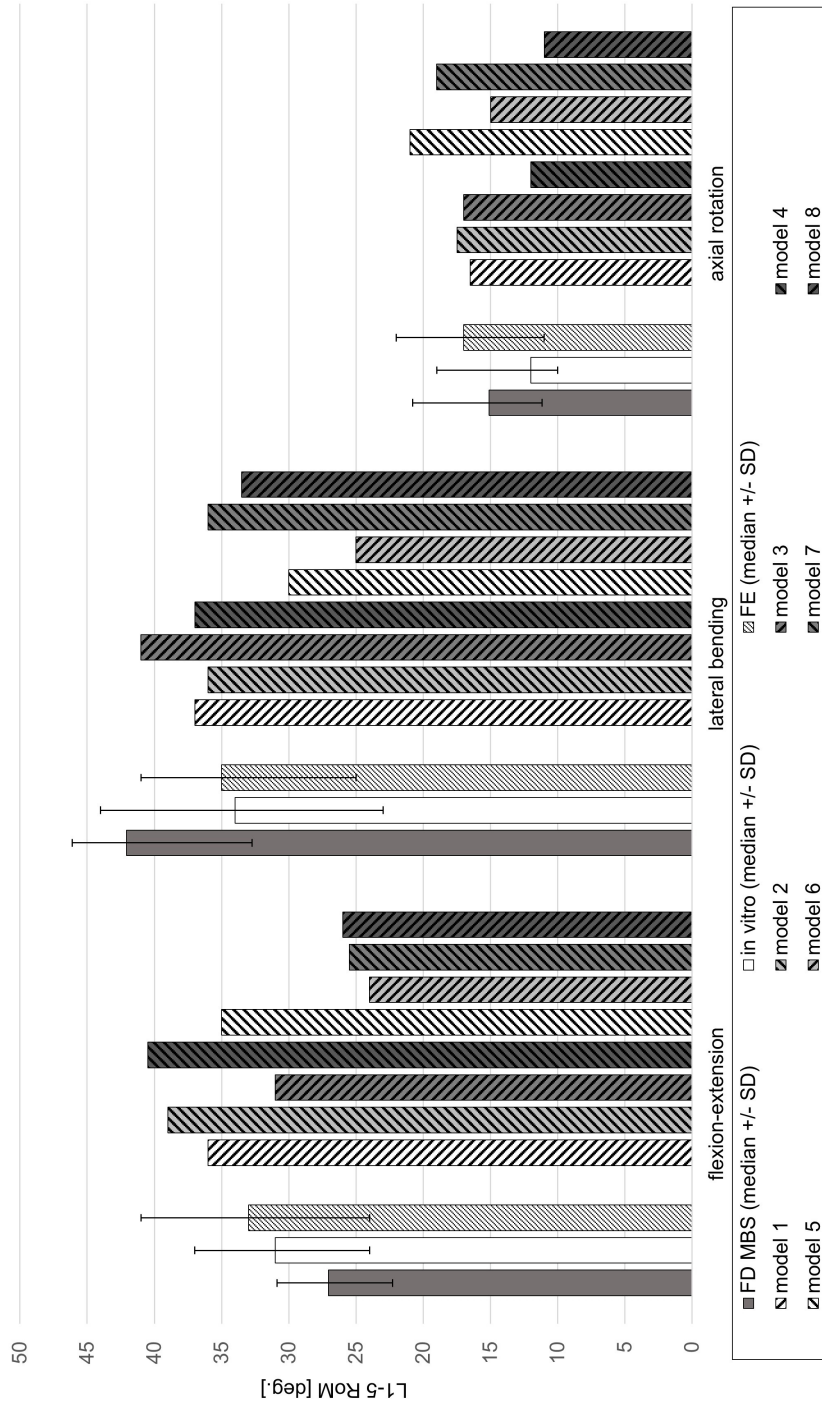
besonderer Datensatz, da es ansonsten fast unmöglich ist, innere Kräfte oder Belastungen tatsächlich zu messen. Weitere Validierungsmöglichkeiten ergeben sich durch den Vergleich von mehreren Modellen mit in-vivo oder teilweise auch in-vitro Daten. Dreischarf et al. (2014) vergleichen das Ausmaß der Bewegung (engl. range of motion, ROM) von insgesamt acht Finite-Element-Modellen sowie einem in-vitro Datensatz. Weitere Daten zur Validierung von Modellen liefern zum Beispiel die Studien von Rohlmann et al. (2008); Takahashi et al. (2006)

Zur Validierung der in dieser Arbeit vorgestellten Modelle kann Folgendes gesagt werden: Die Modellierung der aktiven Elemente (Muskulatur), welche in den Modellen verwendet wird, wurde bereits von den Autoren der entsprechenden Publikationen validiert. Hierbei wurden die theoretisch berechneten Kräfte mit in-vitro Untersuchungen verglichen (Günther et al., 2007; Rockenfeller et al., 2022). Zusätzlich hat Damm (2019) die Integration dieses Muskelmodells in ein MKS-Modell mit der entsprechenden Aktivierungsdynamik (Rockenfeller and Günther, 2018) hinsichtlich der Kraftentwicklung mit den Daten von Günther et al. (2007) verglichen (Damm, 2019, Abb. 104 S. 104). Die Parameter, welche in der Muskelmodellierung individualisiert werden, wie die Maximalkraft ( $F_{\max}$ ), wurden aus validierten Modellen übernommen (Christophy et al., 2012)(vgl. auch Abschnitt aktive Elemente in Kap. 4). Das Verhältnis zwischen dem CE und dem SEE wird für ein Modell exemplarisch in Tabelle A.1 dargelegt und basiert ebenfalls auf den Werten von Christophy et al. (2012). Die passiven Strukturen, welche in den Modellen verwendet wurden, stammen aus in-vitro Experimenten von Hausen (2013); Heuer et al. (2007) und wurden zusätzlich unter der Verwendung der Muskulatur mit den experimentellen Daten von Wilke et al. (1996) validiert (Damm et al., 2020).

Da die Modelle, welche auf der Basis von CT-Daten von Patienten mit einer stabilen Spondylolisthese (vgl. Kap. 7), ohne Muskulatur verwendet werden, wurden diese zusätzlich validiert. Zur zusätzlichen Validierung wurden die entsprechenden ROM für eine Flexions- und Extensionsbewegung, eine laterale Flexion und eine axiale Rotation aus der Studie von Dreischarf et al. (2014) herangezogen. In dieser Studie wurden acht verschiedene Finite-Elemente-Simulationsmodelle

untereinander und mit in-vitro Daten verglichen (Dreischarf et al., 2014). Die präsentierten MKS-Modelle wurden identisch belastet wie die Modelle in der Studie von Dreischarf et al. (2014). Anschließend wurden vorwärtsdynamische Simulationen durchgeführt und die ROM aller Modelle bestimmt. Dies führte zu einer ROM für die Flexion und Extension von  $22,3^\circ$  -  $30,9^\circ$  (Median  $27,0^\circ$ ). Diese Ergebnisse liegen im Bereich der von Dreischarf et al. (2014) berichteten in vitro Messungen sowie der Ergebnisse der acht verschiedenen FE-Modellmessungen. Die Ergebnisse der Lateralflexion und der axialen Rotation zeigen ebenfalls dieselbe Größenordnung. Die detaillierten Ergebnisse der Validierung mit den ROM aus der Vergleichsstudie von Dreischarf et al. (2014) sind in Abb. 4.13 dargestellt.

Comparison of the range of motion of the FD MBS models with in vitro data and FE models



**Abb. 4.13:** Vergleich der ROM in vorwärtsdynamischen Mehrkörper-Simulationen mit in-vitro Daten und verschiedenen Finite-Elemente-Modellen aus der Studie von Dreischarf et al. (2014). Die MKS-Modelle, die denselben Belastungsbedingungen ausgesetzt waren wie sie von Dreischarf et al. (2014) präsentiert wurden, wurden in Flexion-Extension, Lateralflexion und axialer Rotation gleichmäßig mit 7,5 Nm am L1 belastet. Um die Kompatibilität mit den Finite-Elemente-Modellen sicherzustellen, wurde der Wirbel L5 in jedem MKS-Modell fixiert. Die einfachen grauen Balken repräsentieren die mediane ROM ( $\pm$ Standardabweichung) der 15 MKS-Modelle. Die einfachen weißen Balken zeigen die mediane ROM ( $\pm$ Standardabweichung) einer in-vitro Studie mit 10 L1-L5 Präparaten (Rohmann et al., 2001). Die gestreiften Balken zeigen die mediane ROM ( $\pm$ Standardabweichung) der acht Finite-Elemente-Modelle sowie die Ergebnisse für jedes einzelne Finite-Elemente-Modell aus der Studie von Dreischarf et al. (2014). Bildnachweis: Kosterhon et al. (2024) lizenziert durch CC BY 4.0.

## 5 | Quantitative Belastungsverteilung in Abhängigkeit von der Krümmung der lumbalen Wirbelsäule

### 5.1 Theoretischer Hintergrund

Die Wirbelsäule bildet eine hoch mobile skelettale Struktur mit einer breiten interindividuellen Variation in ihrer doppelten S-Form (Meakin et al., 2009). Hohe mechanische Belastungen im täglichen Leben und beim Sport können Verletzungen verursachen, die langfristige degenerative Prozesse der ZWS oder der Facettengelenke auslösen können. Die lumbale Wirbelsäule ist besonders häufig von degenerativen Phänomenen betroffen, da sie die gesamte Masse des Körpers oberhalb der betroffenen Ebene trägt (Hajihosseinali et al., 2015). Abweichungen in der doppelten S-Form können die internen Lastverteilungen verändern und degenerative Prozesse beschleunigen. Diese Abweichungen in der Krümmung der Wirbelsäule werden üblicherweise mit der *Cobb-Methode* quantifiziert (Cobb, 1948), die ursprünglich eingeführt wurde, um verschiedene Grade von Skoliosen zu beschreiben, d.h. Abweichungen in der Frontalebene (White III and Panjabi, 1990, Kap. 3.1). Durch eine Anpassung der Cobb-Methode an die sagittale Ebene kann der lumbale Lordosewinkel (LL) definiert werden als der sagittale Cobb-Winkel zwischen der oberen Endplatte des Wirbels L1 und der Endplatte des SA. Im Gegensatz zur Skoliose sind quantitative Untersuchungen zu den Auswirkungen von Abweichungen in der sagittalen Krümmung, also in der Krümmung, auf die Lastverteilung der Wirbelsäule selten. Insbesondere wenn zwischen der thorakalen Kyphose (Briggs et al., 2007; Bruno et al., 2012) und lumbalen Lordose (Bruno et al., 2017; Keller et al., 2005) unterschieden wird. Während die letzten Studien grundsätzlich einen Effekt von Veränderungen der Lordose auf die Lastverteilung innerhalb der lumbalen Wirbelsäule zeigen konnten, fehlt bis heute die Darstellung einer quantitativen Abhängigkeit zwischen der Belastung der Wirbelsäule und der Krümmung in der sagittalen Ebene. Das Verständnis

für die Variabilität der Belastung bestimmter spinaler Strukturen kann in klinischen Kontexten vorteilhaft sein, z.B. für die Klassifikation von Pathologien, die Planung chirurgischer Eingriffe oder manueller therapeutischer Maßnahmen. Es wird angenommen, dass degenerative Veränderungen eine Folge von einem sagittalen Ungleichgewicht sind (Glassman et al., 2005), das beispielsweise durch die sagittale Vertikalachse gemessen werden kann. Das sagittale Ungleichgewicht kann über den Abstand zwischen der C7-Lotlinie und der posterior-superioren Ecke des SA (Jackson and McManus, 1994) oder der odontoiden Hüftachse, d.h. dem Winkel zwischen der vertikalen Linie durch die Hüftachse und einer Linie von der Hüftachse zum Dens von C2 (Le Huec et al., 2019) beschrieben werden. Ein weiteres wichtiges Merkmal stellt die *spinopelvine Konfiguration* dar, die normalerweise durch die drei Winkelmessgrößen Beckeninklination (engl. pelvic incidence PI), Sakralkrümmung (engl. sacral slope, SS) und Beckenkipfung (engl. pelvic tilt, PT) repräsentiert wird. Es gilt  $PI = SS + PT$  und es wird angenommen, dass eine optimale sagittale Balance einer geringen PI-zu-LL-Differenz ( $\Delta PILL$ ) entspricht, insbesondere  $|\Delta PILL| = |PI - LL| \leq 15^\circ$  (Rothenfluh et al., 2015). Bei einem größeren Unterschied zwischen diesen beiden Parametern wird angenommen, dass dieses Ungleichgewicht zu Wirbelsäulenerkrankungen und -funktionsstörungen führt (Bassani et al., 2019; Roussouly and Pinheiro-Franco, 2011; Senteler et al., 2014). Beispielsweise wird angenommen, dass eine Hyperlordose (große LL) Discopathien und Facettengelenkdegenerationen beschleunigt, während eine Hypolordose (kleine LL) mit hohen kompressiven Spitzenkräften in den ZWS verbunden ist. Solche und ähnliche Plausibilitätsaussagen kommen häufig in der Literatur vor, jedoch meist ohne entsprechende Quantifizierung (Gezelbash et al., 2016; Jentzsch et al., 2017; Keller et al., 2005; Meakin et al., 2009; Shirazi-Adl et al., 2002). Daher war das Ziel dieser Studie, eine quantitative Untersuchung zur Beeinflussung des variierenden LL auf die Lastverteilung innerhalb der lumbalen Wirbelsäule mithilfe von vorwärtsdynamischen Simulations-Modellen durchzuführen.

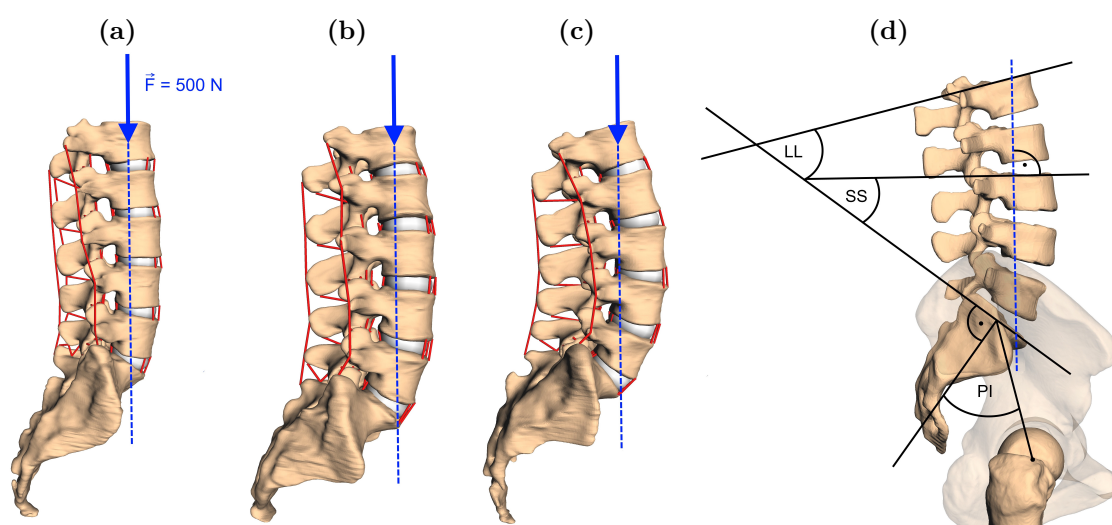
## 5.2 Modell und Methode

Insgesamt wurden 28 Modelle der lumbalen Wirbelsäule auf der Grundlage von CT-Daten von Patienten aus dem Trauma-Raum mit ansonsten gesunden Wirbelsäulen, d.h. ohne Anzeichen von Degenerationen, wie in Kap. 4.2 beschrieben, erstellt. Das durchschnittliche Alter der Patienten war  $32,7 \pm 14,5$  Jahre, wobei das Alter von zwei Probanden nicht bekannt war. Abb. 5.1 zeigt exemplarisch drei Modelle mit unterschiedlichen Krümmaturen. Teilabbildung 5.1d zeigt die verschiedenen Winkel, die an der LWS gemessen werden können um die Krümmung sowie die sagittale Balance zu beschreiben.

### 5.2.1 Simulationsszenarien

Um die maximale Vergleichbarkeit zwischen den Simulationen zur dynamischen Belastung sicherzustellen, wurden die Randbedingungen für jede Wirbelsäule standardisiert: *Erstens* wurde das SA der LWS im Volumenmittelpunkt fixiert. *Zweitens* wurden die anteroposteriore und mediolaterale Translation des Wirbels L1 verhindert, in dem die DOF entlang dieser Achsen eingeschränkt wurden, um ein Kippen der LWS nach anterior, posterior und zur Seite zu vermeiden. Dabei wurde die anderen DOF von L1 nicht eingeschränkt. Diese Einschränkung sollte die komplexe stabilisierende Muskulatur repräsentieren, die hier nicht implementiert wurde, um den Effekt von Veränderungen in der Lastverteilung durch Veränderungen in der Lordose zu betonen. Die Gelenke der Wirbel L2-L5 wurden weiterhin mit sechs DOF repräsentiert, um ein weiteres Krümmen der LWS durch die vertikale Belastung zu ermöglichen. *Drittens* wurde eine Kraft von 500 N, die die Masse des Oberkörpers oberhalb des Wirbels L1 repräsentiert (Nachemson, 1981, Tab. 1), auf den Massenmittelpunkt (engl. center of mass, COM) des Wirbelkörpers L1 angewendet (vgl. Abb. 5.1). Die vorwärtsdynamischen Simulationen wurden in diesen Konfigurationen 2 s lang durchgeführt, um der Wirbelsäule zu ermöglichen, in ihren endgültigen Gleichgewichtszustand zu gelangen. *Viertens* wurde der mögliche Einfluss der Muskelaktivität auf die Belastung der Wirbelsäule für die Muskelgruppe des M. multifidus untersucht, die für die Stabilisierung

der LWS bekannt ist (Danneels et al., 2001; Macintosh and Bogduk, 1986; Ward et al., 2009). Daher wurden insgesamt fünf verschiedene Szenarien in Bezug auf die Muskelpartizipation durchgeführt: (i) 'keine Muskeln', was das Fehlen jeglicher aktiver oder passiver Muskelkraft bezeichnet, (ii) 'passive Muskeln ( $u = 0$ )', was das Fehlen jeglicher neuronaler Stimulation/Erregung  $0 \leq u \leq 1$  bezeichnet (vgl. (Rockenfeller and Günther, 2016)), und (iii) bis (v) 'aktive Muskeln ( $u = 0,1; 0,25; \text{ oder } 0,5$ )', was den Grad der Stimulation der Muskelgruppe M. multifidus beschreibt.



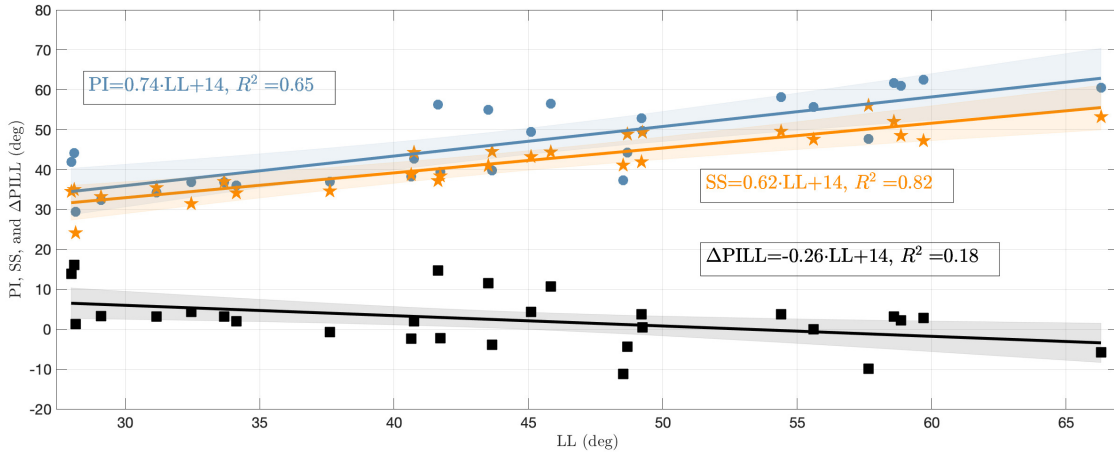
**Abb. 5.1:** Drei Beispiele für den Lordosewinkel der Lendenwirbelsäule: (a) hypolordotisch ( $LL = 28^\circ$ ), (b) "normal" ( $LL = 49.2^\circ$ ), und (c) hyperlordotisch ( $LL = 66.3^\circ$ ). Die Methode zur Berechnung des lumbalen Lordosewinkels (LL), der Sakralkrümmung (SS), und der Beckeninklination (PI) ist in (d) skizziert und im Text beschrieben. Eine vertikale Kraft von 500 N (blaue Pfeile mit gestrichelter Wirkungslinie) wurde auf den Massenmittelpunkt (COM) des Wirbelkörpers von L1 in allen Modellen angewendet. Bildnachweis: Müller et al. (2021) lizenziert durch CC BY.

## 5.2.2 Bestimmung des Lordosewinkels und des sagittalen Gleichgewichts

Um den Einfluss der sagittalen Krümmung auf die Simulationsergebnisse zu bewerten, wurde der LL als Maßparameter zur Bestimmung des Grades der lumbalen Lordose definiert (Vrtovec et al., 2009). Dazu wurden die kranialen Endplatten von L1 und SA virtuell verlängert und ihr Schnittwinkel in der sagittalen

Ebene bestimmt, vgl. Abb. 5.1(d). Aus den verfügbaren Daten ergab sich ein mittlerer LL von  $44,0 \pm 11,0^\circ$  mit einer Spannweite zwischen  $28,0^\circ$  und  $66,3^\circ$ , was mit Literaturdaten übereinstimmt (Chernukha et al., 1998; Lafage et al., 2009). Kleinere LL deuten auf hypolordotische Wirbelsäulen hin (Abb. 5.1(a)), und größere LL deuten auf hyperlordotische Wirbelsäulen hin (Abb. 5.1(c)). Es sollte jedoch beachtet werden, dass der LL allein nicht unbedingt ein eindeutiges Maß zur Beschreibung der sagittalen Krümmung darstellt, da unterschiedliche interne (L2–L5) Krümmungen der LWS einem vergleichbaren Gesamt-LL entsprechen können (Been and Kalichman, 2014, Abb. 2). Daher wurden die LL zusätzlich mit den anatomischen Parametern verglichen, die das *sagittale Gleichgewicht* charakterisieren, nämlich PI, SS und  $\Delta$ PILL. Der PI ist der Winkel zwischen den Strecken, die vom Mittelpunkt der Geraden, die die Femurköpfe verbindet, zum Mittelpunkt der SA Endplatte verläuft und der Normalen der SA Endplatte an diesem Mittelpunkt. Die SS ist der Winkel zwischen der SA Endplatte und der Transversalebene (Lafage et al., 2009), siehe Abb. 5.1(d). Der Wert von  $\Delta$ PILL ist die Differenz zwischen PI und LL. Es zeigte sich ein PI von  $46,3 \pm 10,1^\circ$  (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung) mit einer Spannweite zwischen  $29,5^\circ$  und  $62,5^\circ$ , eine SS von  $41,7 \pm 7,6^\circ$  mit einer Spannweite zwischen  $24,1^\circ$  und  $56,0^\circ$ , und ein  $\Delta$ PILL von  $2,3 \pm 6,6^\circ$  mit einer Spannweite zwischen  $-11,2^\circ$  und  $16,0^\circ$ . Die Abbildung 5.2 stellt die Beziehung zwischen LL und PI ( $R^2 = 0.65$ ), LL und SS ( $R^2 = 0.82$ ) sowie LL und  $\Delta$ PILL ( $R^2 = 0.18$ ) für die 28 LWS Modelle dar. Im Durchschnitt war mit einer Zunahme von einem Grad LL eine Zunahme von ca.  $0,74^\circ$  in PI und  $0,62^\circ$  in SS verbunden, was mit Literaturdaten übereinstimmt, vgl. Naserkhaki et al. (2016, Abb. 1); Roussouly et al. (2005, Tab. 1, Tab. 2). Für die  $\Delta$ PILL wurde eine Abnahme von  $0,26^\circ$  pro Grad LL gefunden, was, soweit bekannt ist, bisher nicht berichtet wurde. Da nur eine einzige hypolordotische Wirbelsäule eine  $|\Delta$ PILL|  $> 15^\circ$  aufwies, wurde keine  $\Delta$ PILL-abhängige Analyse durchgeführt, wie sie von (Rothenfluh et al., 2015; Senteler et al., 2014) präsentiert wurde.





**Abb. 5.2:** PI, SS und  $\Delta$ PILL gegenüber LL aufgetragen. Die blauen Kreise repräsentieren den PI, die orangen Sterne den SS und die schwarzen Quadrate den  $\Delta$ PILL für die 28 individuellen Lendenwirbelsäulen. Die Regressionslinien (mit Konfidenzbändern) sind in den entsprechenden Farben dargestellt und ihre Gleichungen sowie die Bestimmtheitsmaße ( $R^2$ ) sind daneben angegeben. Bildnachweis: Müller et al. (2021) lizenziert durch CC BY.

### 5.2.3 Statistische Analyse

Die Ausgangsgrößen, von denen angenommen wurden, dass sie von dem LL abhängen, die aus den standardisierten vorwärtsdynamischen Simulationen stammen, waren (i) die Änderungen der sagittalen Cobb-Winkel für alle Wirbel zwischen dem Start ( $t = 0$  s, keine Belastung) und dem Ende ( $t = 2$  s, belastetes Gleichgewicht) der Simulation, (ii) die Kompressionskräfte in SI-Richtung in den ZWS zwischen zwei benachbarten Wirbeln, (iii) die ZWS Scherkräfte in AP-Richtung, (iv) die ZWS FE Drehmomente um die transversale Achse und (v) die Kräfte in den Facettengelenken. Um die LL-Abhängigkeit dieser Größen zu bewerten, wurden für jeden Wirbel (bzw. Level) und für jeden Modus eine Regressionsgerade mit der Methode der kleinsten Quadrate berechnet. Anschließend wurde zur Detektion einer signifikant von Null verschiedenen Korrelation ein  $t$ -Test durchgeführt, wobei die Teststatistik

$$T = \frac{r \cdot \sqrt{n-2}}{\sqrt{1-r^2}},$$

verwendet wurde (Zar, 1972), wobei  $r = \text{cor}(\text{LL}, Y)$  den Pearson-Korrelations-

koeffizienten zwischen LL und der beobachteten Größe  $Y$  darstellt und  $n = 27$  (Anzahl der verfügbaren Wirbelsäulenmodelle minus eins) die Freiheitsgrade sind. Der entsprechende  $p$ -Wert wurde berechnet als

$$p = 2 \cdot (1 - F_{t_n}(T)) ,$$

wobei  $F_{t_n}$  die kumulative Verteilungsfunktion der studentischen  $t$ -Verteilung mit  $n$  Freiheitsgraden ist. Kleine  $p$ -Werte deuten darauf hin, dass die beobachtete Korrelation unter der Nullhypothese “ $r = 0$ ” unwahrscheinlich ist und daher abgelehnt werden sollte. Alle erhaltenen Korrelationen  $r$  zusammen mit den entsprechenden  $p$ -Werten sind in Tabelle A.2 zusammengefasst. Die resultierenden Steigungen  $s$  der Regressionsgeraden können durch  $s = r \cdot \sigma(Y)/\sigma(LL)$  berechnet werden, wobei  $\sigma$  die Standardabweichung bezeichnet. Die Unsicherheit der Regressionsanalyse wird durch die 95% Konfidenzbänder  $f(LL) \pm \omega(LL)$  um die Regressionsgerade  $f(LL)$  angezeigt, wobei die Regressionsgerade  $f(LL)$ , mit

$$\omega(LL) = t_{n-2,0.95} \cdot \sigma(Y) \cdot \sqrt{\frac{1}{n} + \frac{(\overline{LL} - \overline{LL})^2}{(n-1)^2 \cdot \sigma(LL)^2}} ,$$

berechnet wird, wobei  $t_{n-2,0.95}$  das 95%-Quantil der  $t$ -Verteilung mit  $n - 2$  Freiheitsgraden ist und  $\overline{LL}$  den Mittelwert der LL darstellt. Die Steigungen für alle Modi und Ausgangsgrößen sowie deren 95% Konfidenzintervalle (KI) sind in Tabelle A.3 aufgeführt.

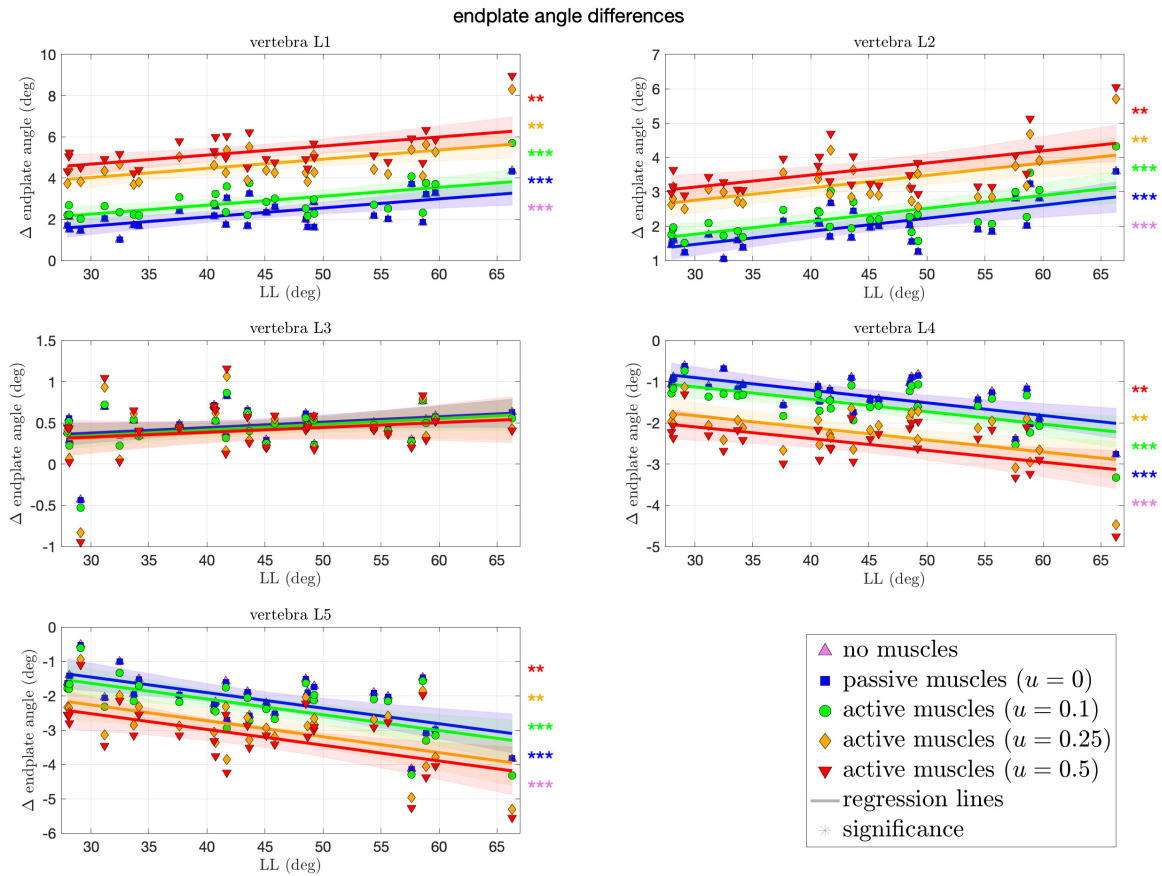
## 5.3 Ergebnisse

Die Wirbelsäule von der liegenden in die aufrechte Position zu orientieren und dabei Belastungen sowie möglicherweise Muskelkräfte anzuwenden, verändert den anfänglichen LL zwischen dem Startzeitpunkt ( $t = 0$  s) und dem Endzeitpunkt ( $t = 2$  s) der Simulation. In Abb. 5.3 werden diese Veränderungen für jedes Wirbellevel und jedes Muskelstimulationsszenario quantifiziert. Wie erwartet, wurden für den mittleren Wirbel L3 keine signifikanten Veränderungen im Cobb-Winkel

bei den verschiedenen Muskelstimulationen festgestellt. Für die benachbarten Wirbel L2 und L4 wurde eine moderate, jedoch (hoch) signifikante Zunahme bzw. Abnahme von etwa  $1,5^\circ$  über den gesamten LL-Bereich beobachtet. Das heißt etwa  $0,03^\circ$  Änderung pro Grad LL, siehe Tabelle A.3 für konkrete Werte und die entsprechenden Konfidenzintervalle. Dieser Trend setzt sich bei den äußeren Wirbeln L1 und L5 fort, wo eine höhere Änderung von etwa  $2^\circ$  ( $0,045^\circ$  pro Grad LL) für L1 und eine Abnahme für L5 über den gesamten LL-Bereich beobachtet wird. Auffällig ist, dass diese Veränderungen in den Szenarien mit stark stimulierten Muskeln weniger signifikant waren, als bei passiven oder mäßig stimulierten Muskeln, was auf eine stabilisierende Wirkung der Muskulatur hinweist.

Die Abbildung 5.4 stellt die resultierenden Kompressionskräfte in den ZWS in SI-Richtung auf jedem Level jedes Wirbelsäulenmodells am Ende der Simulation dar. Der Bereich dieser Kräfte erstreckte sich von 446 N bis 746 N, wobei beide Werte in dem Level L5-SA bestimmt wurden. Für die oberen Level L1-L2 und L2-L3 wurden keine signifikanten Unterschiede über alle Krümmungen hinweg beobachtet. Je kaudaler das Level, desto signifikanter ist der Kraftabfall mit steigendem LL. Dies gilt sowohl für die Fälle ohne Muskeln als auch für die Berechnungen mit passiver Muskulatur, bis zu  $-2,8$  N (KI:  $[-4,6;-1]$  N) pro Grad LL auf dem Niveau L5-SA bei hoher Muskelstimulation. Bei stark stimulierten Muskeln tritt der signifikanteste Kraftabfall in dem Level L4-L5 auf. Tendenzen einer Zunahme der SI Kompressionskraft mit steigendem LL wurden überhaupt nicht gefunden, obwohl das am stärksten hyperlordotische Wirbelmodell die höchsten Kräfte in den oberen Segmenten aufweist. In allen Levels führte eine Zunahme der Muskelstimulation zu absolut höheren Kompressionskräften.

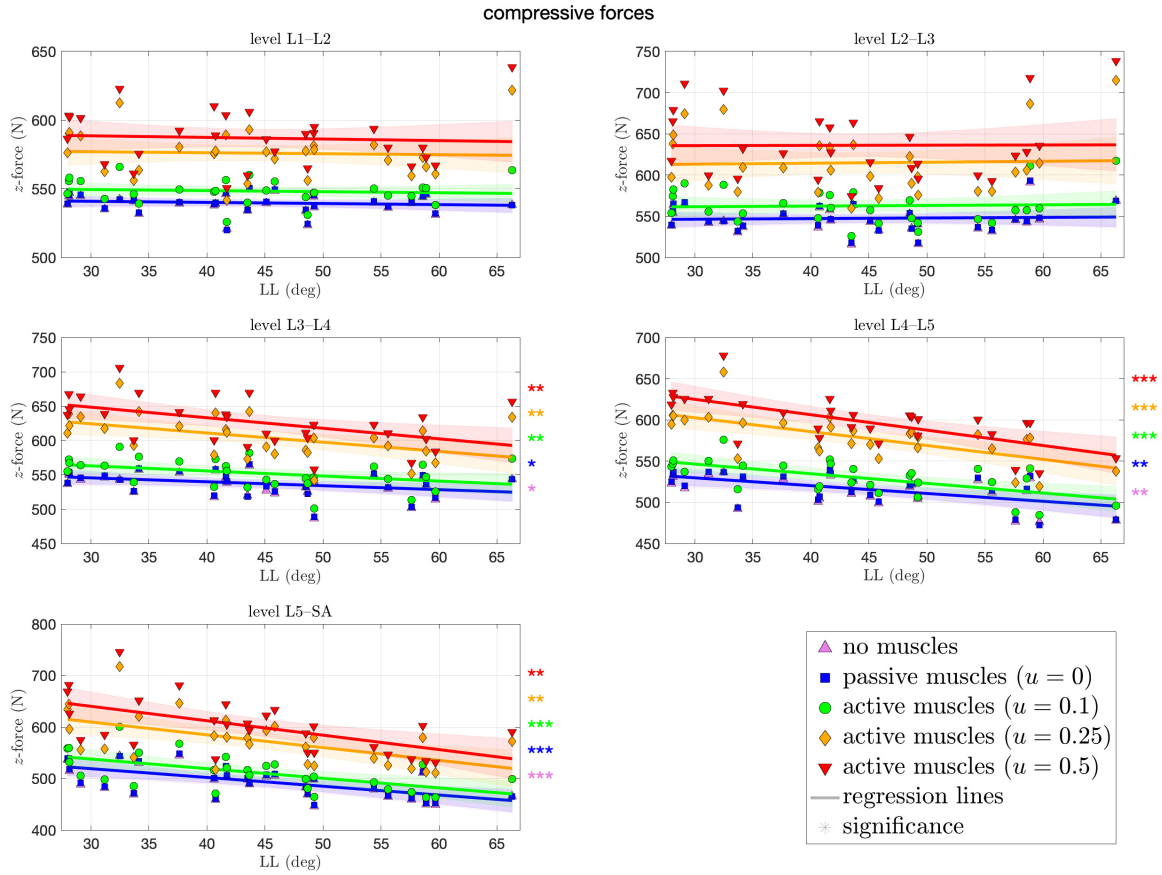
Abbildung 5.5 zeigt die Scherkräfte in AP-Richtung in den ZWS, die sich am Ende der Simulation in jedem Level jedes Wirbelsäulenmodells ergeben haben. Der Bereich dieser Kräfte reichte von  $-114$  N (L1-L2) bis  $438$  N (L5-SA). Im Gegensatz zur SI Kompressionskraft nahmen die Scherkräfte (hoch) signifikant ab (steigen in kaudaler Richtung) um ungefähr  $1,6$  N pro Grad LL in dem Level L1-L2. Je kaudaler das Level, desto stärker ist der Anstieg der Scherkraft, absolut



**Abb. 5.3:** Unterschiede in den Cobb-Winkeln während der Belastung der Wirbel gegen den jeweiligen initialen LL. Die Farben und Symbole der Datenpunkte und der entsprechenden Regressionslinien sind entsprechend den simulierten Modi durchgängig verwendet wurden: lilafarbene nach oben zeigende Dreiecke repräsentieren Simulationen ohne Beteiligung von Muskeln; blaue Quadrate repräsentieren passive Muskeln; grüne Kreise, orange Diamanten und rote nach unten zeigende Dreiecke repräsentieren Simulationen mit Muskelstimulationen mit  $u \in 0, 1; 0, 25; 0, 5$ . Die Konfidenzbänder der Regressionsgeraden werden als helle Flächen in der entsprechenden Farbe dargestellt. Die Signifikanz des statistischen Tests wird durch Sterne rechts neben dem jeweiligen Graph dargestellt (\* = Tendenz mit  $0,05 \leq p \leq 0,1$ , \*\* = signifikant mit  $0,001 \leq p < 0,05$ , \*\*\* = hoch signifikant mit  $p < 0,001$ ). Bildnachweis: Müller et al. (2021) lizenziert durch CC BY.

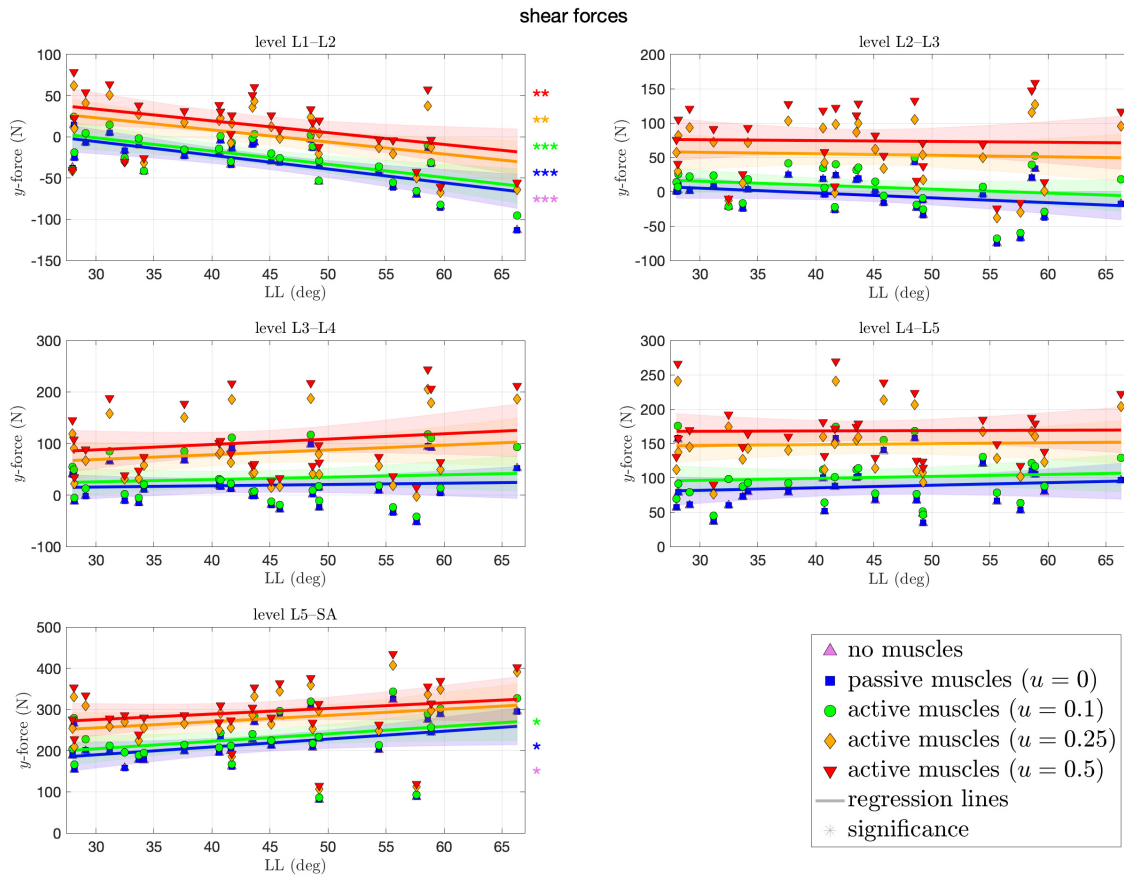
und mit steigendem LL zu beobachten. Dennoch ist lediglich eine Tendenz in dem Level L5-SA gegeben, mit bis zu 1,9 N (KI: [-0,14;4] N) pro Grad LL. In allen Levels führte eine Zunahme der Muskelstimulation zu höheren anterior gerichteten Scherkräften.

Abbildung 5.6 zeigt die FE Drehmomente um die Querachse (Transversa-



**Abb. 5.4:** Kompressionskraft (SI-Richtung) zwischen jedem benachbarten Wirbel gegenüber dem LL. Die Farben und Symbole der Datenpunkte und der entsprechenden Regressionsgeraden entsprechen durchgängig den folgenden Modi: lilafarbene nach oben zeigende Dreiecke zeigen die Ergebnisse der Simulationen ohne Beteiligung von Muskeln; blaue Quadrate für passive Muskeln; sowie grüne Kreise, orange Diamanten und rote nach unten zeigende Dreiecke für Simulationen mit Muskelstimulation mit  $u \in 0, 1; 0, 25; 0, 5$ . Die Konfidenzbänder der Regressionsgeraden werden als helle Flächen in der entsprechenden Farbe dargestellt. Die Signifikanz des statistischen Tests wird durch Sterne rechts neben dem jeweiligen Graph dargestellt (\* = Tendenz mit  $0, 05 \leq p \leq 0, 1$ , \*\* = signifikant mit  $0, 001 \leq p < 0, 05$ , \*\*\* = hoch signifikant mit  $p < 0, 001$ ). Bildnachweis: Müller et al. (2021) lizenziert durch CC BY.

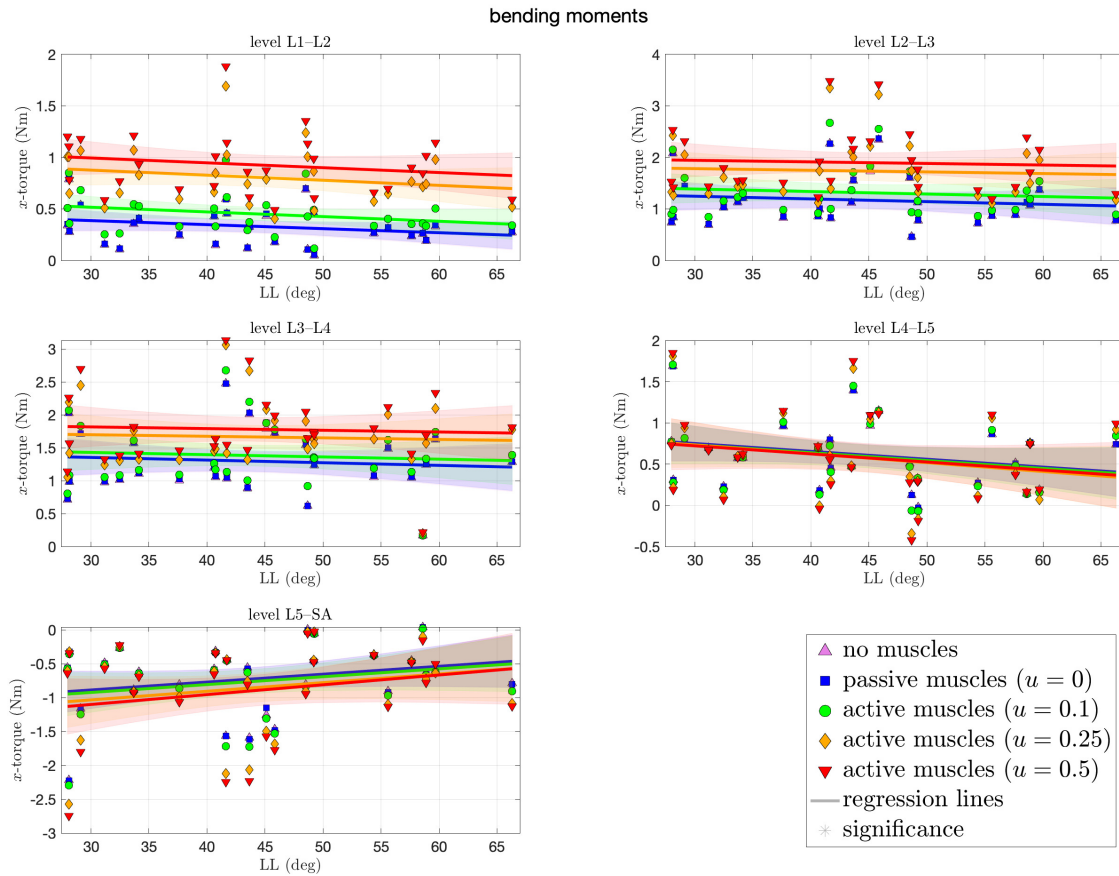
achse) in jedem Level und jedes Wirbelsäulenmodells am Ende der Simulation. Abhängig vom Grad der Muskelstimulation und dem Level liegen die Drehmomente größtenteils im Bereich von  $\pm 3$  Nm, wobei negative Werte, welche die die Vorwärtsrotation anzeigen, vorwiegend in dem Level L5-SA auftreten. Keiner der Korrelationskoeffizienten war signifikant verschieden zu null, d.h., es gab keine LL-Abhängigkeit. Mit Ausnahme des Levels L4-L5 war eine höhere Muskelstimu-



**Abb. 5.5:** Scherkraft (AP-Richtung) zwischen jedem Paar benachbarter Wirbel gegenüber dem LL. Die Farben und Symbole der Datenpunkte und der entsprechenden Regressionsgeraden entsprechen durchgängig den folgenden Modi: lilafarbene nach oben zeigende Dreiecke zeigen die Ergebnisse der Simulationen ohne Beteiligung von Muskeln; blaue Quadrate für passive Muskeln; sowie grüne Kreise, orange Diamanten und rote nach unten zeigende Dreiecke für Simulationen mit Muskelstimulation mit  $u \in 0, 1; 0, 25; 0, 5$ . Die Konfidenzbänder der Regressionsgeraden werden als helle Flächen in der entsprechenden Farbe dargestellt. Die Signifikanz des statistischen Tests wird durch Sterne rechts neben dem jeweiligen Graph dargestellt (\* = Tendenz mit  $0, 05 \leq p \leq 0, 1$ , \*\* = signifikant mit  $0, 001 \leq p < 0, 05$ , \*\*\* = hoch signifikant mit  $p < 0, 001$ ). Bildnachweis: Müller et al. (2021) lizenziert durch CC BY.

lation mit höheren absoluten Drehmomenten verbunden. Die absoluten Drehmomente um die Querachse waren nicht signifikant verschieden zu null.

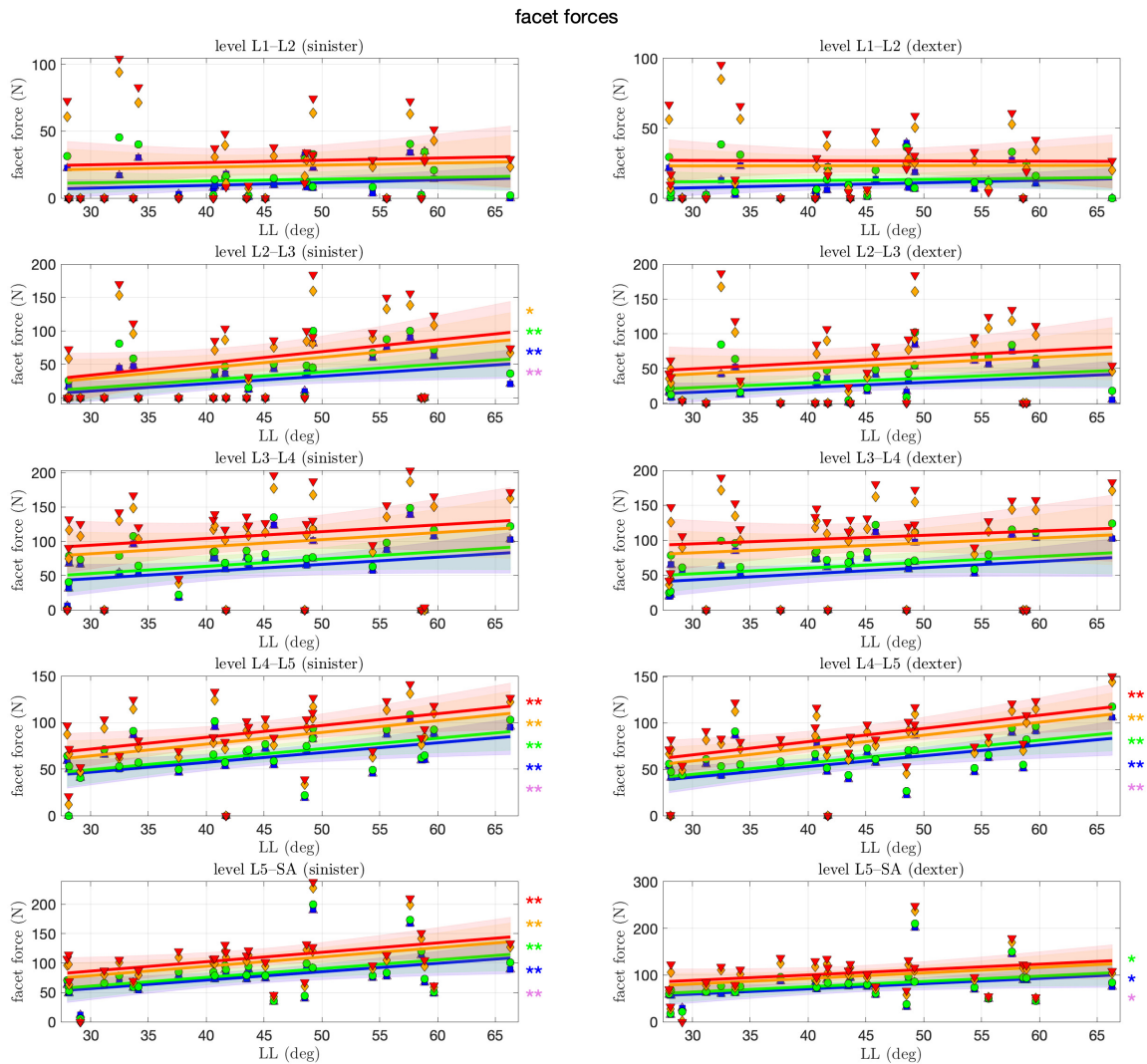
Zum Schluss zeigt die Abbildung 5.7 die Kontaktkräfte innerhalb des linken (linke Spalten der Abbildung) und rechten (rechte Spalten) Facettengelenks in allen Level. Auf den ersten Blick wird deutlich, dass in jedem Level und für jeden Modus auf jeder Seite ein Trend mit einer Zunahme der Facettengelenkkkräfte



**Abb. 5.6:** Drehmomente (Rotation um die Querachse, bzw. FE-Richtung) um die Querachse zwischen jedem Paar benachbarter Wirbel gegenüber dem LL. Die Farben und Symbole der Datenpunkte und der entsprechenden Regressionsgeraden entsprechen durchgängig den folgenden Modi: lilafarbene nach oben zeigende Dreiecke zeigen die Ergebnisse der Simulationen ohne Beteiligung von Muskeln; blaue Quadrate für passive Muskeln; sowie grüne Kreise, orange Diamanten und rote nach unten zeigende Dreiecke für Simulationen mit Muskelstimulation mit  $u \in 0, 1; 0, 25; 0, 5$ . Die Konfidenzbänder der Regressionsgeraden werden als helle Flächen in der entsprechenden Farbe dargestellt. Die Signifikanz des statistischen Tests wird durch Sterne rechts neben dem jeweiligen Graph dargestellt (\* = Tendenz mit  $0,05 \leq p \leq 0,1$ , \*\* = signifikant mit  $0,001 \leq p < 0,05$ , \*\*\* = hoch signifikant mit  $p < 0,001$ ). Bildnachweis: Müller et al. (2021) lizenziert durch CC BY.

mit steigendem LL zu beobachten ist. Diese Zunahme ist jedoch nur für fünf Fälle signifikant. Hauptsächlich zeigt sich eine Signifikanz in den kaudalen Level und bei geringeren Muskelstimulationen, mit einer Steigerung von bis zu 1,6 N pro Grad LL in dem Level L5-SA. Insbesondere in den Levels L1-L2 und L3-L4 wurden keine Signifikanz festgestellt. Des Weiteren führte eine Zunahme der

Muskelstimulation in allen Levels zu absolut höheren Facettengelenkräften.



**Abb. 5.7:** Kontaktkräfte in den Facettengelenken zwischen jedem Paar benachbarter Facettengelenke gegenüber dem LL. Die Farben und Symbole der Datenpunkte und der entsprechenden Regressionsgeraden entsprechen durchgängig den folgenden Modi: lilafarbene nach oben zeigende Dreiecke zeigen die Ergebnisse der Simulationen ohne Beteiligung von Muskeln; blaue Quadrate für passive Muskeln; sowie grüne Kreise, orange Diamanten und rote nach unten zeigende Dreiecke für Simulationen mit Muskelstimulation mit  $u \in 0, 1; 0, 25; 0, 5$ . Die Konfidenzbänder der Regressionsgeraden werden als helle Flächen in der entsprechenden Farbe dargestellt. Die Signifikanz des statistischen Tests wird durch Sterne rechts neben dem jeweiligen Graph dargestellt (\* = Tendenz mit  $0, 05 \leq p \leq 0, 1$ , \*\* = signifikant mit  $0, 001 \leq p < 0, 05$ , \*\*\* = hoch signifikant mit  $p < 0, 001$ ). Bildnachweis: Müller et al. (2021) lizenziert durch CC BY.



## 5.4 Diskussion

In dieser Teilstudie wurde der Effekt von verschiedenen lumbalen Lordosen (LL) und variierende Stimulationen des M. multifidus auf die Lastverteilung innerhalb der lumbalen Wirbelsäule während vorwärtsdynamischen Simulationen gezeigt. Dazu wurden aus CT-Daten von 28 asymptomatischen Probanden in Rückenlage validierte MKS-Modelle erstellt und standardisierte Belastungen simuliert, welche ein aufrechtes Stehen darstellten. Der betrachtete Bereich der LL in dieser Untersuchung ( $28^{\circ}$ – $66,3^{\circ}$ ) stimmt gut mit früheren Beobachtungen ( $28,8^{\circ}$ – $72,9^{\circ}$ ) überein (Wood et al., 1996, Tab. 1). Ebenso betragen die Änderungen der LL aufgrund des Übergangs zwischen der unbelasteten Rückenlage und der belasteten aufrechten Position nur wenige Grad, vgl. Abb. 5.3 (oben links) und Meakin et al. (2009); Wood et al. (1996). Daher ist kein Einfluss auf die Ergebnisse durch dieses Vorgehen zu erwarten. Im Gegensatz zur bestehenden Literatur über den Einfluss der Krümmung auf die Belastung der Wirbelsäule (Briggs et al., 2007; Bruno et al., 2012, 2017; Galbusera et al., 2014; Naserkhaki et al., 2016), liegt die Neuheit dieser Untersuchung in der Formulierung quantitativer Aussagen über die LL-abhängige Lastverteilung während vorwärtsdynamischen Simulationen. Zum Beispiel zeigt sich: “Bei jeder Gradzunahme der LL nimmt die SI Kompressionskraft innerhalb des Bandscheibenfaches zwischen L5 und SA um 2,8 N ab (KI:  $[-4,6;-1]$  N)”. Natürlich müssen die absoluten Werte mit Vorsicht behandelt werden, wenn sie direkt mit in-vivo oder in-silico Untersuchungen verglichen werden, die den gesamten Oberkörper bzw. mehr Muskulatur abbilden. Dennoch könnte diese Untersuchung als Anstoß für nachfolgende quantitative Bestätigungen vermuteter Zusammenhänge zwischen der Krümmung und der Belastung der Wirbelsäule dienen. Im Folgenden werden klinische Anwendungen, abhängig von der subjekt-spezifischen Lordose betrachtet und die Rolle der Muskulatur bei der Stabilisierung der lumbalen Wirbelsäule diskutiert.

### 5.4.1 Klinische Auswirkungen variierender Lordosen

In der klinischen Praxis sehen sich Ärzte häufig mit hypolordotischen Wirbelsäulen (geringe LL) aufgrund degenerativer Erkrankungen konfrontiert, die bspw. aufgrund einer verringerten Höhe des Bandscheibenfaches oder der Abflachung der Wirbel aufgrund osteoporotischer Veränderungen entstehen. Die LL nimmt allgemein betrachtet mit zunehmendem Alter ab (Gelb et al., 1995). Bei geringeren LL liegt die Lotlinie der Gewichtskraft weiter anterior und demnach entfernter von ihrer idealen Position zwischen den Hüftgelenkköpfen (Le Huec et al., 2019). Infolgedessen nimmt die SI Kompressionskraft auf die ZWS zu (siehe Abb. 5.4), was Discopathien begünstigen kann, die zu einer weiteren Abnahme der LL führen (Le Huec et al., 2019). Eine Meta-Analyse von 13 Studien mit insgesamt 796 Patienten (Chun et al., 2017) ergab, dass Patienten mit geringem LL tendenziell häufiger unter Rückenschmerzen leiden, wobei es keinen Zusammenhang zu der zugrunde liegenden Pathologie gab. In einer Subgruppenanalyse von fünf Studien, die Individuen mit Bandscheibenvorfall oder einer schweren Degeneration der ZWS mit einer gesunden Kontrollgruppe verglichen, wurde weiterhin beobachtet, dass diese Pathologien bei Personen mit einer hypolordotischen Wirbelsäule wahrscheinlicher auftreten (Chun et al., 2017). Im Gegensatz dazu liegt bei einer hyperlordotischen Wirbelsäule (große LL) die Lotlinie der Gewichtskraft dorsal und damit in der Nähe der hinteren Wirbelstrukturen, wie den Facettengelenken und Dornfortsätzen. Dies kann Krankheiten, wie eine Arthrose der hinteren Facettengelenke, die Baastrup-Krankheit und Spondylolisthesen begünstigen (Roussouly and Pinheiro-Franco, 2011). Diese medizinischen Beobachtungen lassen sich ebenfalls durch die präsentierten Modelluntersuchungen mit einer Tendenz zu zunehmenden Facettengelenkkraften bei zunehmendem LL bestätigen, vgl. Abb. 5.7. Diese Ergebnisse stimmen darüber hinaus mit weiteren klinischen Untersuchungen überein (Sahin et al., 2015), die einen signifikanten Zusammenhang zwischen großen LL-Werten und dem Grad der Degeneration der lumbalen Facettengelenke in CT-Scans von 723 Patienten fanden. Im Allgemeinen konnte bereits eine Korrelation zwischen einer sagittalen Dysbalance und klinischen

Symptomen nachgewiesen werden (Glassman et al., 2005; Rothenfluh et al., 2015; Senteler et al., 2014). Insbesondere führt eine Fehlhaltung, bei welcher der Wirbel C7 nach anterior verlagert ist, sodass die thorakale Masse in Kombination mit kompensatorischen Muskelkräften, zu hohen Kompressionskräften in den ZWS (Galbusera et al., 2013). Dieser Effekt ist für eine rückwärtige Fehlstellung weniger ausgeprägt, aber immer noch identifizierbar (Bassani et al., 2019). Daher ist die sorgfältige Bewertung der individuellen LL und des sagittalen Profils von Patienten von höchster Bedeutung, um eine Beschleunigung degenerativer Prozesse zu vermeiden. Obwohl die lumbale Haltung in gewissem Maße durch ein Muskelhypertrophietraining beeinflusst werden kann (Scannell and McGill, 2003), kann in schweren Fällen eine chirurgische Korrektur erforderlich sein. Im Allgemeinen könnte die Verwendung von individuellen Modellen der lumbalen Wirbelsäule Chirurgen dabei helfen, das individuelle sagittale Gleichgewicht wiederherzustellen. Diese Modelle sollten auf individuellen CT-Daten und Röntgenaufnahmen basieren, um präzise Messungen anatomischer Parameter wie PI, LL und anderer (multi-level) Cobb-Winkel zu ermöglichen.

#### **5.4.2 Die Rolle des M. multifidus bei der Stabilisierung der lumbalen Wirbelsäule**

Die unteren Rückenmuskeln, insbesondere der M. multifidus, spielen eine wichtige Rolle bei der Stabilisierung der lumbalen Wirbelsäule (Danneels et al., 2001; Goel et al., 1993; Kaigle et al., 1995; Macintosh and Bogduk, 1986; Panjabi, 1999; Ward et al., 2009; Wilke et al., 1995). Zum Beispiel wurde bei Patienten mit Rückenschmerzen gezeigt, dass sie eine signifikant kleinere Querschnittsfläche des M. multifidus haben (Danneels et al., 2000; Kamaz et al., 2007; Hides et al., 2008) und weniger in der Lage waren, den M. multifidus in atrophen Segmenten willentlich zu kontrahieren (Wallwork et al., 2009). Dies wird besonders wichtig für hypolordotische Wirbelsäulen, bei denen Haltekräfte in den dorsalen Strukturen erforderlich sind. Wie in Abb. 5.3 gezeigt, nimmt der LL mit zunehmender Muskelkraft zu, was konsistent mit Erkenntnissen zur Korrelation von

Muskelvolumen und LL ist (Meakin and Aspden, 2012; Meakin et al., 2013). Da die variable Stimulation des M. multifidus als zweite ceteris-paribus-Bedingung in die Modellierung eingeführt wurde, konnte der Einfluss der Muskelkraft auf die Belastungsverteilung beurteilt werden. In den Abb. 5.4–5.7 sind eine Zunahme der SI Kompressions- und AP Scherkräfte sowie der Facettengelenkkräfte mit zunehmender Muskelstimulation zu beobachten. Die Signifikanz der LL-Abhängigkeit dieser Kräfte ist jedoch für höhere Stimulationswerte geringer, was konsistent mit Beobachtungen zur Anwendung der sogenannten *Follower Load* ist (Patwardhan et al., 1999). Daher scheinen höhere Muskelkräfte strukturelle Mängel zu kompensieren (Scannell and McGill, 2003). Diese Ergebnisse unterstreichen das wichtige Zusammenspiel zwischen dem LL und den Muskelkräften (hauptsächlich des M. multifidus) bei der Entwicklung bzw. der Vermeidung von degenerativen Wirbelsäulenerkrankungen. Daher sollte die zukünftige individualisierte Therapieplanung von einer sorgfältigen Berücksichtigung des empfindlichen Gleichgewichts der individuellen Krümmung und Muskelkraft profitieren.

## 6 | Darstellung von Konfidenzbereichen der Drehzentren unter verschiedenen Simulationsmodi

### 6.1 Theoretischer Hintergrund

Relative Bewegungen zwischen (lumbalen) Wirbeln treten während den meisten täglichen Bewegungen auf. In drei Dimensionen kann eine solche relative Bewegung zwischen zwei Zeitpunkten durch eine momentane Schraubachse (engl. finite helical axis, FHA) dargestellt werden, d.h., eine momentane Rotationsachse, die in die Richtung möglicher Translationen zeigt. Durch den Schnitt der FHA mit einer anatomischen Ebene (bspw. Sagittalebene) wird ein momentanes Drehzentrum (engl. instantaneous center of rotation, ICR) bestimmt. Die zeitliche Entwicklung des ICR, die sogenannte *Gangpolbahn* (engl. centrode), wurde von mehreren Forschern mit sehr unterschiedlichen Zielen untersucht: (1) Erkennung allgemeiner Muster, um “Basisreferenzen für potenzielle diagnostische Anwendungen” zu liefern (Aiyangar et al., 2017, (aus dem Englischen übersetzt)), “Vorhersagen...verletzungsrelevanter Vektoren” (Qiu et al., 2003, (aus dem Englischen übersetzt)) und das Finden eines “Indikators für mechanische Störungen” (Schmidt et al., 2008, (aus dem Englischen übersetzt)) oder von “Bewegungscharakteristika der normalen lumbalen Wirbelsäule” (Yoshioka et al., 1990, (aus dem Englischen übersetzt)), (2) Bewertung “der Qualität, nicht der Quantität der Bewegung der Halswirbelsäule” (Baillargeon and Anderst, 2013, (aus dem Englischen übersetzt)), (3) Hoffen, dass der ICR “in Bezug auf...anatomische und pathologische Faktoren interpretiert wird” (Bogduk et al., 1995, (aus dem Englischen übersetzt)), (4) Beschreibung der Veränderung der ICR-Position als Folge von Bandscheibendegeneration (Cossette et al., 1971; Ellingson and Nuckley, 2015; Gertzbein et al., 1985), (5) Versuch, die ICR-Position mit der “Wahl der vorderen und hinteren Instrumentierung” (Hafer et al., 1991, (aus dem Englischen übersetzt)) oder bestimmten Implantatparametern (Niosi et al., 2006) in Verbindung zu bringen, (6) Nachweis, dass “die Analyse der sagittalen Bewegungsebene der lumbalen Wirbelsäule möglich ist” (Ogston et al., 1986, (aus dem

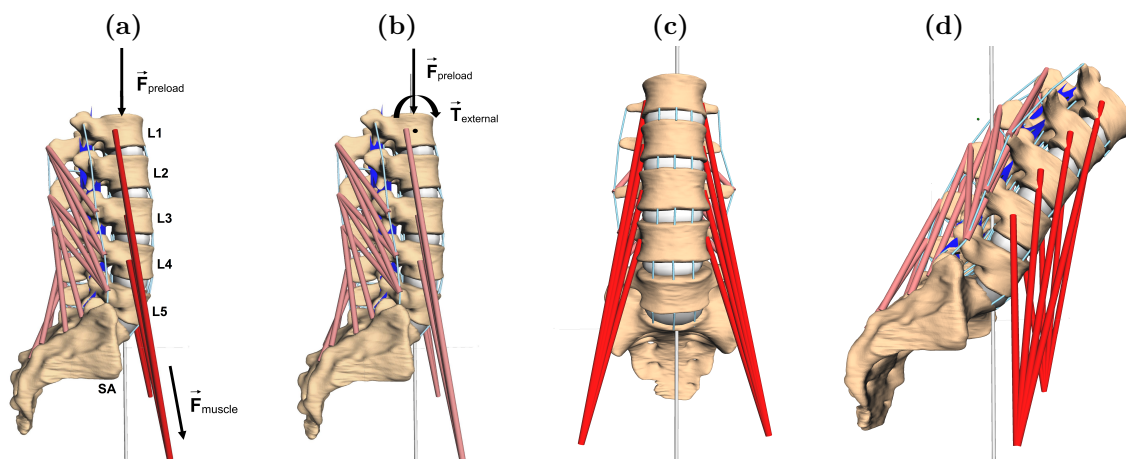
Englischen übersetzt)), und (7) Korrelation von ICR-Pfaden mit Facettengelenkräften (Rousseau et al., 2006). Allerdings hatte eine durchgeführte Überprüfung (Widmer et al., 2019) ergeben, dass der ICR bislang nur vage Kriterien für die Beschreibung der spinalen Kinematik unter gesunden und degenerativen Bedingungen liefert.

Für die vorliegende Untersuchung wurden geometrisch individualisierte MKS-Modelle der LWS verwendet, um Flexionsbewegungen in vorwärtsdynamischen Simulationen durchzuführen und ein statistisches Kriterium einzuführen, das als erster Schritt zur Beschreibung, Erkennung und schließlich zum Verständnis von Ursache und Wirkung des ICR-Verlaufs dienen kann: die (gewichtete) Konfidenzellipse, wie in Abschnitt 6.2.3 eingeführt. Die zugrunde liegende Annahme war, dass ähnliche (individuelle) Strukturen der Wirbelsäule unter denselben Belastungsbedingungen eine ähnliche relative Bewegung der Segmente zeigen. Individuelle führen vermutlich Geometrien zu unterschiedlichen relativen Bewegungsmustern und damit zu unterschiedlichen Gangpolbahnen. Es soll gezeigt werden, dass diese Unterschiede unter denselben Belastungsbedingungen gering sind, jedoch unter unterschiedlichen Bedingungen erkennbar sind. Die vorgestellte Methode wurde verwendet, um Gangpolbahnpositionen abhängig von (I) individuellen Geometrien, (II) Belastungsmodi (muskel- oder drehmomentgesteuert, mit und ohne Belastung des Oberkörpers) und (III) von klinischen Syndromen beeinflussten Materialparametern zu identifizieren. Zunächst wurden die Positionen der Gangpolbahnen für alle geometrisch individualisierten MKS-Modelle berechnet, sowohl mit als auch ohne Belastung, die durch die Masse des Oberkörpers repräsentiert wird. Diese individualisierte Modellierung ist besonders lohnenswert, da Modellierungen mit dem MKS und Finite-Elemente Ansatz in der Regel generische Modelle verwenden (Abouhossein et al., 2013; Qiu et al., 2003; Sentele et al., 2018; Schmidt et al., 2008), die keine strukturbasierten Abweichungen berücksichtigen können (vgl. Kap. 3). Experimentatoren führen hingegen hilfreiche individuelle Messungen durch, haben jedoch kein ausgearbeitetes Modell zur Hand (Cossette et al., 1971; Gertzbein et al., 1985; Haahr et al., 1991; Niosi et al., 2006; Ogston et al., 1986). Die vorgestellte Methode könnte dazu beitragen, einen

Konfidenzbereich für den ICR-Verlauf von “gesunden” und pathologischen Wirbelsäulen zu bestimmen, um bswp. den Einfluss von klinischen Syndromen oder Behandlungen auf die Lage des ICR zu bewerten, wie am Beispiel der Modellierung der chirurgischen Fixierung von Wirbeln diskutiert wird (vgl. Kap. 6.4.3).

## 6.2 Modell und Methode

Insgesamt wurden sieben individuelle MKS-Modelle der LWS (vgl. Abb. 6.1) entsprechend der Beschreibung in Kap. 4 erstellt und vorwärtsdynamische Simulationen unter definierten Bedingungen durchgeführt sowie die zuvor beschriebenen ICR-Verläufe bzw. Gangpolbahnen berechnet.



**Abb. 6.1:** Beispiel eines individuellen Wirbelsäulenmodells (L1-SA). Die Ansatzpunkte der Ligamente (hellblaue Linien) und Muskeln (rote Linien) wurden an anatomischen Landmarken platziert (vgl. Kap. 4.1). Ligamente, ZWS (graue Ellipsoide) und Facetengelenke (blaue Ebenen) übertragen Kräfte. Passive Muskeln sind in einem blasseren Rotton dargestellt, während aktive Muskeln in lebendigem Rot dargestellt sind. Die Wirkungslinie der vertikalen Kraft (silbern), die die Masse des Oberkörpers repräsentiert, befand sich zwischen den Femurköpfen (nicht in der Abbildung dargestellt). Die Teildarstellungen a und b zeigen die neutrale Position aus lateraler Perspektive zusammen mit den wirkenden Kräften ( $F_{\text{preload}}$ ,  $F_{\text{muscle}}$ ) und einem externen Drehmoment ( $T_{\text{external}}$ ). Die Teildarstellung c zeigt die entsprechende ventrale Ansicht. Leichte Asymmetrien, die aus individuellen Geometrien resultieren, können erkannt werden, siehe auch Tabelle A.1. Die Teildarstellung d zeigt eine Wirbelsäule in vollständiger Flexion, die sich aus der Anwendung von Muskelkraft und Belastung (engl. preload musclecontrolled, PM) ergibt, siehe Kap. 6.2–6.2.1. Bildnachweis: Rockenfeller et al. (2021) lizenziert durch CC BY 4.0

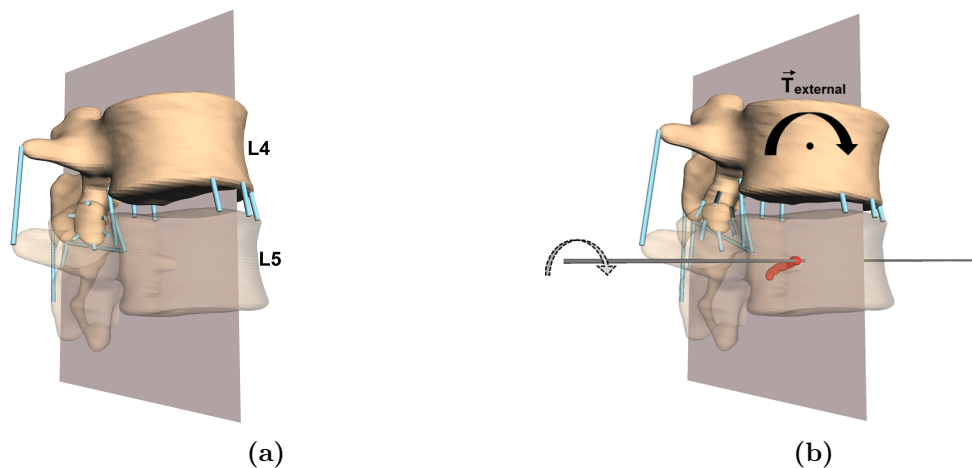
### 6.2.1 Muskelgesteuerte und Drehmomentgesteuerte Simulationen

Um die Unterschiede in den zeitlichen Verläufen der momentanen Drehzentren (ICR) zu untersuchen, wenn diese entweder von Muskelkräften  $F_{\text{muscle}}$  (M. psoas major) oder einem Drehmoment  $T_{\text{external}}$  von 10 Nm angetrieben werden, wurden vier verschiedene Simulationsszenarien für die Flexion der LWS definiert. Zwei Szenarien mit und zwei ohne 500 N Belastung  $F_{\text{preload}}$ , die durch die Masse des Oberkörpers repräsentiert wird: (1) keine Belastung und muskelgesteuert (engl. no preload musclecontrolled, NPM), (2) belastet und muskelgesteuert (engl. preload musclecontrolled, PM), (3) keine Belastung und drehmomentgesteuert (engl. no preload torquecontrolled, NPT), (4) belastet und drehmomentgesteuert (engl. preload torquecontrolled, PT). Die Belastung durch die Masse des Oberkörpers wirken auf L1 und entlang der Lotlinie (Le Huec et al., 2011). Also der Linie, die die beiden Femurköpfe vertikal halbiert und durch den COM des Oberkörpers verläuft, vgl. Abb. 6.1. Da die CT-Daten von liegenden Patienten aufgenommen wurden, sollten diese Szenarien liegende (unbelastete) und stehende (belastete) Positionen repräsentieren. Das Drehmoment wurde am COM des obersten Wirbels (L1) angelegt (Abouhossein et al., 2013). Die Gesamtsimulationszeit betrug in jedem Szenario für jede Wirbelsäule 2,5 s. Der M. psoas major begann im vollständig aktivierten Gleichgewichtszustand ( $q \approx 1$ ) und war für die gesamte Simulationszeit vollständig stimuliert ( $\sigma = 1$ ) (Rockenfeller and Günther, 2018). Der M. multifidus wurde weder aktiviert ( $q = q_0 \approx 0,01$ ) noch stimuliert ( $\sigma = 0$ ) und hatte daher in allen Fällen nur passive, antagonistische Beiträge zu den ICR-Verläufen (Zwambag and Brown, 2020). Obwohl der hohe Stimulationswert für den M. psoas major weit von der physiologischen Realität entfernt ist, wurde er (a) für die Vergleichbarkeit aller Simulationsergebnisse und (b) zur Erlangung einer signifikanten Bewegung mit dem reduzierten Modell gewählt (siehe Kap. 6.4).



## 6.2.2 Berechnung der momentanen Drehachsen während der Flexionsbewegung

Für Vergleichszwecke wurde im Folgenden lediglich die Flexion der modellierten LWS untersucht (vgl. Abb. 6.1d). Diese Flexion wurde entweder durch Muskelkräfte oder ein externes Drehmoment hervorgerufen, welches am COM des Wirbels L1 wirkte (Abouhossein et al., 2013), siehe auch den vorherigen Kap. 6.2.1. Es wurden die momentanen Schraubachsen (FHA) zwischen zwei Wirbeln mithilfe einer Methode der kleinsten Quadrate für räumliche Koordinaten bestimmt (Damm, 2019; Kwon, 2008; Spoor and Veldpaus, 1980). Dazu wurden an jedem Wirbelkörper sowie zu jedem Zeitpunkt (jede Millisekunde) vier Marker (die Ansatzpunkte des SLL, FL sinister, ITL sinister und ALL dexter) relativ zum kaudalen liegenden Wirbel verfolgt. In einem anschließenden Schritt wurde der Schnittpunkt der FHA mit der entsprechenden anatomischen Ebene, in diesem Fall der Sagittalebene, berechnet und als momentanes Drehzentrum (ICR) definiert. Die Abbildung 6.2 zeigt ein exemplarisches Segment L4-L5 sowie die skizzierte Sagittalebene, FHA, ICR und Gangpolbahn (rote Punkte). Die Reduzierung auf eine zweidimensionale Größe ist hier sinnvoll, da die beobachtete Bewegung (Flexion) nur in der Sagittalebene stattfindet. Die Wirbel sollten entlang der Schraubachse keine bedeutende relative Translation aufweisen, die ungefähr senkrecht zur Sagittalebene verläuft. Daher erfolgt eine reine Rotation. An dieser Stelle muss betontet werden: Erstens ist der Begriff “momentan” eher als “ungefähr momentan” oder “endlich” zu verstehen, da kein rigoroser differentialgeometrischer Ansatz angewendet wurde. Die beobachteten Zeitintervalle waren jedoch klein, daher wurde dieser Begriff gewählt, um die Konsistenz mit der Literatur zu wahren. Zweitens erfassen die meisten in-vivo/in-vitro-Studien (Bogduk et al., 1995; Cossette et al., 1971; Hafer et al., 1991; Yoshioka et al., 1990) sowie ausgearbeitete FE-Modelle (Qiu et al., 2003; Shirazi-Adl et al., 1986; Schmidt et al., 2008) lediglich grundlegende, zweidimensionale Rotationen nach der Methode von Reuleaux (Reuleaux, 1875), die weder beliebige dreidimensionale Bewegungen noch translatorische Bewegungen der Wirbel erfasst.



**Abb. 6.2:** Beispielhafte Darstellung einer Gangpolbahn, die aus der Bewegung (Flexion) des Wirbels L4 relativ zu L5 resultiert. Diese Abbildung hat nur einen illustrativen Charakter. Die simulierten Gangpolbahnen sind in den Abbildungen 6.3 und 6.4 dargestellt. Die Teilabbildung a) zeigt die neutrale Position der beiden Wirbel L4-L5 (vgl. Abb. 6.1a) ohne Muskeln und ohne ZWS. Der kaudale Wirbel L5 ist transparent dargestellt, die Ligamente werden als blaue Linien visualisiert und die Sagittalebene sind in einem rötlichen grau dargestellt. b) zeigt den Wirbel L4 in der maximalen Flexion. Neben den Strukturen aus a) sind die FHA im letzten Zeitpunkt (schwarze Achse) sowie die Schnittpunkte aller FHA mit der Sagittalebene (Gangpolbahn, rote Punkte) zu sehen. Bildnachweis: Rockenfeller et al. (2021) lizenziert durch CC BY 4.0.

### 6.2.3 Konfidenzbereiche für die momentanen Drehzentren (ICR)

Um die Auswirkungen der individuellen Geometrien auf die ICR-Pfade zu quantifizieren, wurden für jedes Paar benachbarter Wirbel in jedem der zuvor definierten Szenarien (NPM, PM, NPT, PT) eine sog. Konfidenzellipse von 95% aller ICR berechnet. Der Mittelpunkt der Ellipsen wurde als der Mittelwert der zweidimensionalen Pfad-Daten berechnet, und die Halbachsen wurden durch die beiden Eigenvektoren der entsprechenden Kovarianzmatrix dargestellt (Draper, 1998; Galton, 1886; Spruyt, 2019). Die Längen der Halbachsen geben somit die entsprechenden Standardabweichungen an. Es wurde festgestellt, dass die Variationen in der Bewegung der Wirbel am Anfang größer waren als am Ende der 2,5-s-Simulation, da in der maximalen Flexion ein Gleichgewichtszustand erreicht worden war und keine weitere Bewegung statt fand. Um diesem Umstand Rechnung zu tragen, wurden zusätzlich exponentiell gewichtete Konfidenzelli-

sen der  $n$  (in unserem Fall  $n = 2500$ ) Datenpunkte durch die diskrete Abbildung  $w_{\alpha,n} : \{1, \dots, n\} \rightarrow [0, 1]$  berechnet, mit

$$\begin{aligned} w_{\alpha,n}(k) &= \frac{\exp((n-k) \cdot \alpha)}{\sum_{l=1}^n \exp((n-l) \cdot \alpha)} \\ &= \frac{\exp((n-k) \cdot \alpha) \cdot (\exp(\alpha) - 1)}{\exp(n \cdot \alpha) - 1}. \end{aligned} \quad (6.1)$$

Der gewichtete Mittelwert ( $\bar{\mathbf{x}}_w$ ) und die Kovarianzmatrix ( $C_w$ ) der zweidimensionalen Daten  $\mathbf{x} = \{(x_1, y_1)^T, \dots, (x_n, y_n)^T\}$  wurden berechnet durch

$$\bar{\mathbf{x}}_w = \begin{pmatrix} \bar{x} \\ \bar{y} \end{pmatrix} = \sum_{k=1}^n w_{\alpha,n}(k) \cdot \begin{pmatrix} x_k \\ y_k \end{pmatrix} \quad (6.2)$$

und

$$C_w = \sum_{k=1}^n w_{\alpha,n}(k) \cdot \begin{pmatrix} (x_k - \bar{x}) \cdot (x_k - \bar{x}) & (x_k - \bar{x}) \cdot (y_k - \bar{y}) \\ (x_k - \bar{x}) \cdot (y_k - \bar{y}) & (y_k - \bar{y}) \cdot (y_k - \bar{y}) \end{pmatrix}. \quad (6.3)$$

Hierbei wurde  $\alpha = 10/n$  als ein geeigneter Kompromiss zwischen der Lage und der Schmalheit der endgültigen Konfidenzellipse gefunden. Je größer  $\alpha$  ist, desto mehr Gewicht wird den frühen Datenpunkten beigemessen. Im nicht gewichteten Fall gilt  $w_{\alpha,n}(k) = 1/n$  für alle  $k \in \{1, \dots, n\}$ .

## 6.3 Ergebnisse

Die Abbildung 6.3 zeigt die ICR-Zeitverläufe zwischen allen Level benachbarter Wirbel (L1-L2 bis L5-SA) für sieben geometrische individuelle MKS-Modelle der LWS während der Flexion. Die globalen Koordinaten für die COM waren wie folgt:  $\text{COM}_{L1} = (34, 3; 189, 4)$ ,  $\text{COM}_{L2} = (29, 5; 155, 7)$ ,  $\text{COM}_{L3} = (25, 8; 119, 6)$ ,  $\text{COM}_{L4} = (32, 5; 83, 4)$ ,  $\text{COM}_{L5} = (31, 2; 48, 5)$  und  $\text{COM}_{SA} = (0, 0)$  (Einheiten: [mm]). Die ICR-Koordinaten wurden relativ zu den Anfangspositionen der COM

der jeweiligen kaudalen Wirbel berechnet. Die Wirbel der sieben LWS wurden grafisch übereinandergelegt, um den Vergleich zu erleichtern. Folglich wird in der Abbildung 6.3 jeweils eine “gemittelte” LWS gezeigt, die keine reale Wirbelsäule repräsentiert, sondern als visuelle Hilfe dient. Die Konfidenzellipsen für den nicht gewichteten und den gewichteten Fall zeigen die Positionen von 95% aller ICR-Koordinaten von allen simulierten Modellen. Die Tabelle 6.1 liefert die Mittelpunkte, Halbachsenlängen und Orientierungswinkel aller Ellipsen sowie die ROM der der MKS-Modelle für jedes Szenario. Die folgenden Absätze enthalten eine detailliertere Beschreibung der vier untersuchten Belastungsszenarien, d.h. NPM, NPT, PM, PT (vgl. Kap. 6.2.1).

### *NPM*

Die Abbildung 6.3a zeigt die ICR-Zeitverläufe und die entsprechenden Konfidenzellipsen für jedes Level der lumbalen Wirbelsäulen, die durch die Simulation des muskelgesteuerten Szenarios ohne eine vertikale Belastung durch einen simulierten Oberkörper (NPM) entstanden sind. In allen Leveln der individuellen, muskelgesteuerten Wirbelsäulenmodelle zeigten die ICR-Zeitverläufe ein ähnliches Verhalten: sie lagen zu Beginn der Bewegung inferior-posterior zum COM des kaudalen Wirbels und bewegten sich in superior-anterior Richtung. Die ersten Halbachsenlängen der entsprechenden (nicht gewichteten) Ellipsen nahmen in den unteren Leveln der LWS zu und waren signifikant länger (bis zu Faktor 5) als die zweiten Halbachsenlängen (vgl. Tabelle 6.1). Auffällig ist, dass der Orientierungswinkel dieser Ellipsen sich über alle Wirbellevel hinweg nicht wesentlich unterschied ( $32^\circ$  bis  $37^\circ$ ). Je niedriger das Wirbellevel (L1-L2 bis L5-SA), desto mehr bewegten sich die Ellipsenzentren in superior-anterior Richtung, wobei das Zentrum der Ellipse L3-L4 annähernd mit dem COM des Wirbel L4 übereinstimmte. Die Einführung der Gewichtungsfunktion (Gln. (6.1)) zum Zweck der Einbeziehung früher ICR-Daten, führte zu einer Zunahme des Orientierungswinkels ( $33^\circ$  bis  $50^\circ$ ) sowie insbesondere einer Zunahme der ersten Halbachsenlängen. Die ROM von  $5,1^\circ$  bis  $14,5^\circ$  waren vergleichbar mit dem NPT-Szenario.

### *NPT*

Die Abbildung 6.3b zeigt die ICR-Zeitverläufe, die aus der Simulation des drehmomentgesteuerten Szenarios ohne Belastung durch einen simulierten Oberkörper (NPT) resultierten. In allen Leveln der drehmomentgesteuerten Wirbelsäulenmodelle zeigten die ICR-Zeitverläufe, mit Ausnahme von L5-SA, ein ähnliches Verhalten: über den gesamten Simulationszeitraum, befand sich der ICR-Verlauf in einer schmalen Region, die sich in einer superior-anterior Position in der Nähe des COM des kaudalen Wirbels befand. Daher waren die Halbachsenlängen deutlich kürzer als in den muskelgesteuerten Szenarien und die Quotienten zwischen den ersten und zweiten Halbachsenlängen waren wesentlich kleiner (vgl. Tabelle 6.1). Schließlich näherte sich der Quotient in dem Level L4-L5 etwa eins an und formte die Ellipse annähernd zu einem Kreis. Im Gegensatz zu den muskelgesteuerten Szenarien waren in dem NPT-Szenario die gewichteten Ellipsen schmaler, als die nicht gewichteten Ellipsen, was darauf hinweist, dass die Veränderungen der Positionen der ICR bereits nach Beginn der Simulation stattfand. Aufgrund der geringen Länge und der resultierenden Ununterscheidbarkeit der beiden Halbachsen wurden die Orientierungswinkel zu einer Zufallszahl im Intervall  $-90^\circ \dots +90^\circ$ . Die mittlere ROM von etwa  $10,7^\circ$  ist vergleichbar mit dem NPM-Szenario und ist vergleichbar mit Literaturdaten von Kadaverexperimenten (Heuer et al., 2007, Abb. 4).

### *PM*

Die Abbildung 6.3c zeigt die ICR-Zeitverläufe, die aus der Simulation des muskelgesteuerten Szenarios mit einer vertikalen Kraft von 500 N (PM) auf L1 und entlang der Gravitationslinie resultierten (vgl. Kap. 6.2.1). Die verschiedenen Level der LWS-Modelle zeigten ähnliche ICR-Zeitverläufe, vergleichbar zum NPM-Modus. Das heißt, die ICR-Zeitverläufe begannen inferior-posterior zum COM des kaudalen Wirbels und bewegten sich in superior-anterior Richtung. Ebenso bewegten sich die Ellipsenzentren umso mehr in superior-anterior Richtung, je kaudaler das Wirbellevel war. Das Zentrum der Ellipse L2-L3 und der COM von L3 waren annähernd an derselben Stelle zu finden. In den Leveln L1-L2 und

L2-L3 lagen jedoch wenige frühe ICR-Datenpunkte posterior zum COM und bildeten so einen “schweifartigen” Pfad zum Ellipsenzentrum. Folglich waren die entsprechenden ersten Halbachsenlängen der gewichteten Ellipsen länger als die der nicht gewichteten Ellipsen. In beiden Fällen sind die Halbachsen im PM-Szenario länger als im NPM-Szenario. Die Breite der Ellipsen (die zweiten Halbachsenlängen) zeigte jedoch keine erkennbaren Unterschiede und nahm ebenfalls in kaudaler Richtung zu (vgl. Tabelle 6.1). Die Lage der Ellipsenzentren für das PM-Szenario sind vergleichbar mit denen des NPM-Szenarios. Die Orientierungswinkel der nicht gewichteten und gewichteten Ellipsen nahmen in kaudale Richtung von  $7^\circ$  und  $9^\circ$  auf  $34^\circ$  und  $40^\circ$  zu. Die letzteren Winkel (L5-SA) waren somit vergleichbar mit den Winkeln des NPM-Szenario. Die ROM reichte von  $25,5^\circ$  bis  $39,1^\circ$  und war vergleichbar mit der ROM des PT-Szenarios. Darüber hinaus war die mittlere ROM in den Szenarien mit Belastung etwa viermal größer als in den Szenarien ohne Belastung.

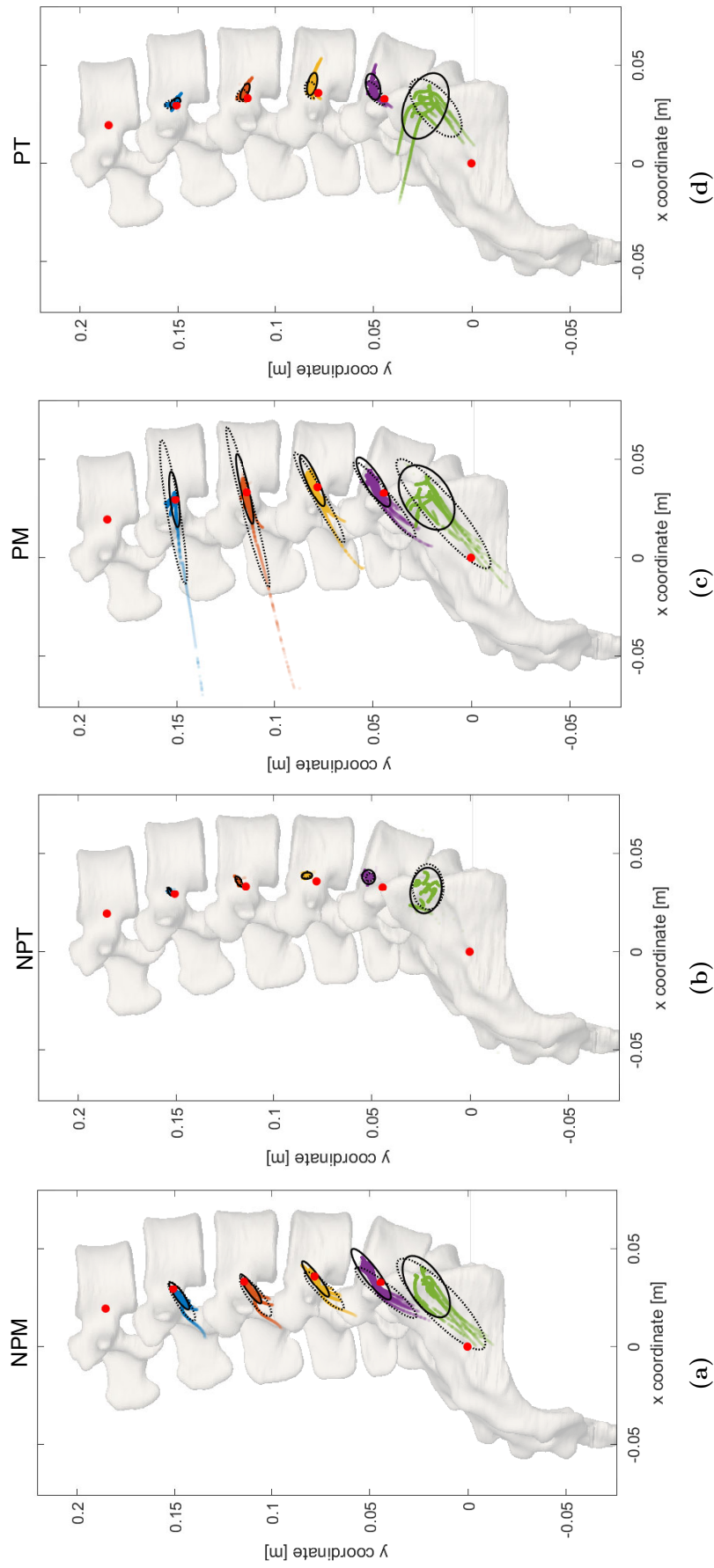
### *PT*

Die Abbildung 6.3d zeigt die ICR-Zeitverläufe, die aus den Simulationen des drehmomentgesteuerten Szenarios mit einer vertikalen Kraft von 500 N (PT) resultierten. Vergleichbar mit dem NPT-Szenario zeigten alle Level der PT-Modelle ähnliche ICR-Verläufe, die sich in einer schmalen Region in einer superior-anterior Position in der Nähe des COM des kaudalen Wirbels befanden. In diesem Szenario waren die Längen der ersten und zweiten Halbachsen im Durchschnitt 1,5-2 mal länger als im NPT-Szenario, aber dennoch im Vergleich zu den muskelgesteuerten Szenarien klein. Wie im NPT-Szenario war die Bandbreite der Quotienten zwischen den ersten und zweiten Halbachsenlängen im PT-Szenario (1,4...2,7) kleiner als in den muskelgesteuerten Szenarien (1,5...14). Darüber hinaus gab es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Halbachsenlängen der gewichteten und nicht gewichteten Ellipsen. Im Gegensatz zu den muskelgesteuerten Szenarien waren die Orientierungswinkel der nicht gewichteten Ellipsen negativ, mit Ausnahme des Level L4-L5. Die Orientierungswinkel der gewichteten Ellipsen nahmen, wie im PM-Szenario, in kaudaler Richtung von  $-78^\circ$  auf  $39^\circ$  zu.

Die ROM zwischen  $32,6^\circ$  und  $41,6^\circ$  waren mit dem PM-Szenario vergleichbar. In beiden Szenarien, PM und PT, nimmt die Größe der Ellipsen in kaudaler Richtung zu, was auf eine verstärkte Translation anstelle einer Rotation hinweist. Je schmaler die Ellipse, desto weniger Translationen findet statt und desto reiner ist die Rotation.

**Tabelle 6.1:** Parameter der Konfidenzellipsen der ICR-Verläufe für muskel- und drehmomentgesteuerte Flexionen mit und ohne Belastung durch den simulierten Oberkörper. Spalte eins zeigt die vier Szenarien: NPM, NPT, PM, PT), wie in Abb. 6.3 dargestellt. Spalte zwei: ROM für alle MKS-Modelle der LWS. Spalten 4 bis 9: Mittelpunkte, Längen der ersten und zweiten Halbachsen sowie Orientierungswinkel für die nicht gewichteten (Spalten 4 bis 6) und gewichteten (Spalten 7 bis 9) Ellipsen für jedes Wirbellevel (L1-L2 bis L5-SA)

Szenario	ROM M $\pm$ SD [min ... max]	Level	nicht gewichtete Ellipse			gewichtete Ellipse		
			Ellipsen- mittelpunkt [mm]	Halbachsen- länge [mm]	Orientierungs- winkel	Ellipsen- mittelpunkt [mm]	Halbachsen- länge [mm]	Orientierungs- winkel
NPM	$8,2^\circ \pm 3,0^\circ$ [5,1° ... 14,5°]	L1-L2	$\begin{pmatrix} 26,0 \\ 147,5 \end{pmatrix}$	$a = 8,5$ $b = 2,1$	$35^\circ$	$\begin{pmatrix} 23,3 \\ 146,2 \end{pmatrix}$	$a = 11,9$ $b = 2,8$	$33^\circ$
		L2-L3	$\begin{pmatrix} 29,7 \\ 110,7 \end{pmatrix}$	$a = 9,3$ $b = 2,1$	$35^\circ$	$\begin{pmatrix} 25,8 \\ 108,2 \end{pmatrix}$	$a = 12,7$ $b = 3,6$	$38^\circ$
		L3-L4	$\begin{pmatrix} 34,7 \\ 77,5 \end{pmatrix}$	$a = 11,4$ $b = 2,2$	$36^\circ$	$\begin{pmatrix} 28,8 \\ 73,1 \end{pmatrix}$	$a = 13,6$ $b = 3,4$	$46^\circ$
		L4-L5	$\begin{pmatrix} 37,1 \\ 49,2 \end{pmatrix}$	$a = 16,2$ $b = 3,8$	$37^\circ$	$\begin{pmatrix} 27,8 \\ 41,7 \end{pmatrix}$	$a = 20,0$ $b = 4,1$	$50^\circ$
		L5-SA	$\begin{pmatrix} 30,8 \\ 21,0 \end{pmatrix}$	$a = 18,0$ $b = 8,7$	$32^\circ$	$\begin{pmatrix} 21,9 \\ 13,4 \end{pmatrix}$	$a = 31,4$ $b = 8,6$	$44^\circ$
NPT	$10,7^\circ \pm 1,2^\circ$ [9,1° ... 12,9°]	L1-L2	$\begin{pmatrix} 30,8 \\ 153,0 \end{pmatrix}$	$a = 2,3$ $b = 0,9$	$21^\circ$	$\begin{pmatrix} 30,9 \\ 153,6 \end{pmatrix}$	$a = 2,1$ $b = 0,9$	$20^\circ$
		L2-L3	$\begin{pmatrix} 36,1 \\ 117,8 \end{pmatrix}$	$a = 3,1$ $b = 1,3$	$33^\circ$	$\begin{pmatrix} 35,9 \\ 117,9 \end{pmatrix}$	$a = 1,8$ $b = 1,1$	$18^\circ$
		L3-L4	$\begin{pmatrix} 39,1 \\ 82,9 \end{pmatrix}$	$a = 2,7$ $b = 1,6$	$-83^\circ$	$\begin{pmatrix} 39,4 \\ 83,0 \end{pmatrix}$	$a = 1,9$ $b = 1,6$	$-42^\circ$
		L4-L5	$\begin{pmatrix} 38,4 \\ 51,5 \end{pmatrix}$	$a = 3,6$ $b = 3,3$	$13^\circ$	$\begin{pmatrix} 38,4 \\ 50,7 \end{pmatrix}$	$a = 2,3$ $b = 1,9$	$-35^\circ$
		L5-SA	$\begin{pmatrix} 31,3 \\ 22,3 \end{pmatrix}$	$a = 11,9$ $b = 7,9$	$-8^\circ$	$\begin{pmatrix} 33,2 \\ 21,2 \end{pmatrix}$	$a = 11,8$ $b = 7,9$	$2^\circ$
PM	$35,1^\circ \pm 4,1^\circ$ [25,5° ... 39,1°]	L1-L2	$\begin{pmatrix} 29,7 \\ 151,0 \end{pmatrix}$	$a = 14,4$ $b = 2,1$	$7^\circ$	$\begin{pmatrix} 23,4 \\ 151,6 \end{pmatrix}$	$a = 37,1$ $b = 3,2$	$9^\circ$
		L2-L3	$\begin{pmatrix} 35,1 \\ 115,2 \end{pmatrix}$	$a = 18,4$ $b = 2,2$	$13^\circ$	$\begin{pmatrix} 25,9 \\ 113,6 \end{pmatrix}$	$a = 42,2$ $b = 2,9$	$15^\circ$
		L3-L4	$\begin{pmatrix} 39,3 \\ 80,6 \end{pmatrix}$	$a = 14,3$ $b = 2,9$	$24^\circ$	$\begin{pmatrix} 30,7 \\ 77,1 \end{pmatrix}$	$a = 26,2$ $b = 3,0$	$29^\circ$
		L4-L5	$\begin{pmatrix} 38,6 \\ 49,6 \end{pmatrix}$	$a = 14,8$ $b = 4,0$	$32^\circ$	$\begin{pmatrix} 29,7 \\ 44,0 \end{pmatrix}$	$a = 24,7$ $b = 3,8$	$39^\circ$
		L5-SA	$\begin{pmatrix} 30,7 \\ 22,5 \end{pmatrix}$	$a = 18,3$ $b = 11,8$	$34^\circ$	$\begin{pmatrix} 22,5 \\ 14,0 \end{pmatrix}$	$a = 36,0$ $b = 7,9$	$40^\circ$
PT	$37,2^\circ \pm 3,1^\circ$ [32,6° ... 41,6°]	L1-L2	$\begin{pmatrix} 31,0 \\ 151,2 \end{pmatrix}$	$a = 3,2$ $b = 1,9$	$-44^\circ$	$\begin{pmatrix} 30,1 \\ 153,1 \end{pmatrix}$	$a = 3,3$ $b = 2,3$	$-78^\circ$
		L2-L3	$\begin{pmatrix} 36,9 \\ 115,5 \end{pmatrix}$	$a = 4,5$ $b = 1,9$	$-27^\circ$	$\begin{pmatrix} 34,7 \\ 117,1 \end{pmatrix}$	$a = 3,3$ $b = 2,7$	$-28^\circ$
		L3-L4	$\begin{pmatrix} 40,8 \\ 81,1 \end{pmatrix}$	$a = 5,9$ $b = 2,3$	$-14^\circ$	$\begin{pmatrix} 37,8 \\ 81,8 \end{pmatrix}$	$a = 4,5$ $b = 2,9$	$16^\circ$
		L4-L5	$\begin{pmatrix} 39,4 \\ 50,1 \end{pmatrix}$	$a = 6,8$ $b = 3,5$	$14^\circ$	$\begin{pmatrix} 35,9 \\ 48,9 \end{pmatrix}$	$a = 7,4$ $b = 2,7$	$35^\circ$
		L5-SA	$\begin{pmatrix} 29,4 \\ 23,4 \end{pmatrix}$	$a = 17,8$ $b = 10,6$	$-22^\circ$	$\begin{pmatrix} 28,5 \\ 18,2 \end{pmatrix}$	$a = 18,0$ $b = 8,6$	$39^\circ$



**Abb. 6.3:** Zweidimensionale Positionen des momentanen Rotationszentrums (ICR) im zeitlichen Verlauf (farbige Punkte), berechnet aus der Flexionsbewegung von sieben MKS-Modellen der LWS. Die Koordinaten zu jedem Zeitpunkt wurden durch den Schnitt FHA mit der Sagittalebene berechnet. Die ICR-Koordinaten wurden relativ zum COM des kaudalen Wirbels bestimmt. Die Farben repräsentieren die Wirbelbene (blau: L1-L2, rot: L2-L3, gelb: L3-L4, violett: L4-L5, grün: L5-SA). Zum Vergleich wurden die COM der sieben individuellen LWS jeden Levels übereinandergelegt (rote Punkte). Als visuelle Hilfe wird eine transparente Wirbeloberfläche im Hintergrund dargestellt. Diese Oberflächen repräsentieren keine vollständig physiologische LWS, sondern zeigen die durchschnittliche Konstellationen der sieben Modelle (Mittelwert der sieben COM). Es werden zwei Arten von 95% Konfidenzellipsen für jedes Level gezeigt: klassische, nicht gewichtete Ellipsen (durchgezogene schwarze Linien) und gewichtete Ellipsen (gestrichelte schwarze Linien, siehe Gln. (6.1)), um Variationen in der frühen Bewegung zu erfassen. Alle Ellipsenparameter sind der Tabelle 6.1 hinterlegt. Bildnachweis: Rockenfeller et al. (2021) lizenziert durch CC BY.



## 6.4 Diskussion

Insgesamt wurden sieben geometrisch individualisierte MKS-Modelle in vier verschiedenen Belastungsszenarien (NPM, NPT, PM, PT) in vorwärtsdynamischen Simulationen untersucht und die ICR-Zeitverläufe berechnet. Anschließend wurden 95% Konfidenzellipsen der ICR-Verläufe berechnet, wobei für jedes Level jeweils eine gewichtete und ungewichtete Ellipse bestimmt wurden (vgl. Kap. 6.2.3). Die Ergebnisse zeigen deutliche Unterschiede zwischen den muskel- und drehmomentgesteuerten Szenarien aber auch Unterschiede zwischen den Szenarien mit und ohne vertikaler Belastung. Im Folgenden werden die vorgestellten Ergebnisse mit drehmomentgesteuerten Experimenten der Literatur verglichen, die klinische Relevanz der ICR-Verläufe sowie die Auswirkungen einer stetigen Fixierung der LWS diskutiert.

### 6.4.1 Vergleich der Ergebnisse mit drehmomentgesteuerten Experimenten aus der Literatur

Beim Vorbeugen, Greifen nach einer Wasserkiste und unsachgemäßem Heben kann es zu hohen Belastungsspitzen in der LWS kommen (Nachemson, 1965; Wilke et al., 1999). Aufgrund ungünstiger Hebelarme in Bezug auf die Gelenke kann die reine Gewichtskraft große Drehmomente im menschlichen Körper verursachen, die durch die Muskulatur kompensiert werden müssen. Als Folge erzeugen die internen Muskelkräfte, übertragen nach dem 3. Gesetz von Newton (actio=reactio), schließlich hohe Druck- und Scherkräfte in den verschiedenen Strukturen der Wirbelsäule. Wenn bestimmte Strukturen experimentell isoliert werden (z. B. Wirbel, ZWS und Ligamente), während andere ausgelassen werden (z. B. Muskeln), können experimentelle Beobachtungen stark von der physiologischen Realität abweichen. Zum Beispiel wurde beobachtet, dass isolierte (lumbale) Wirbelsäulen unter Druckbelastungen nachgeben, die nicht annähernd den in-vivo Größenordnungen entsprechen (Crisco, 1989). Um den fehlenden unterstützenden Strukturen bei hoher Belastung von Leichenpräparaten entgegenzuwirken, wurde

das Konzept der *Follower Load* eingeführt (Patwardhan et al., 1999; Rohlmann et al., 2009a). Dabei sollte entlang einer “Führungslinie” eine reine Kompressionskraft übertragen werden und somit das Auftreten von Scherkräften und Drehmomenten verhindert werden, die zu einer Extension, Flexion oder Lateralflexion führen würden. Folglich wurden die Kräfte “tangential zur Wirbelsäulenkurve und durch das Rotationszentrum jedes Segments hindurch” (Abb. 1 Patwardhan et al., 1999, (aus dem Englischen übersetzt)) angewendet, welches sich laut den Autoren genau zwischen den Wirbeln befinden sollten. Es wurde festgestellt, dass der Verlauf der *Follower Load* die Ergebnisse der Modellierung beeinflusst und so optimiert werden sollte, dass es durch die Rotationszentren zwischen den Wirbeln verläuft (Dreischarf et al., 2010). In in-vitro Experimenten und Modellen mit *Follower Load* wird das Drehmoment nicht physiologisch durch Muskelkräfte induziert, sondern künstlich aufgebracht, um eine Flexionsbewegung zu verursachen. In dieser Untersuchung wurde gezeigt, dass diese Methode aufgrund der entsprechenden ICR-Verläufe erheblich von muskelgesteuerten Bewegungen abweicht: drehmomentgesteuerte ICR-Verläufe befinden sich unabhängig von der individuellen Wirbelsäulengeometrie in einer engen Region superior-anterior des COM des kaudalen Wirbels. Muskelgesteuerte ICR-Verläufe zeigen ein individuelleres Verhalten und erstrecken sich über einen breiteren Bereich. Diese Beobachtungen gelten gleichermaßen für Szenarien ohne vertikale Belastung und mit vertikaler Belastung, unter den vorgestellten Modellannahmen. Natürlich erfassen die vorgestellten Modelle bei weitem nicht jeden physiologischen Aspekt der in-vivo Kraftübertragung, da die meisten Strukturen des gesamten Körpers ausgelassen wurden. Dennoch kann der vorgestellte Ansatz als Ausgangspunkt für ICR-basierte Untersuchungen dienen. Beispielsweise könnte das vorgestellte Konzept der Konfidenzellipsen verwendet werden, um den Einfluss von Modellparameteränderungen (Sensitivitäten) auf die ICR-Verläufe zu bewerten. Diese Untersuchungen könnten den Einfluss von Ligamentsteifigkeit oder Ligamentversagen (Abouhossein et al., 2013; Alapan et al., 2013; Putzer et al., 2016), Gelenkkraften (Senteler et al., 2018), Implantatpositionierung (Dreischarf et al., 2015; Rohlmann et al., 2010) oder variabler Belastungsverteilungen (Rohlmann

et al., 2009b) einschließen. Einerseits unterstützen die Ergebnisse die Anwendung des Konzepts der *Follower Load* zur Nachstellung von in-vitro Experimenten: durch Drehmoment verursachte ICR-Verläufe (und damit der Verlauf der *Follower Load*) sind praktisch unempfindlich gegenüber individuellen Geometrien, Zeitpunkten oder Belastungsszenarien. Daher kann die *Follower Load*, sobald sie etabliert ist, während der gesamten Simulation unverändert bleiben. Andererseits sprechen die vorgestellten Ergebnisse gegen die Anwendung des Konzepts der *Follower Load* zur Nachstellung von in-vivo Experimenten: der Ort des ICR ändert sich während physiologischer Bewegungen (Aiyangar et al., 2017, Abb. 2), wie auch in den Abb. 6.3a und c festzustellen ist. Diese Veränderung des ICR-Ortes deuten auf das Vorhandensein von translatorischen Bewegungen statt reinen Rotationsbewegungen der Wirbel relativ zueinander hin. Dies kann nicht erfasst werden, wenn eine *Follower Load* verwendet wird.

Zusammenfassend legen die vorgestellten Ergebnisse nahe, dass modellierte Wirbelsäulenbewegungen mit Vorsicht hinsichtlich ihrer Aussagekraft verglichen werden müssen. Wenn es um physiologische Erkenntnisse geht, sollten muskelgesteuerte Modelle verwendet werden. Es könnte sich lohnen zu untersuchen, ob die Methode der Muskelkontrolle, z.B. inverse Dynamik (Happee, 1994), EMG-gesteuert (Lloyd and Besier, 2003) oder vorwärtsdynamische Simulationen (Rupp et al., 2015; Kosterhon et al., 2024; Müller et al., 2021; Rockenfeller et al., 2021) einen signifikanten Einfluss auf die berechneten ICR-Verläufe haben. Ebenso könnte die Einbeziehung von Muskelumlenkungen bei größeren Muskeln (Hammer et al., 2019) zu veränderten ICR-Verläufen führen. Wenn das Ziel darin besteht, in-vitro Experimente nachzubilden, die eine stabilisierende *Follower Load* erfordern, stellen drehmomentgesteuerte Modelle eine natürlichere Wahl dar. Deren Ergebnisse können jedoch nicht direkt auf die physiologische Realität übertragen werden, da Aussagen über mögliche medizinische Auswirkungen möglicherweise nicht den Erwartungen entsprechen (vgl. Kap. 6.1 und den nächsten Kap. 6.4.2).

### 6.4.2 ICR-Verläufe aus klinischer Perspektive

Die Untersuchung der Wirbelsäulenbewegung ist von größter Bedeutung, wenn es darum geht, die Entstehung von Erkrankungen und die Auswirkungen chirurgischer Eingriffe zu verstehen. In der klinischen Praxis werden häufig hypermobile Segmente oder degenerative Strukturen fixiert. Die Stabilisierung eines oder weniger Segmente wird hierbei allgemein als erfolgreich betrachtet, obwohl das individuelle Muster der Wirbelsäulenbewegung nicht im Detail betrachtet wird. Wenn jedoch Stabilisationen über mehrere Level erforderlich sind oder wenn der Einsatz dynamischer Implantate (bewegungserhaltende Implantate) notwendig ist, ist eine genaue Balance der resultierenden Kräfte wichtig und damit ein fundiertes Wissen über das Bewegungsmuster erforderlich. Es wurden zahlreiche Forschungen zu Bewegungsmustern der Wirbel der HWS durchgeführt (Amevo et al., 1991; Anderst et al., 2015; Wachowski et al., 2017). Dieser Bereich ist nicht nur weniger komplex als der lumbale Bereich (aufgrund weniger beteiligter Weichteile), sondern auch der Bereich, in dem die meisten dynamischen Implantate - insbesondere Bandscheibenprothesen - eingesetzt werden (Auerbach et al., 2008). Die höchsten Belastungen und folglich der Ort, an dem degenerative Veränderungen zuerst auftreten, finden sich jedoch in der LWS (Auerbach et al., 2008). Veränderungen der (lumbalen) spinalen Kinematik nach chirurgischen Eingriffen wurden in verschiedenen Studien bereits beobachtet: Spondylodese unter Verwendung verschiedener Techniken (Nomoto et al., 2019), Facettenresektion (Zeng et al., 2017), Einsetzen von Bandscheibenprothesen (Yue et al., 2019) oder pedikelschraubenbasierte dynamische Implantate (Prud'homme et al., 2015). Diese Kinematikveränderungen treten jedoch auch auf natürliche Art und Weise infolge von Degenerationen oder Traumata auf (Amevo et al., 1992), ebenso wie bei adipösen Patienten (Rodriguez-Martinez et al., 2016). Darüber hinaus wurden mehrere Studien, in vitro und in vivo, durchgeführt, um die lumbale Kinematik zu analysieren und die ICR-Verläufe der Wirbel unter gesunden und degenerativen Bedingungen zu bestimmen (Aiyangar et al., 2017; Widmer et al., 2019). Bisher gibt es jedoch weder mechanistische noch statistische Kriterien, die die bloße Beobachtung mit

einer quantitativen kinematischen Bewertung verknüpfen oder die Auswirkungen chirurgischer Eingriffe vorhersagen können. Bei ausreichenden experimentellen Daten könnte das hier vorgestellte Konzept der Konfidenzellipsen dazu beitragen, ICR-Verläufe mit den entsprechenden klinischen Syndromen oder medizinischen Behandlungen in Verbindung zu bringen.

CT-Scans und Biegefluoroskopie sind für die meisten Wirbelsäulenpatienten in der Regel verfügbar. Diese Bilddaten ermöglichen es bspw., den Grad der Bandscheibendegeneration zu beurteilen (Quint and Wilke, 2008). Dementgegen können andere strukturelle Eigenschaften - wie die individuelle Steifigkeit bestimmter Ligamente oder die Kraft der unterstützenden Muskeln - nicht bestimmt werden. Eine weitere Auswertung von medizinischen Bilddaten, z. B. Wasser-Fett-MRT (Schlaeger et al., 2018), könnten Schätzungen für individualisierte Muskelparameter liefern, wie z. B. die Steifigkeit der Ligamente. Weiterhin ermöglichen biplanare Röntgenfilme (Aiyangar et al., 2017) eine genauere Verfolgung des ICR-Verlaufs. Insgesamt stellt die Nutzung individueller Daten einen wichtigen Schritt hin zu einem vollständig individuellen Wirbelsäulenmodell dar, das letztendlich dazu verwendet werden könnte, die Auswirkungen chirurgischer Eingriffe vorherzusagen und operative Pläne vor der Operation zu optimieren. Implantate und ihre Positionen könnten somit, unter anderem auf Grundlage von individuellen Drehzentrum-Simulationen, ausgewählt werden.

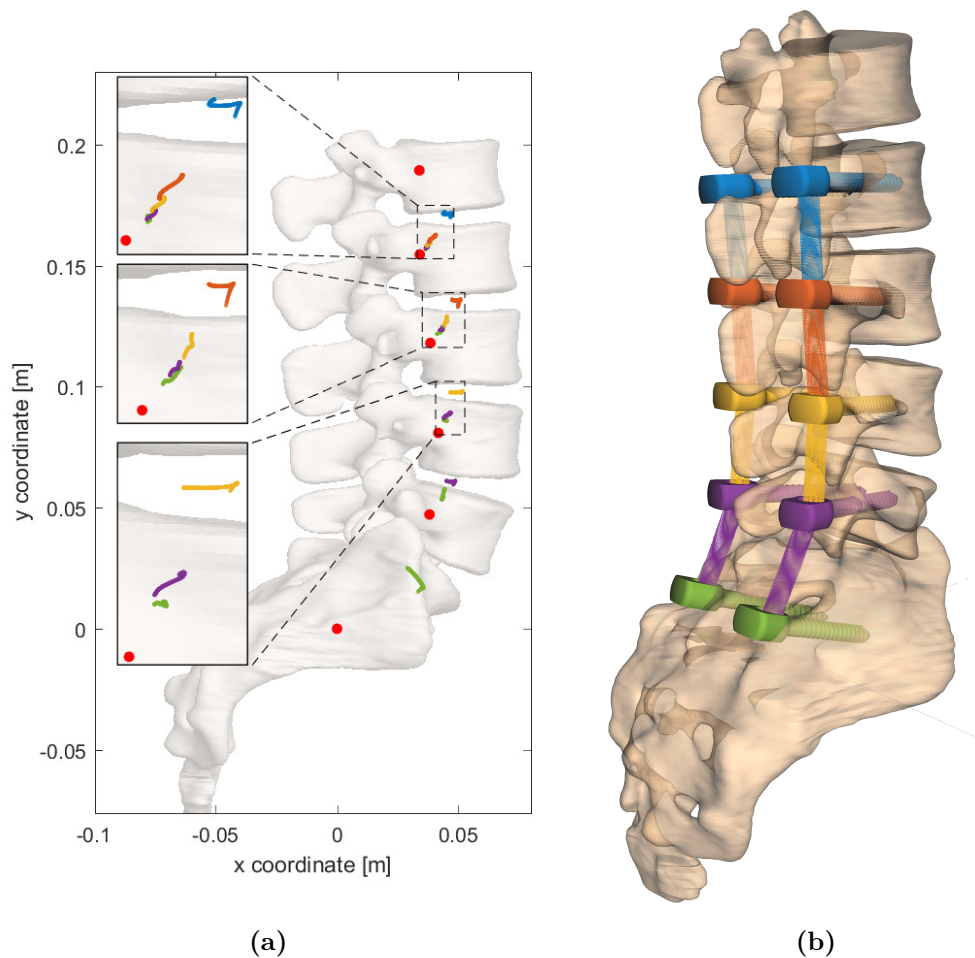
### **6.4.3 Auswirkungen einer stetigen Fixierung der lumbalen Wirbel auf den ICR-Verlauf**

Die Modellierung von Belastungsveränderungen in der LWS als Ergebnis der Positionierung chirurgischer Implantate kann genutzt werden, um das erforderliche medizinische Verfahren im Voraus zu bewerten (Xu et al., 2019). Zusätzliche Kriterien könnten durch die Klassifizierung der entsprechenden ICR-Verläufe abgeleitet werden. In der Literatur wurden jedoch zwei Hauptprobleme in bestehenden Studien identifiziert. Erstens, LWS-Modelle (Kiapour et al., 2012), die unter Verwendung von in-vivo Daten validiert sind (Pearcy and Bogduk, 1988),

bei denen der Rotationsmittelpunkt nur zwischen dem Start- und Endpunkt der Bewegung berechnet wurde, lassen alle dynamischen Informationen im mittleren Teil der Bewegung aus (Dombrowski et al., 2018). Zweitens, erhalten Modelle (Abouhossein et al., 2013), die mit drehmomentgesteuerten in-vitro Daten validiert sind (Rousseau et al., 2006), bei denen einer der Wirbelkörper fixiert wurde, ICR-Verläufe die sich zwischen den Wirbelkörpern also im Bandscheibenfach befinden. Dies steht im Gegensatz zu in-vivo Ergebnissen (Aiyangar et al., 2017, Abb. 2). Diese beiden Probleme finden sich auch kombiniert wieder (Naserkhaki et al., 2018; Schmidt et al., 2008).

In diesem Kapitel wird ein oberflächlicher Blick auf mögliche Konsequenzen der aufeinanderfolgenden Fixierung von Wirbelsegmenten, d. h. dem Einsetzen starrer Implantate vom SA aus kranial fortsetzend bis zum Wirbel L2. Abbildung 6.4 veranschaulicht das Szenario und die Ergebnisse eines einzelnen NPT-Modells, das rein exemplarisch verwendet wurde. Daher wurden keine Ellipsen berechnet. Obwohl in dieser Studie festgestellt wurde, dass muskelgesteuerte Modelle zu konsultieren sind, wenn verlässliche physiologische Erkenntnisse angestrebt werden, sind in unserem Modell komplexere Strukturen erforderlich, um eine signifikante Flexion der maximal fixierten LWS zu ermöglichen. Aus diesem Grund wurde für diesen Ausblick die weniger physiologische Variante einer drehmomentgesteuerten Bewegung gewählt. Es wird SA- $X$  als Fixierung vom SA aufwärts bis zum Segment  $X$  bezeichnet, d. h. SA-L2 bezieht sich auf eine spinale Einheit, bei der das SA bis L2 durch Implantate starr verbunden ist. Abbildung 6.4b stellt den Grad der Fixierung farblich dar. Die Flexionsbewegung, die durch 10 Nm hervorgerufen wurde, nahm erwartungsgemäß während der aufeinanderfolgenden Fixierung ab: von ROM SA-SA =  $10,5^\circ$  auf ROM SA-L2 =  $0,3^\circ$ . Die entsprechenden ICR-Verläufe zeigten ein systematisches Verhalten: je weiter die Segmente von der Fixierung entfernt waren, desto enger und mehr inferior-posterior waren die ICR-Verläufe lokalisiert, bis sie schließlich das COM der kaudalen Körper erreichten. Innerhalb dieser ICR-Verläufe wurde festgestellt, dass sich der Migrationspfad der ICR überwiegend nach superior-anterior entwickelte. Die Segmente, die direkt kranial zur Fixierung lagen, zeigten einen hakenförmigen ICR-Verlauf genau

in der Mitte des jeweiligen Bandscheibenraums, vgl. 6.4a. Diese Ergebnisse, obwohl mit einem eher vereinfachten Modell durchgeführt, legen eine kritische Betrachtung der oben genannten Probleme nahe: MKS-Analysen ( $>2$ ) könnten eine entscheidende Rolle bei der Bewertung von Operationsplanungen sein, wie beispielsweise der Optimierung der Implantatpositionierungen (Haher et al., 1991; Niosi et al., 2006). Darüber hinaus zeigen die Ergebnisse, dass der ICR-Verlauf des Wirbels der kranial zur Fixierung liegt, sich im Bandscheibenfach befindet (vgl. Abb. 6.4a. Je näher das Drehzentrum am Wirbel liegt, desto reiner ist die Rotationsbewegung und umso stärker wird sie lokalisiert. Diese Lokalisierung könnte zu einer erhöhten Belastung im vorderen Bereich der ZWS führen, was letztendlich die Degeneration beschleunigen könnte.



**Abb. 6.4:** (a) Zweidimensionale ICR-Positionen für fünf aufeinander folgende Fixierungsgrade (farbige Punkte), die durch durch Ausführen von NPT-Szenarien an einem individuellen Modell der LWS berechnet wurden. Die laterale Ansicht auf die Lendenwirbelsäule ist im Hintergrund dargestellt und wichtige Bereiche sind durch einen Zoom hervorgehoben. (b) Halbtransparente dreidimensionale Darstellung der entsprechenden Implantat- (oder Pedikelschrauben-) Platzierungen in den Wirbelkörpern, ohne sichtbare aktive oder passive Strukturen. Die gleichen Farben zeigen den Fixierungsgrad an: (i) SA-SA (grün, Standard NPT-Szenario wie in Abb. 6.3b), (ii) SA-L5 (violett), (iii) SA-L4 (gelb), (iv) SA-L3 (rot), (v) SA-L2 (blau). Die ICR-Verläufe wurden, wie in Kap. 6.2.2 beschrieben, berechnet. Bildnachweis: Rockenfeller et al. (2021) lizenziert durch CC BY 4.0.

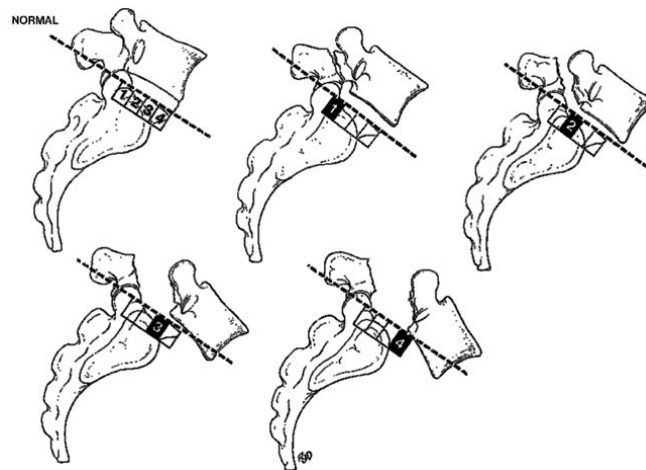


# 7 | Veränderte Dynamik nach verschiedenen Dekompressionsverfahren

## 7.1 Theoretischer Hintergrund

Rückenschmerzen, die aus degenerativen Veränderungen resultieren, stellen eine der häufigsten medizinischen Symptome in der menschlichen Bevölkerung dar (Heliövaara et al., 1989; Raspe, 2012; Schmidt et al., 2007). Neben konservativen therapeutischen Ansätzen spielt auch der chirurgische Eingriff eine entscheidende Rolle bei der Behandlung von spezifischen Rückenschmerzen, die mit strukturellen Abnormalitäten verbunden sind (Czabanka et al., 2018). Es gibt zahlreiche degenerative Veränderungen der Wirbelsäule die zu verschiedenen Symptomen führen. Eine dieser strukturellen Veränderungen ist die sog. degenerative Spondylolisthesis (DS), wobei vorwiegend die LWS älterer Patienten betroffen sind (Pietrantonio et al., 2019). Eine DS bedeutet eine anteriore Verschiebung eines Wirbels relativ zum benachbarten Wirbel. Abbildung 7.1 zeigt schematische das Wirbelgleiten des L5 gegenüber dem SA sowie die Einteilung des Schweregrades der Spondylolisthesis nach Meyerding (Fritsch, 2003). Hauptsächlich wird dieses Gleiten durch Mikroinstabilitäten innerhalb der ZWS und der ligamentären Strukturen verursacht (Fritsch, 2003). Das Level L4-L5 ist am häufigsten betroffen (Wiltse et al., 1976). Diese Verschiebung zusammen mit einer gleichzeitig auftretenden Hypertrophie der intraspinalen Bänder sowie weiteren Faktoren, wie eine zunehmende Instabilität der Wirbelsäule, eine starke Gewichtszunahme, Alterungsprozesse oder mechanische Dauerbelastungen können zur Einengung des Wirbelkanals und anschließender Kompression der Nervenwurzeln führen, was zu einer Spinalstenose führen kann (Hochschild, 2014, S. 17).

Der Hauptansatz der chirurgischen Behandlung einer Spinalstenose besteht in der Dekompression des Wirbelkanals unter Verwendung verschiedener Techniken. In einigen Fällen muss über eine zusätzliche Fusion mittels dorsaler Spondylodese oder minimalinvasiver Ansätze zur Stabilisierung des betroffenen Segments nachgedacht werden. Die Dekompression des Wirbelkanals kann durch weniger



**Abb. 7.1:** Schematische Darstellung der vier verschiedenen Stufen einer Spondylolyse nach Meyerding. Bildnachweis: Fritsch (2003).

invasive Methoden, wie die interlaminaire Fensterung (ILF, auch als Laminotomie bekannt) erreicht werden. Bei der ILF werden in der Regel hauptsächlich die Ligg. flava entfernt. Diese werden entweder ausschließlich auf der Seite des chirurgischen Zugangs oder auf beiden Seiten entfernt, wobei das Ligament hauptsächlich durch ein “Herauskratzen” von der Seite des Zugangs bis zur gegenüberliegenden Seite entfernt wird. Dabei bleiben die meisten knöchernen Teile, außer dem medialen Aspekt des Facettengelenks, erhalten. Für eine umfassendere Dekompression kann eine Laminektomie (LAM) durchgeführt werden, die die Entfernung der gesamten Lamina und in den meisten Fällen auch des Dornfortsatzes und der benachbarten Ligamente umfasst (Benz and Garfin, 2001). Insbesondere bei Fällen einer mäßigen ventralen Verschiebung (Meyerding Grad I) existiert eine fortlaufende Debatte, ob Patienten ausschließlich eine Dekompression benötigen oder von einer gleichzeitigen Stabilisierung als primärer Intervention profitieren könnten (Austevoll et al., 2021; Försth et al., 2016; Ghogawala et al., 2016). Um diese Frage zu klären, werden diverse radiologische Zeichen, die auf eine spinale Instabilität hinweisen, betrachtet. Es wird bspw. die ventrale Verschiebung eines Wirbels in funktionellen Röntgenaufnahmen, eine verminderte Höhe des Bandscheibenfaches, ein Facettengelenkerguss in der MRT und die Facettenorientierung analysiert. Allerdings haben widersprüchliche Ergebnisse gezeigt, dass diese Parameter allein die Notwendigkeit für eine zusätzliche Fusion nicht genau

vorhersagen können (Nimmons et al., 2020; Stokes and Frymoyer, 1987).

Ein Faktor der zur Unsicherheit bei der Beantwortung der Frage beiträgt, ob nur eine Dekompression allein oder eine zusätzliche Fusion angewendet werden sollte, könnte die Begrenzung konventioneller klinischer Bildgebungsmodalitäten sein. CT, MRT und Röntgenbilder liefern ausschließlich statische Darstellungen des dynamischen Verhaltens der Wirbelsäule. Biomechanische Aspekte, wie eine veränderte ROM oder die inneren Kräfte und Drehmomente, die während der Bewegung auftreten, können mit diesen Techniken nicht ausreichend bewertet werden. In-vitro Studien haben bereits die biomechanischen Auswirkungen von verschiedenen Dekompressionsoperationen auf die ROM und die Steifigkeit der Lendenwirbelsäule gezeigt (Bisschop et al., 2014; Hartmann et al., 2012; Ho et al., 2015). Computersimulationsmodelle bieten jedoch zusätzlich ein wertvolles Mittel zur Abschätzung der inneren Kräfte und Drehmomente. Diese Modellierungen könnten dazu beitragen, Therapieentscheidungen zu objektivieren und somit eine Über- oder Unterversorgung zu vermeiden (z. B. den am wenigsten destabilisierenden Ansatz auszuwählen) (Dreischarf et al., 2016).

Im Folgenden werden der invers dynamische und vorwärtsdynamische Ansatz zusammenfassend gegenübergestellt. Dies stellt lediglich eine Zusammenfassung dar, eine ausführliche Erläuterung ist in Kap. 3.1 dargelegt. In zahlreichen Studien zur Erforschung der spinalen Biomechanik wurden umfangreiche Entwicklungen, Validierungen und Anwendungen von Modellen für die Wirbelsäule und den Oberkörper durchgeführt. Im Bereich der spinalen Biomechanik werden häufig invers dynamische Ansätze in in-silico Studien verwendet, um innere Kräfte und Drehmomente zu berechnen. In der invers dynamischen Simulation wird die Kinematik der Wirbelsäulenbewegung im Voraus festgelegt, z. B. durch eine Bewegungserfassung über *motion capture* Systeme. Kräfte und Drehmomente werden dann mithilfe von validierten MKS-Modellen berechnet und optimiert, um das gemessene kinematische Verhalten darzustellen. Dieser Ansatz erfordert jedoch sowohl prä- als auch postoperative kinematische Daten, die in der Regel im Klinikalltag nicht zur Verfügung stehen. Dementgegen stehen vorwiegend Röntgen-, CT- und MRT-Aufnahmen zur Verfügung. Ein alternativer Ansatz ist

die vorwärtsdynamische Simulation. In dieser Methode beginnt die Simulation in einer neutralen Haltung und der Übergang in eine andere (Körper-)Position wird durch die Anwendung von Kräften und Drehmomenten auf die Wirbelsäule ausgelöst. Diese Strategie bietet die Möglichkeit, Veränderungen in der Bewegung aufgrund chirurgischer Eingriffe vorherzusagen und zeitgleich innere Kräfte und Drehmomente zu berechnen. Dieser Ansatz könnte daher einen besonderen Wert haben, da er die Vorhersage von Wirbelsäulenbewegungen nach Operationen ermöglichen kann und sowohl die veränderten kinematischen als auch kinetischen Aspekte erfasst. Aufgrund der komplexen Steuerung dieser Simulationen haben nur wenige Studien einen vorwärtsdynamischen Simulationsansatz zur Untersuchung der spinalen Mechanik gewählt (Guo et al., 2021; Meszaros-Beller et al., 2023b; Silvestros et al., 2019). Während einige Modelle mit neuronaler Muskelkontrolle gesteuert wurden, um potenzielle Therapien zu erforschen, wie z. B. Modelle des Kauergangs (engl. crouch gait) (Arnold et al., 2006; Steele et al., 2010), bleibt die Anwendung vorwärtsdynamischer Ansätze für Lendenwirbelsäulenmodelle vergleichsweise begrenzt. Ein bedeutender Vorteil von vorwärtsdynamischen Modellen liegt in der Verwendung von echten sechs DOF Gelenken für jeden Wirbel, die eine realistischere Darstellung der Bewegung der Wirbelsäule ermöglichen. Im Gegensatz dazu erfordern invers dynamische Ansätze präzise kinematische Daten (Aiyangar et al., 2014; Byrne et al., 2020) für jedes Gelenk, was oft zu einer Reduzierung der Freiheitsgrade auf drei DOF für die gesamte Wirbelsäule führt (Koslosky and Gendelberg, 2020).

Das Ziel dieses Forschungsprojekts war es, vorwärtsdynamische Simulationen unter Verwendung subjekt-spezifischer Modelle der LWS anzuwenden, um Veränderungen in der Kinematik der LWS infolge von drei unterschiedlichen chirurgischen Dekompressionstechniken zu bewerten. Angesichts der begrenzten Verfügbarkeit von dynamischen Datensätzen von Patienten, hauptsächlich aufgrund des vorherrschenden Einsatzes statischer Bildgebungsmodalitäten in klinischen Umgebungen, stützt sich die aktuelle Forschung stark auf Ergebnisstudien (Austevoll et al., 2021; Försth et al., 2016; Ghogawala et al., 2016). Daher bietet die Anwendung vorwärtsdynamischer Simulationen eine bedeutende Möglichkeit

zur Erforschung der spinalen Mechanik. Es wird die Hypothese aufgestellt, dass die Flexion-Extensions Drehmomente in den ZWS mit steigender Invasivität der Dekompressionstechnik zunehmen werden.

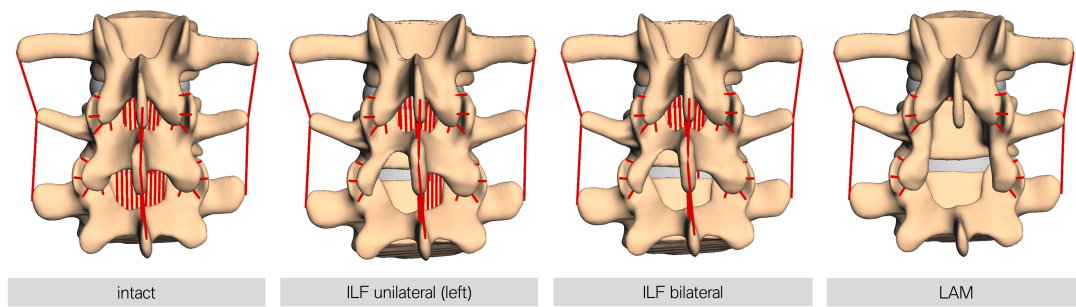
## 7.2 Modell und Methode

Insgesamt wurden retrospektiv 49 Patienten mit degenerativer Spondylolisthesis und begleitender Spinalstenose, die zwischen dem Januar 2017 und Juli 2018 im Universitätsklinikum Mainz behandelt wurden, aus dem Informationssystem des Fachbereichs der Neurochirurgie identifiziert. Einschlusskriterien waren eine monosgmentale Spondylolisthesis mit zusätzlicher Stenose. Es sollten sowohl präoperative CT- als auch präoperative Flexions-/Extensions-Röntgenbilder verfügbar sein. Dabei wurden lediglich Patienten mit geringgradiger Spondylolisthesis für die weitere Modellierung in Betracht gezogen (Meyerding Grad I) (Koslosky and Gendelberg, 2020). In dieser Gruppe von Patienten ist die Wahl der Behandlung (nur Dekompression oder Dekompression und Fusion) noch Gegenstand laufender Diskussionen (Stand August 2023) und nur Patienten, die für einen der beiden Eingriffe geeignet sind, sollten einbezogen werden. Daher wurden Patienten mit radiologischen Anzeichen von Instabilität (jegliche Anzeichen von ventraler oder dorsaler Bewegung in den Flexions-/Extensions-Röntgenbildern im Vergleich zu den neutralen Röntgenbildern), Meyerding Grad  $> 1$ , Befunden von Spondylyse, früheren Wirbelsäuleneingriffen oder Frakturen ausgeschlossen. Von den 49 Patienten wurden nach Anwendung dieser Ein- und Ausschlusskriterien 18 für weitere Untersuchungen und Modellierungen in Betracht gezogen. Während der Datenaufbereitung mussten drei weitere Patienten aufgrund einer unzureichenden Bildgebung (geringe räumliche Auflösung mit einer Schichtdicke  $> 1$  mm, die für die 3D-Rekonstruktion nicht ausreichend war) ausgeschlossen werden, sodass insgesamt 15 Patienten analysiert wurden. Das durchschnittliche Patientenalter betrug 67,9 Jahre ( $n = 15$ ; 49 - 87 Jahre  $\pm 10,9$  Jahre). Das Verhältnis von Männern zu Frauen war 6:9. Die Studie wurde von der örtlichen Ethikkommission genehmigt, und alle Probanden hatten zuvor ihre Zustimmung gegeben. Die 15

geometrisch individualisierten Modelle wurden gemäß den Erläuterungen in Kapitel 4 erstellt. Es sei anzumerken, dass entgegen den Ergebnissen der Teilstudie aus Kapitel 6 die Muskeln *M. multifidus* und *M. psoas major* nicht integriert wurden, um den stabilisierenden Einfluss des *M. multifidus* auszuschließen. Somit repräsentieren die Modelle *in-vitro* bzw. *ex-vivo* Kadaverexperimente und ermöglichen Vorhersagen über die veränderte Dynamik nach den verschiedenen Operationsmethoden.

### **7.2.1 Simulation von drei verschiedenen Dekompressionsmethoden**

Es wurde jeweils auf dem Wirbel L1 ein Drehmoment von 7,5 Nm angewendet, was zu einer Flexion der Modelle führte (Dreischarf et al., 2014). Darüber hinaus wurde jedes Modell der LWS mit einer konstanten vertikalen Kraft von 500 N belastet, welche die generische Masse des Oberkörpers repräsentieren soll. Dies erzeugte ein zusätzliches Drehmoment am Befestigungspunkt des Modells (SA) aufgrund des Hebelarms der angewendeten vertikalen Kraft. Die Vorwärtssimulation dauerte 3 s. Die resultierenden Kraft- und Drehmomentdaten wurden über die gesamte Bewegungssequenz aufgezeichnet. Es wurden insgesamt vier verschiedene Modi untersucht: (I) ein “intakter” Zustand als Referenz, (II) eine unilaterale ILF (uILF), (III) eine bilaterale ILF (bILF) und (IV) eine LAM. Um die vorwärtss dynamischen Simulationen der theoretischen ILF durchzuführen, wurden die Ligg. flava (FL) virtuell im Level L4-L5 einseitig (uILF) und beidseitig (bILF) entfernt. Für die uILF wurden einheitlich in allen Modellen die linken Teile des FL entfernt. Für die LAM wurden zusätzlich das ISL und SSL sowie das FL zu den Wirbeln L3 und L5 virtuell entfernt (siehe Abb. 7.2). Die knöchernen Strukturen, z. B. der Dornfortsatz oder Teile der Lamina, wurden nicht entfernt, da sie nur dazu dienten, Ansatzpunkte der Ligamente und Kontaktflächen der Facettengelenke zu definieren, aber nicht Teil der Simulation selbst waren.



**Abb. 7.2:** Visualisierung der verschiedenen Dekompressionstechniken. Von links nach rechts: intakt: L4-L5 im intakten Zustand; ILF unilateral: unilaterale interlaminäre Fensterung (uILF) – die Ligg. flava wurden auf der Seite der Fensterung entfernt (linke Seite in allen Modellen); ILF bilateral: bilaterale interlaminäre Fensterung (bILF) – die Ligg. flava wurden auf der Seite der Fensterung und auf der kontralateralen Seite entfernt; und LAM: Laminektomie – die Ligg. flava der jeweiligen Level und der oberen Level sowie die intraspinalen und supraspinalen Ligamente wurden entfernt. Hinweis: Die knöchernen Defekte dienen hier ausschließlich der Visualisierung. In den Simulationen wurden ausschließlich die genannten Kräftelemente virtuell entfernt, wobei die knöchernen Anteile unberührt blieben. Bildnachweis: (Kosterhon et al., 2024) lizenziert durch CC BY 4.0.

## 7.2.2 Statistische Analyse

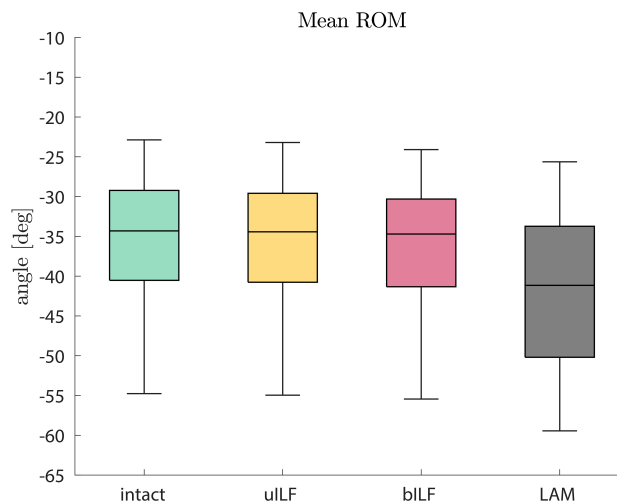
Da die simulierten inneren Kräfte und Drehmomente von den individuellen Geometrien abhängen (Müller et al., 2021), sind die absoluten Simulationsergebnisse nicht vergleichbar. Daher wird ein Normalisierungsverfahren angewendet, um den Einfluss der verschiedenen Operationstechniken (uILF, bILF und LAM) auf die vertikale Kompressionskraft in superior-inferior (SI-)Richtung ( $F_{SI}$ ) der ZWS, die horizontale Scherkraft in anterior-posterior (AP-)Richtung ( $F_{AP}$ ) der ZWS und das Drehmoment um die Transversalachse (Drehmoment der Wirbel bei einer Flexion-Extension,  $T_{FE}$ ) der ZWS zu bewerten. Alle Datennachbearbeitungen wurden mit MatLab (Mathworks, Version 2022b) durchgeführt. Das Normalisierungsverfahren bezieht sich auf die Werte am Ende der vorwärtsdynamischen Simulation (nach 3s). Für jedes Modell und Level wurden die Werte des intakten Modells als Referenzwerte genommen, die 100% entsprechen. Die Ergebnisse der virtuell operierten Modelle wurden auf diese Werte normalisiert. Für jeden Wirbel wurde ein ungepaarter zweiseitiger  $t$ -Test durchgeführt, um zu entscheiden, ob der Mittelwert der normalisierten Werte systematisch kleiner ( $<100\%$ )

oder größer ( $>100\%$ ) als der Referenzwert war. Zusätzlich wurden alle Zeit-Kraft- oder Zeit-Drehmoment-Kurven der 15 Probanden über die Simulationszeit von 3 s aufgezeichnet. Anschließend wurde eine statistische parametrische Kartierung (engl. statistical parametric mapping, SPM (Pataky, 2012)), d. h. ein gepaarter zweiseitiger  $t$ -Test, auf den Unterschied zwischen dem intakten Zustand und jeder Dekompressionsmethode durchgeführt, um signifikante Unterschiede in Kräften und Drehmomenten im Laufe der Zeit aufzudecken. Ein  $z$ -Score über dem positiven (97,5%-)Quantil zeigt an, dass die Kräfte/Drehmomente in Modellen nach der jeweiligen durchgeführten Dekompressionsmethode signifikant höher sind als in den dazugehörigen intakten Modellen, während das Gegenteil für einen  $z$ -Score unter dem negativen (2,5%-)Quantil gilt.

### 7.3 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse dieser Teilstudie vorgestellt. Hierbei werden zunächst die Auswirkungen der Operationsmethoden auf die ROM, anschließend die Auswirkungen auf die Belastungen der ZWS ( $F_{SI}$ ,  $F_{AP}$ ,  $T_{FE}$ ) und schließlich die Belastungen über den zeitlichen Verlauf der Bewegung vorgestellt. Die absoluten Werte der Kräfte und Drehmomente ( $F_{SI}$ ,  $F_{AP}$ ,  $T_{FE}$ ) in den ZWS sowie die Kräfte des PLL ( $F_{PLL}$ ) und die Kräfte der Kapselligamente ( $F_{CL}$ ) sind im Anhang in der Tabelle A.4 aufgeführt. Bei der invasivsten Dekompressionsmethode (LAM) erhöhte sich die ROM der MKS-Modelle durchschnittlich um 17% (Bereich: 7% - 51%). Die mittlere ROM-Zunahme betrug nach den uILF 0,6% (Bereich: 0,3% - 1,4%) und 2% (Bereich: 0,9% - 5,3%) nach den bILF (Abb. 7.3). Je invasiver die Dekompressionsmethode, desto mehr stiegen die SI Kompressionskräfte der ZWS an. Dieser Effekt wurde jedoch deutlicher in den dekomprimierten Leveln L4-L5 und den dazu benachbarten Leveln beobachtet. Die AP Scherkräfte nahmen nach den LAM in den Level L1-L2, L2-L3 und L5-SA zu, verringerten sich jedoch signifikant in den Level L3-L4 und L4-L5. Im Gegensatz dazu nahmen die AP Scherkräfte in allen Level bei den Methoden uILF und bILF zu. Die durchschnittlichen FE Drehmomente, die von den kranialen zu den kaudalen Wirbeln





**Abb. 7.3:** Boxplots der ROM der MKS-Modelle nach vollständiger Flexion für den intakten Zustand (grün), nach virtuellen uILF (gelb), nach virtuellen bILF (rot) und nach LAM (schwarz). Die ROM wurde anhand der Bewegung der Deckfläche des Wirbel L1 am Ende der Flexion bestimmt. Bildnachweis: Kosterhon et al. (2024) lizenziert durch CC BY 4.0.

übertragen werden, nahmen in allen Level bei der Durchführung von uILF, bILF und LAM zu (siehe Abb. 7.5). Die Ergebnisse der virtuellen Dekompressionstechniken werden relativ zum intakten Zustand in Abb. 7.4 für das von der DS betroffene Level L4-L5 und absolut für alle Level in Abb. 7.5 dargestellt.

#### *Superior-inferiore (SI) Kompressionskräfte in den Zwischenwirbelscheiben*

Die mittlere Kompressionskraft der ZWS wurde in SI-Richtung berechnet. Im Level L4-L5 verringerten sich die SI Kompressionskräfte nach den uILF (-0,38%) und den bILF (-0,74%), nahmen jedoch nach den LAM um 7,44% zu. In den Leveln L2-L3, L3-L4 und L5-SA nahmen die SI Kompressionskräfte nach allen Dekompressionen zu. In den Leveln L1-L2 verringerte sich die mittlere SI Kraft nach den LAM. Größere Variationen wurden nach den virtuell durchgeführten LAM beobachtet, als bei den weniger invasiven Methoden, z. B. uILF: -0,7% - 0,41%, bILF: -1,62% - 1,57%, LAM: 1,32% - 22,94% für die Level L4-L5 (siehe Abb. 7.4 und 7.5).

#### *Anteroposteriore (AP) Scherkräfte in den Zwischenwirbelscheiben*

Die mittleren AP Scherkräfte in den ZWS stiegen in den Leveln L1-L2, L2-L3

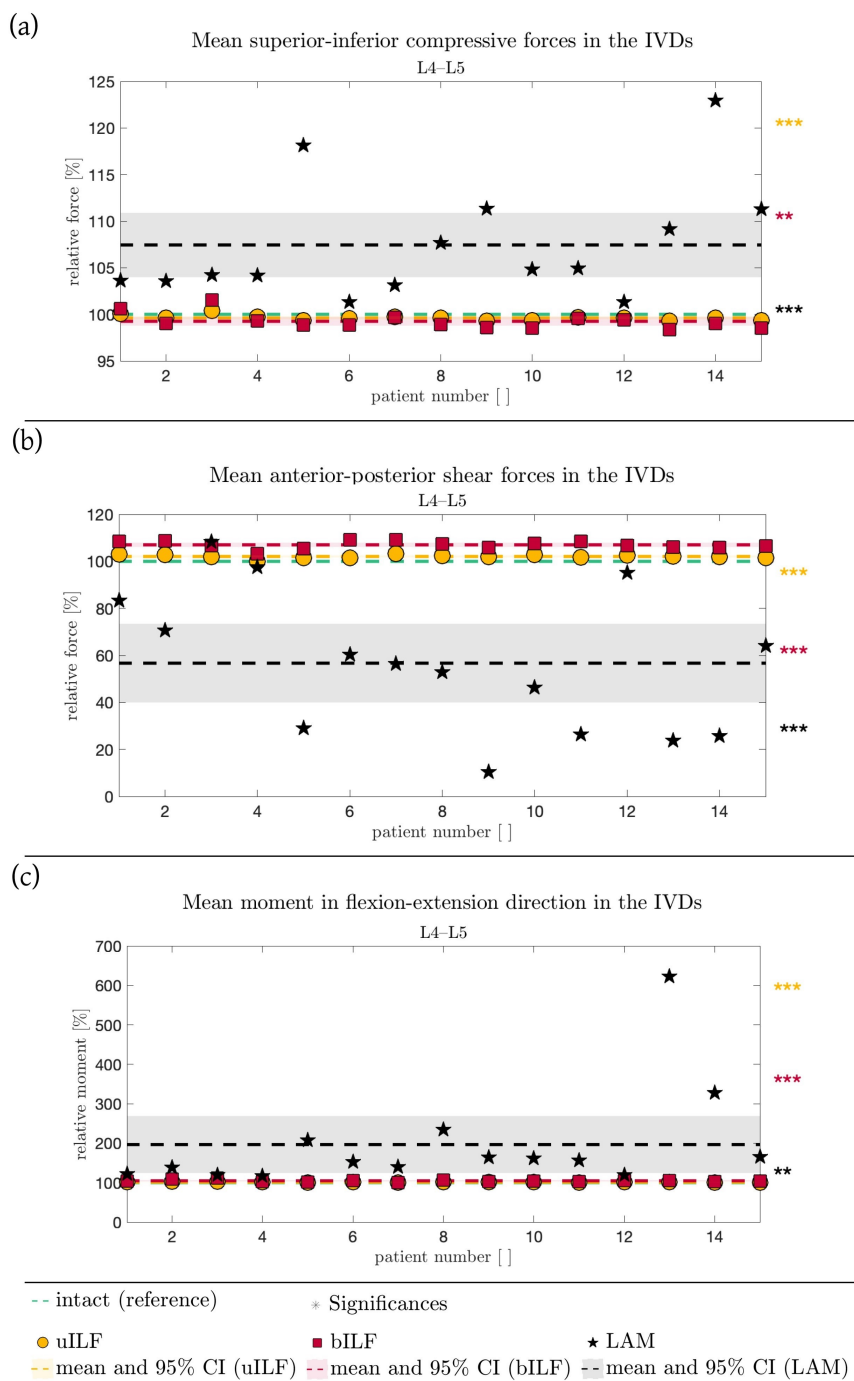
und L5-SA an. Bei den invasiveren Dekompressionstechniken war der Anstieg der AP Scherkräfte höher (z. B. uILF: 0,56%, bILF: 1,94 und LAM: 16,1%). In den Leveln L3-L4 und L4-L5 zeigten die AP Scherkräfte nach den virtuellen LAM eine Abnahme von -11,82% bzw. -43,3%. Im Gegensatz dazu wurde nach uILF und bILF eine Zunahme der AP Scherkräfte in den beiden Leveln beobachtet, was den Trend der restlichen Wirbellevel widerspiegelt.

#### *Flexion-Extension (FE) Drehmomente in den Zwischenwirbelscheiben*

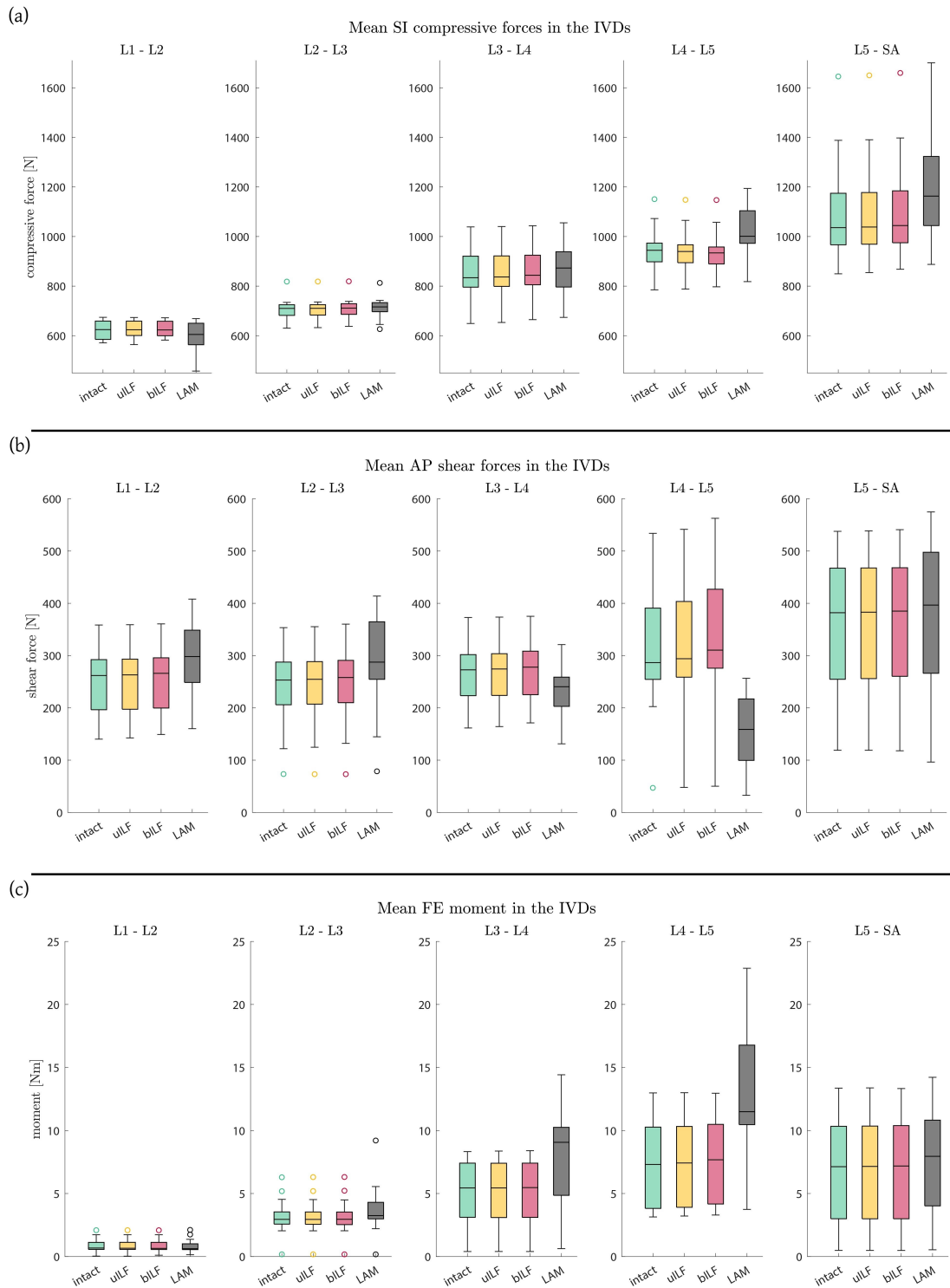
Die mittleren FE Drehmomente, die von den kranialen zu den kaudalen Wirbel übertragen werden, nahmen in allen Leveln nach uILF, bILF und LAM zu, außer in dem Level L1-L2. In den Leveln L4-L5 stiegen die FE Drehmomente um etwa 1,3% und etwa 4,79% bei uILF bzw. bILF. Die virtuelle LAM führte zu einem deutlich höheren Anstieg von 96,58% gegenüber dem intakten Zusatz. Diese Umstände wurden auch in allen anderen Segmenten, insbesondere der benachbarten Level L3-L4, gefunden, wie in Abb. 7.5 dargestellt.

#### *Kräfte und Drehmomente im Level L4-L5 über die Zeit*

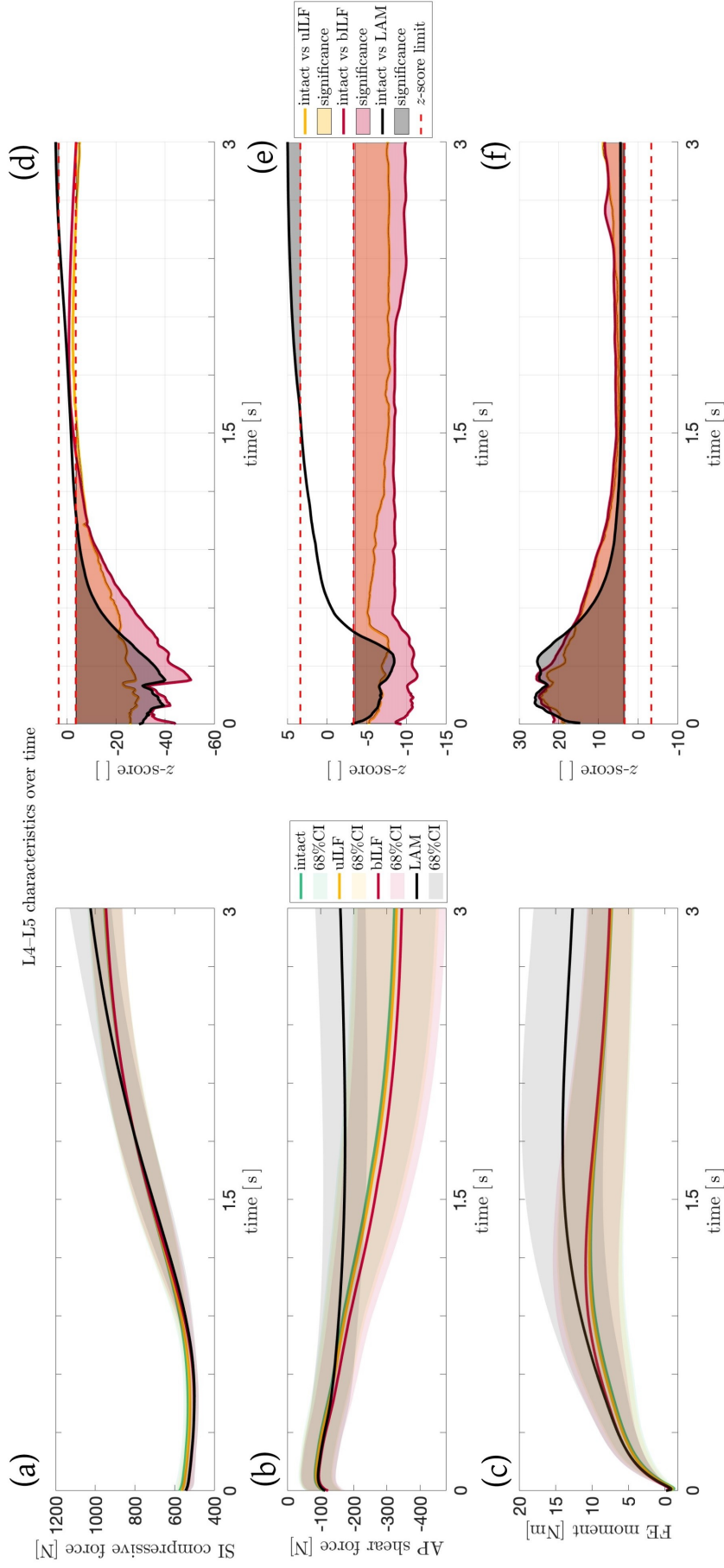
In den meisten Studien sowie Darstellungen werden überwiegend innere Kräfte und Drehmomente in statischen Positionen bestimmt. In dieser Studie wurden zusätzlich die SI Kompressionskräfte, AP Scherkräfte und die FE Drehmomente während des gesamten Bewegungsablaufs bestimmt und über die Zeit aufgetragen (vgl. Abb. 7.6). Wie in Abbildung 7.6d dargestellt, waren die SI Kompressionskräfte in der uILF-, bILF- und LAM-Gruppe insbesondere zu Beginn der Bewegung signifikant niedriger im Vergleich zum intakten Zustand. Zusätzlich wird am Ende der Bewegung eine signifikante Zunahme der SI Kompressionskraft in der LAM-Gruppe beobachtet (7.6d). Die mittleren AP Scherkräfte der uILF- und bILF-Gruppen waren während des gesamten Bewegungsablaufs signifikant größer. Im Gegensatz dazu wurden am Ende der Bewegung nach einer virtuellen LAM signifikante Abnahmen der AP Scherkräfte festgestellt (Abb. 7.6e). Die FE Drehmoment nahmen in der uILF-, bILF- und LAM-Gruppe zu (Abb. 7.6f).



**Abb. 7.4:** Vergleichende Analyse der SI Kompressionskräfte (a), AP Scherkräfte (b) und FE Drehmomente (c) im Verhältnis zum intakten Zustand (gestrichelte grüne Linie in (a–c) aller 15 MKS-Modelle und simulierten Dekompressionstechniken. Das Ergebnis der uILF Methode wird durch die gelbe gestrichelte Linie repräsentiert und jedes MKS-Modell ist als Kreis in der entsprechenden Farbe dargestellt. Gleiches gilt für die bILF, die in Rot und Quadraten dargestellt wird. Die LAM ist in Schwarz und Sternchen dargestellt. Die Signifikanz der statistischen Tests wird durch Sterne rechts neben den Abb. in den jeweiligen Farben angezeigt (\* = Tendenz mit  $0,05 \leq p \leq 0,1$ ; \*\* = signifikant mit  $0,001 \leq p < 0,05$ ; \*\*\* = hoch signifikant mit  $p < 0,001$ ). Bildnachweis: Kosterhon et al. (2024) lizenziert durch CC BY 4.0.



**Abb. 7.5:** Boxplots der SI Kompressionskräfte (a), AP Scherkräfte (b) und FE Drehmomente (c) für jedes Bewegungssegment am Ende der Flexionsbewegung. (a) Die SI Kompressionskräfte nahmen bei invasiveren Dekompressionstechniken in jedem Level zu. (b) Die AP Scherkräfte stiegen in allen Levels bei den uILF- und bILF-Techniken, nahmen jedoch in den Levels L3-L4 und L4-L5 nach einer virtuellen LAM ab. (c) Die übertragenen FE Drehmomente stiegen signifikant mit zunehmender Invasivität der Dekompressionstechnik. Insbesondere in dem dekomprimierten Level L4-L5 ist die Zunahme deutlich sichtbar (intakt  $\rightarrow$  uILF  $\rightarrow$  bILF  $\rightarrow$  LAM). Bildnachweis: Kosterhon et al. (2024) lizenziert durch CC BY 4.0.



**Abb. 7.6:** Darstellung der SI und AP Kräfte sowie FE Drehmomente in Abhängigkeit der Zeit. (a–c) Durchgezogene Linien: Durchschnittliche SI Kompressionskraft (a), durchschnittliche AP Scherkraft (b) und durchschnittliches FE Drehmoment (c) in dem Level L4-L5 während der Flexionsbewegung. Schattierte Bereiche: 68%-Konfidenzintervall (Mittelwert plus/minus eine Standardabweichung). Die SI Kompressionskräfte (a) zeigten am Ende der Bewegung nach einer virtuellen LAM eine Zunahme, während die AP Scherkräfte und die FE Drehmomente der ZWS bei der LAM signifikant zunahmten. (d–f) Zeigen die Ergebnisse gepaarter *t*-Tests. Durchgezogene Linien: Z-Score für die SI Kompressionskraft (d), die AP Scherkraft (e) und das FE Drehmoment (f) in dem Level L4-L5 während der Flexion für die Fälle: intakt vs. uILF (gelb), intakt vs. bILF (rot) und intakt vs. LAM (schwarz). Die gefüllten Bereiche (D–F) stellen die Signifikanz dar. Gestrichelte Linie (d–f): Die berechneten SPM *z*-Score-Grenzen (95%) für SI Kompressionskräfte, AP Scherkräfte und FE Drehmomente betragen  $\pm 3,64$ ;  $\pm 3,40$  bzw.  $\pm 3,36$ . Werte über diesen Grenzen deuten auf einen signifikanten Unterschied zwischen den Kräften/Drehmomenten hin, die nach der entsprechenden Operationsmethode im Vergleich zum intakten Zustand wirken. Bildnachweis: Kosterhon et al. (2024) lizenziert durch CC BY 4.0.

## 7.4 Diskussion

Die auffälligsten Veränderungen wurden in den FE Drehmomenten beobachtet, die auf die ZWS übertragen wurden. Überraschenderweise nahmen die AP Scherkräfte nach einer virtuellen LAM in den Leveln L3-L4, L4-L5 signifikant ab und erhöhten sich in den anderen Leveln. Darüber hinaus zeigte sich eine vergleichsweise große Variationen zwischen den LWS-Modellen in der LAM-Gruppe. Die uILF- und bILF-Gruppen zeigten hingegen eine Zunahme der AP Scherkräfte in allen Level und weniger Variationen zwischen den Ergebnissen der verschiedenen subjekt-spezifischen MKS-Modelle. Die SI Kompressionskräfte nahmen in allen Leveln nach den virtuell durchgeführten Dekompressionen zu, außer im ersten Level L1-L2. Vergleichbar zu den Ergebnissen der AP Scherkräfte zeigten die SI Kompressionskräfte größere Unterschiede zwischen den MKS-Modellen in der LAM-Gruppe.

Ähnliche Befunde wurden mit biomechanischen Messungen von Cunningham et al. (1997) gezeigt, die steigende intradiskale Drücke (IDP) nach Resektionen dorsal gelegener Strukturen beobachteten (Cunningham et al., 1997). In-vitro Studien einer ILF und LAM von Rao et al. (2002) zeigten eine Zunahme des IDP im vorderen Bereich und eine Abnahme im hinteren Bereich des Bandscheibens nach (Rao et al., 2002), was mit den präsentierten Ergebnissen übereinstimmt. Diese Befunde unterstützen die Beobachtung erhöhter FE Drehmomente nach der Entfernung dorsaler Strukturen in der LWS. Weitere in-vitro Studien haben unabhängig davon signifikante Veränderungen der ROM nach einer LAM gezeigt (Bisschop et al., 2014; Hartmann et al., 2012), während es keinen signifikanten Unterschied in der ROM zwischen einer intakten LWS und einer durchgeführten einseitigen oder beidseitigen ILF gibt (Ho et al., 2015; Tai et al., 2008).

Die in dieser Studie präsentierten Ergebnisse zeigen eine signifikante Veränderungen der internen FE Drehmomente, je invasiver der Dekompressionseingriff ist. Es ist wichtig zu betonen, dass die Berücksichtigung der Mittelwerte aller Ergebnisse irreführend sein kann. Die menschliche Wirbelsäule zeigt eine große

Individualität z. B. in den Variationen verschiedener Krümmungen, was zu unterschiedlichen internen Kräften und Drehmomenten führt (Müller et al., 2021). Um diese Variabilität zu berücksichtigen, wurde ein gepaarter  $t$ -Test durchgeführt (vgl. Abschnitt 7.2, Abb. 7.6), um die individuellen Unterschiede zwischen den Patienten zu berücksichtigen. Diese Variabilität der Ergebnisse (vgl. Abb. 7.4) unterstreichen die Bedeutung der Einbeziehung subjekt-spezifischer Merkmale in die Wirbelsäulenmodellierung sowie die Notwendigkeit von individuellen und exakten kinematischen Messungen (Dombrowski et al., 2018). Die Integration von individuellen Strukturen ist entscheidend, um die Biomechanik der Wirbelsäule und ihre Reaktion auf chirurgische Eingriffe genau darzustellen. Insgesamt zeigt die vorliegende Untersuchung, dass sowohl die SI Kompressionskräfte als auch die FE Drehmomente mit zunehmender Invasivität der Dekompressionstechnik zunehmen (uILF  $\rightarrow$  bILF  $\rightarrow$  LAM). Interessanterweise zeigten Berger-Roscher et al. (2017) mithilfe von in-vitro Experimenten, dass die Kombination aus Flexion und Rotation im Vergleich zu reinen Kompressionskräften zu deutlich vermehrten intradiskalen Läsionen führt (Berger-Roscher et al., 2017). Wird diese Gegebenheit zusammen mit der signifikanten Zunahme der FE-Drehmomente berücksichtigt, ist es plausibel anzunehmen, dass die erhöhten FE Drehmomente die beschleunigte Degeneration dekomprimierter und benachbarter Segmente begünstigen könnten. Es liegen jedoch keine Daten vor, um vorherzusagen, wann diese Veränderungen als klinisch relevante Symptome auftreten werden und ob eine proaktive zusätzliche Stabilisierung erforderlich sein könnte, um die Symptome erfolgreich zu beheben bzw. zu verhindern. Wie bereits erwähnt, nehmen überraschenderweise die AP Scherkräfte in Leveln L3-L4 und L4-L5 nach einer virtuellen LAM ab. An dieser Stelle muss betont werden, dass nicht gesagt werden kann, wie groß der stabilisierende Einfluss der Muskulatur auf die Scherkräfte nach einer LAM ist. Aus diesem Grund wird empfohlen in folgenden Studien den Einfluss der dorsalen Muskulatur, wie dem M. multifidus, auf die Stabilität der LWS nach Dekompressionseingriffen zu untersuchen. Dennoch kann gesagt werden, dass je invasiver der Eingriff ist, desto instabiler wird die LWS. Die Hypothese, dass die FE Drehmomente mit zunehmender Invasivität zunehmen, kann demnach für die-

se Untersuchung bestätigt werden. Demzufolge wird eine potenzielle Korrelation zwischen FE Drehmomenten und instabilen Wirbelsäulen angenommen. Es ist jedoch wichtig zu beachten, dass aufgrund der geringen Stichprobengröße keine Allgemeingültigkeit formuliert werden kann.

### **7.4.1 Interpretation der Ergebnisse aus klinischer Perspektive**

Es existieren mehrere Techniken zur chirurgischen Dekompression des Spinalkanals. Über Jahrzehnte hinweg galt in der Wirbelsäulenchirurgie die invasivere Variante der LAM in vielen Ländern als Goldstandard und das ist sie heute nach wie vor (Overdevest et al., 2015). Dennoch werden zunehmend minimalinvasive Techniken in der Literatur berichtet, wie bspw. die ein- und beidseitige ILF (oft auch als ein- und beidseitige Laminotomie bezeichnet) (Schär et al., 2019). Die Anwendung von minimalinversiven Techniken verursachen weniger Muskeltraumata und bewahren mehr Knochenstrukturen (Overdevest et al., 2015). Obwohl es keine allgemein anwendbare Antwort auf die Frage, welche die überlegene Technik ist, wurden bereits potenzielle Vorteile weniger invasiver Verfahren identifiziert. Dazu gehören reduzierte postoperative Schmerzen, kürzere Krankenhausaufenthalte und eine geringere Wahrscheinlichkeit iatrogenen Instabilitäten (Mobbs et al., 2014; Overdevest et al., 2015). Unter Berücksichtigung, dass die LAM in einigen Fällen weiterhin eine Option ist, ist es wichtig biomechanische Untersuchungen durchzuführen, welche die Unterschiede der genannten Methoden quantifizieren (uILF, bILF und LAM). Die Dekompressionschirurgie ist eine komplexe Aufgabe. Die Entfernung der Ligamente ist nur eine Annäherung an die Komplexität realer chirurgischer Eingriffe. In vielen Fällen entfernen Chirurgen auch die medialen Aspekte hypertropher Facettengelenke, um den lateralen Raum zu dekomprimieren (Mobbs et al., 2014). Im vorgestellten Modell wurden die knöchernen Oberflächen der Wirbel nur verwendet, um die Ansatzpunkte der Ligamente, die Bereiche der ZWS und die Kontaktflächen der Facettengelenke zu definieren. Daher wurden die Knochen nur verwendet, um den korrekten



Abstand zwischen diesen Krafterelementen festzulegen. Die knöchernen Strukturen selbst waren für die vorgestellten Simulationen nicht notwendig und wurden daher nicht zur Berechnung der internen Kräfte verwendet. Das MKS-Modell untersuchte nicht das Ausmaß der durch die verschiedenen Techniken erzielbare Dekompression, was für den kurzfristigen Patientenverlauf, wie die Linderung von Beinschmerzen, entscheidend ist. Ein weiterer wichtiger Faktor für das klinische Patientenergebnis ist der Grad der foraminalen Stenose, welche ebenfalls berücksichtigt und gründlich dekomprimiert werden muss. Stattdessen konzentrierte sich die Studie auf die biomechanischen Effekte, die sich aus der Entfernung mehr oder weniger passiver Strukturen ergeben. Es wurde gezeigt, dass eine LAM signifikant größere Veränderungen in den internen Kräften aufweist, als die anderen Dekompressionstechniken. Dies könnte wiederum zu einer erneuten Instabilität führen und das Langzeit-Ergebnis der Patienten beeinflussen, indem nach einer anfänglichen schmerzfreien Phase wieder Rückenschmerzen auftreten. Eine systematische Überprüfung von Overdevest et al. (2015) analysierte vier hochwertige randomisierte kontrollierte Studien und sechs Studien von niedriger Qualität, um die uILF und bILF mit der LAM zu vergleichen (Overdevest et al., 2015). Ein Hauptergebnis war, dass iatrogene Instabilitäten nach der LAM häufiger auftraten als nach anderen Dekompressionsmethoden. Diese Instabilität führt zu erneuten Rückenschmerzen und oft zu zusätzlichen Fusionseingriffen. Das Simulationsmodell konnte die Beobachtung unterstützen, dass minimalinvasive Techniken wie die ILF gegenüber der LAM bevorzugt verwendet werden sollten, unter der Annahme, dass diese sekundäre Instabilität bzw. das Wiederaufkommen von Schmerzen durch zunehmende interne Kräfte wie Kompressionskräfte oder erhöhte Drehmomente entsteht. Aufgrund der bekannten Einschränkungen von Simulationen, dem vereinfachten MKS-Modell und der kleinen Stichprobengröße dürfen diese Ergebnisse jedoch nicht überinterpretiert werden und können keine allgemeingültigen medizinischen Empfehlungen geben.

## 7.4.2 Der potenzielle Mehrwert von vorwärtsdynamischen Computersimulationsmodellen

Insbesondere bei der Behandlung einer degenerativen Spondylolisthesis besteht weiterhin eine Debatte darüber, ob Patienten zunächst von einer zusätzlichen Stabilisierung profitieren oder nicht (Austevoll et al., 2021; Försth et al., 2016; Ghogawala et al., 2016). Die Studie von Ghogawala et al. (2016) untersuchte die Unterschiede zwischen alleiniger Dekompression und Dekompression in Kombination mit einer stabilisierenden Fusion (Ghogawala et al., 2016). Innerhalb des vierjährigen *Follow-up* Zeitraums stellten sie eine signifikant höhere Anzahl von erneuten Operationen mit Fixierungen fest, die aufgrund einer sekundären Instabilität in der Gruppe, die nur dekomprimiert wurden, auftraten (34% vs. 14%). Alle Patienten erhielten eine LAM zur Dekompression. Die vorliegenden Ergebnisse von erhöhten SI Kompressionskräften und FE Drehmomenten nach einer LAM könnten folglich ein Faktor für zunehmende Instabilitäten im Laufe der Zeit sein und diese Beobachtung unterstützen. Ein Drittel der Patienten in der genannten Studie unterzog sich einer erneuten Operation. Ebenso geben Ghogawala et al. (2016) und eine kürzlich durchgeführte Metaanalyse von Gadraj et al. (2023) an, dass bis heute keine klaren Modelle zu Vorhersage existieren, um zwischen Patienten zu unterscheiden, die nur eine Dekompression und denen, die eine zusätzliche Fusion benötigen (Gadraj et al., 2023; Ghogawala et al., 2016). Dennoch werden verschiedene radiologische Indikatoren zur Bewertung der Wirbelsäuleninstabilität verwendet. Hierbei wird bspw. das Gleiten des betroffenen Wirbels in funktionalen Röntgenaufnahmen analysiert, eine verminderte Höhe des Bandscheibenfaches bewertet, ein möglicher Gelenkerguss in den Facettengelenken und die Ausrichtung der Facetten betrachtet (Chun et al., 2015; Heo et al., 2015; Park et al., 2004; Strube et al., 2019). Es gibt jedoch widersprüchliche Ergebnisse, die zweifelhaft machen, ob diese Parameter den Bedarf an einer zusätzlichen Fusion vorhersagen können: Eine Umfrage unter deutschen Wirbelsäulenchirurgen zeigte, dass mehr als 92% eine Hypermobilität, welche meistens in funktionalen Röntgenaufnahmen gemessen wird, als Grund für eine zusätzliche Fusion betrachten

(Strube et al., 2019). Neben der starken Abhängigkeit dieser Röntgenaufnahmen von der Mitarbeit und den Fähigkeiten der Patienten, sich nach vorne zu beugen (Hayes et al., 1989), haben weitere Studien auf der Basis von biplanaren Röntgenfilmen festgestellt, dass die Hypermobilität unterschätzt wird und nicht in statischen Bildern erfasst werden kann (Dombrowski et al., 2018) oder generell nicht nützlich sind, um die lumbale Instabilität zu diagnostizieren (Stokes and Frymoyer, 1987). Es besteht eine Korrelation zwischen Gelenkergüssen in den Facettengelenken und dem ventralen Gleiten in funktionalen Röntgenaufnahmen (Chaput et al., 2007; Rihn et al., 2007). Weitere Studien konnten wiederum keinen signifikanten Unterschied im Patientenverlauf feststellen, wenn dies als Kriterium für eine zusätzliche Fusion zur alleinigen Dekompression verwendet wurde (Lattig et al., 2015).

Die oben genannten diagnostischen Methoden wie CT, MRT und Röntgenaufnahmen haben alle gemeinsam, dass sie das dynamisch komplexe Verhalten der Wirbelsäule nur statisch in einem Moment erfassen. Dynamische Untersuchungsmethoden (Aiyangar et al., 2014, 2023; Dombrowski et al., 2018; Overvest et al., 2015; Wawrose et al., 2020), welche individuelle funktionale Informationen liefern, könnten den Entscheidungsprozess verbessern, sind jedoch schwer zu beurteilen und aufwendig in die klinische Routine zu integrieren. Computersimulationsmodelle könnten dazu beitragen, weitere Erkenntnisse zu gewinnen und diese diagnostische Lücke in der Zukunft zu schließen. Sie könnten individuelle dynamische Informationen liefern. Insbesondere bei der Modellierung von chirurgischen Methoden scheint die Verwendung individueller Modelle sowie der vorwärtsdynamische Ansatz wichtig zu sein. In Bezug auf eine degenerative Spondylolisthesis zeigten die Simulationsergebnisse eine signifikante Zunahme der SI Kompressionskräfte und der FE Drehmomente sowie teilweise auch eine signifikante Reduzierung der AP Scherkräfte in den Leveln L3-L4, L4-L5 nach einer virtuellen LAM. Die simulierte LAM zeigte die signifikantesten Ergebnisse, was besonders durch den gepaarten *t*-Test deutlich wurde. Obwohl die genannten Veränderungen in den internen Kräften bei allen MKS-Modellen beobachtet wurden, unterschieden sich die Ergebnisse stark zwischen den Individuen, insbesondere

nach einer virtuellen LAM. Diese Tatsache könnte somit ein potenzieller Faktor sein, um als zukünftiges Entscheidungskriterium zu dienen: Patienten, die nach simulierter Dekompression nur geringe Veränderungen der FE Drehmomente zeigen, könnten zunächst ausschließlich mit einer Dekompression behandelt werden. Dementgegen werden Patienten, bei denen die Simulationen deutliche Veränderungen in der Kinetik sowie gestiegene FE Drehmomente zeigen, möglicherweise bevorzugt mit einer Dekompression und zusätzlicher Fusion behandelt werden. Dies könnte helfen, Überbehandlungen zu vermeiden aber möglicherweise auch verhindern, dass Personen, die im Laufe der Zeit eine Instabilität entwickeln, eine sekundäre Fusion benötigen. Darüber hinaus könnte dies die Gesamtkosten für das Gesundheitssystem reduzieren. Die praktische Relevanz und klinische Bedeutung dieser Hypothesen müssen jedoch in weiteren Studien mit einer größeren Patientengruppe und Langzeitverlaufsdaten untersucht werden. Abschließend ist hervorzuheben, dass die verwendeten MKS-Modelle stark vereinfacht sind. Die absoluten Werte dieser Studie sind nur begrenzt interpretierbar. Dennoch lässt sich mit den MKS-Modellen in vorwärtsdynamischen Simulationen die in-vitro oder ex-vivo Untersuchungen ähneln zeigen, dass es individuelle Unterschiede zwischen den verschiedenen Dekompressionstechniken gibt. Es lässt sich zusammenfassen, dass die weitere Entwicklung und Anwendung von subjekt-spezifischen vorwärtsdynamischen Simulationsmodellen vielversprechend ist, um das Verständnis der Biomechanik der Wirbelsäule zu verbessern, die Vorhersage von postoperativen Ergebnissen zu unterstützen und personalisierte therapeutische Entscheidungen für Patienten zu ermöglichen. Die Vorteile des vorwärtsdynamischen Ansatzes in biomechanischen Untersuchungen werden in Kapitel 8 dargelegt.

## 8 | Diskussion

In der vorliegenden Forschungsarbeit wurden mit Hilfe von geometrisch individualisierten MKS-Modellen in vorwärtsdynamischen Simulationen die Belastungsverteilung in Abhängigkeit des lumbalen Lordosewinkels (Kap. 5), Konfidenzbereiche von ICR-Verläufen des Bewegungsverhaltens von muskelgesteuerten und drehmomentgesteuerten Flexionen (6) und die Auswirkungen von verschiedenen Dekompressionsverfahren auf die Kinematik und Belastungsverteilung der LWS analysiert. Es wurden die folgenden drei Fragestellungen bzw. Hypothesen untersucht (vgl. Kap. 3.2):

1. Es wird angenommen, dass die Belastung der ZWS in hypolordotischen LWS (weniger stark gekrümmt) größer ist als in hyperlordotischen (starke Ausprägung der Lordose) und vice versa die Belastung in den Facettengelenkflächen in hyperlordotischen LWS größer ist als in hypolordotischen.
2. Es wird angenommen, dass die Lage der Drehzentren (ICR-Verläufe) in Abhängigkeit der Belastungen der Modelle variieren, wobei unter Belastung sowohl eine konstante vertikale Kraft sowie der Unterschied zwischen muskel- und drehmomentgesteuerten Flexionen definiert wird.
3. Es wird vermutet, dass mit steigender Invasivität der Dekompressionsmethode das Drehmoment um die Transversalachse, also in Flexions- und Extensionsrichtung zunimmt.

Die Hypothesen wurden jeweils in einem eigenen Kapitel untersucht (1. in Kap. 5, 2. in Kap. 6 und 3. in Kap. 7). Zusammenfassend kann gesagt werden, dass alle Hypothesen verifiziert werden konnten:

Zu 1.: Es zeigen sich signifikante Abhängigkeiten zwischen dem LL und der SI Kompressionskraft sowie AP Scherkraft in den ZWS. Die Kräfte in den Facettengelenkflächen zeigen hauptsächlich in den Leveln L3-L4, L4-L5 und L5-SA eine signifikante Korrelation zu dem LL. Besonders bei den Facettengelenkkräften ist auffällig, dass die Signifikanz mit steigender Stimulation des M. multifidus

abnimmt. Dies deutet auf die stabilisierende Wirkung der dorsalen Muskelstrukturen, hier des M. multifidus, hin. Darüber hinaus lassen sich quantitative Zusammenhänge zwischen den Kräften und dem LL formulieren, wie bspw.: “Bei jeder Gradzunahme des LL nimmt die SI Kompressionskraft innerhalb des Bandscheibenfaches zwischen L5 und SA um 2,8 N ab (KI: [-4,6;-1] N)”.

Zu 2.: Es wurden Konfidenzbereiche in elliptischer Form des zeitlichen Verlaufs der Drehzentren (ICR-Verlauf) vorgestellt. Hierbei konnte deutlich gezeigt werden, dass die Kinematik zwischen modellierten muskel- und drehmomentgesteuerten Flexionen sehr unterschiedlich ist (vgl. Abb. 6.3). Da der Verlauf der Drehzentren in der Literatur häufig als Kenngröße zur Beschreibung von “gesunden” bzw. symptomatischen Bewegungsverhalten der Wirbelsäule vorgeschlagen wird, ist es unabdingbar, dass Modellstudien ICR-Verläufe natürlicher Bewegungen abbilden. Das vorgeschlagene Konzept von Konfidenzellipsen könnte darüber hinaus als Validierungsmethode genutzt werden, in dem in-silico berechnete ICR-Verläufe mit in-vivo Studien (Aiyangar et al., 2017) verglichen werden.

Zu 3.: Es konnte mit Hilfe der Vorwärtssimulationen gezeigt werden, dass je invasiver die gewählte Dekompressionsmethode ist, desto größer sind die FE Drehmomente sowie die SI Kompressionskräfte im Vergleich zum präoperativen Zustand. Überraschenderweise sanken jedoch die AP Scherkräfte nach einer virtuellen LAM in den betroffenen Segmenten L3-L4 und L4-L5. Auf der Basis von MKS-Modellen konnte gezeigt werden, dass der vorwärtsdynamische Ansatz die Möglichkeit zur Vorhersage einer veränderten Kinematik, aufgrund von virtuell durchgeführten Operationen, bietet und die Verwendung von individuellen Patientendaten einen erheblichen Einfluss auf die simulierten inneren Kräfte hat.

Die einzelnen Ergebnisse werden in den jeweiligen Kapiteln ausführlich unter Berücksichtigung der relevanten Literatur diskutiert (vgl. Kap. 5.4, 6.4 und 7.4). Im Folgenden werden die geometrisch individualisierten Modelle und die Anwendung des vorwärtsdynamischen Ansatzes unter Betrachtung von Vor- und Nachteilen sowie Einschränkungen diskutiert. Hierbei muss zwischen den Modellen, welche in den Kapitel 5 und 6 sowie den Modellen aus dem Kapitel 7 unterschieden werden. Die Modelle aus den ersten beiden genannten Kapiteln beinhalten

das Becken (Pelvis) und die Muskeln M. psoas major und M. multifidus. Die in der Untersuchung des Kapitels 7 eingesetzten Modelle werden ohne Muskulatur verwendet.

## 8.1 Einschränkungen der vorgestellten MKS-Modelle

Es gibt mehrere vereinfachende Annahmen des vorgestellten Modellansatzes, die einen Einfluss auf die absoluten Werte von Winkeln, Kräften und Drehmomenten haben könnten, welche in den Ergebnissen präsentiert wurden. Die Modelle bestehen ausschließlich aus dem Becken, lumbalen Wirbeln, ZWS, Ligamenten, Facettengelenken und zwei Muskelgruppen (mit Ausnahme der Modelle, welche in Kapitel 7) verwendet wurden. Die Geometrien sowie die Ansatzpunkte von Muskeln und Ligamenten wurden aus klinischen CT-Daten von Patienten extrahiert. Besonders die Varianz der Ergebnisse zwischen den subjekt-spezifischen Modellen (vgl. Kap. 7.3) sowie der Einfluss der LL (vgl. Kap. 5.3) auf die inneren Kräfte und Drehmomente zeigen, dass die Integration von individuellen Oberflächen einen erheblichen Einfluss auf die Belastungsverteilung der inneren Strukturen haben. Dies wird ebenfalls durch Studien bestätigt, welche Modelle des gesamten Oberkörpers verwenden und zu vergleichbaren Erkenntnissen gekommen sind (Bruno et al., 2017; Meszaros-Beller et al., 2023a). Ein weiterer Kritikpunkt der vorgestellten Modelle ist die räumliche Ausrichtung der LWS. Die verwendeten CT-Daten zum Erstellen der Wirbelsäulenmodelle wurden im Liegen aufgenommen. Da jedoch die Belastungen der LWS im aufrechten Stand simuliert wurden, wurden alle Wirbelsäulen einheitlich im Raum ausgerichtet, sodass die Deckfläche des Wirbels L3 parallel zur Transversalebene liegt (Rupp et al., 2015, Tab. 1). Da für die meisten Wirbelsäulen die Wirbel C7 nicht verfügbar waren, konnte kein realistisches Gleichgewicht in Bezug auf die Senkrechte von C7 durchgeführt werden (Le Huec et al., 2011, 2019). Die Limitierung, dass die CT-Daten im Liegen aufgenommen wurden und hierdurch potenziell die LWS andere Krümmungen aufweisen, wurde bereits in Kap. 5.4 diskutiert. Die Änderung des LL in der LWS im Liegen sowie Stehen ist so gering, dass hierdurch

kein Einfluss auf die Ergebnisse zu erwarten ist (Meakin et al., 2009; Wood et al., 1996). Des Weiteren wurden aufgrund fehlender Daten zur subjekt-spezifischen Masse und der Muskelquerschnittfläche sowie zur Vergleichbarkeit, die Belastungen, Muskelkräfte und äußeren Drehmomente generisch gewählt werden. Für jede der genannten Einschränkungen könnte es sinnvoll sein, eine Sensitivitätsanalyse bspw. hinsichtlich der LL-Abhängigkeit der Belastungsverteilung durchzuführen. In Bezug auf zusätzliche Strukturen und Muskeln könnte darüber hinaus eine quantitative Bewertung der LL-abhängigen stabilisierenden Effekte zu individuellen Trainingsplänen führen, um eine verbesserte Haltung zu erreichen. Bezugnehmenden auf die Ergebnisse des zeitlichen Verlauf der Drehzentren könnte durch Sensitivitätsanalysen getestet werden, inwiefern weitere Strukturen und andere Belastungen Einfluss auf den Verlauf und somit die Kinematik nehmen. Somit könnte mit einer ausreichenden Datenmenge der zeitliche Verlauf der Drehzentren, wie in Kapitel 6.1 aufgeführt, als klinische Kenngröße verwendet werden. An dieser Stelle ist hervorzuheben, dass die Ergebnisse der Konfidenzbereiche der ICR-Verläufe (vgl. Abb. 6.3) vergleichbar mit in-vivo Daten sind und somit zeigen, dass die erzeugten Kinematiken der hier vorgestellten vorwärtsdynamischen Simulationen natürlichen Bewegungen entsprechen (Aiyangar et al., 2017), was als zusätzliche Validierung betrachtet werden könnte. In Bezug auf die Ausrichtung der Wirbelsäule könnte eine systematische Variation der Wirbelsäulenstellung als zweite unabhängige Variable neben der Konfiguration des LL sein. Hierdurch könnte neben der Krümmung auch die Belastung in Abhängigkeit der räumlichen Ausrichtung der LWS untersucht werden. In Bezug auf das Belastungsprotokoll sollte die in Kapitel 5 untersuchte Belastung durch alltägliche Bewegungsaufgaben ersetzt werden, z.B. Flexion-Extension, ausgestattet mit möglichst vielen subjekt-spezifischen Informationen. Zur Darstellung von statischen Positionen könnten beispielsweise Röntgenfunktionsaufnahmen verwendet werden, da diese im klinischen Alltag routinemäßig aufgenommen werden (Müller, 2019).

Ein weitere Einschränkung stellt die fehlende Muskulatur in den Modelle der Teilstudie in Kapitel 7 dar. Die Rückenmuskeln wie der M. multifidus sind unent-



behrlich für die Stabilisierung der Wirbelsäule, was aus den vorgestellten Ergebnissen (Kap. 5.3) sowie der Literatur hervorgeht (Freeman et al., 2010; Macintosh and Bogduk, 1986). Muskelsimulationsstudien zeigten z.B. abnehmende Druckwerte in den Bandscheiben bei aktivem M. multifidus im Vergleich zu inaktivem oder fehlendem Muskel (Wang et al., 2023). Andererseits birgt die Muskelsimulation eine ganze Reihe neuer Herausforderungen, wie Unterschiede im Trainingszustand und dem unbekanntem Ausmaß der Muskelaktivierung(bzw. -stimulation) sowie die schädigenden Auswirkungen der Dekompressionsmethoden auf den M. multifidus selbst. Da die Veränderungen des M. multifidus nach einer Dekompression nicht abzuschätzen sind, bestand der erste Schritt in der Verwendung eines “in-vivo” oder “ex-vivo” Modells, das einen Kadaveraufbau repräsentiert. So konnten die Auswirkungen der Operationstechniken auf die Kinematik und Belastungsverteilung der passiven Strukturen untersucht werden. Da z. B. das Drehmoment in FE-Richtung in der invasivsten Methode signifikant höher war, ist davon auszugehen, dass dies durch die Muskulatur kompensiert werden muss. Es bleibt jedoch zu diskutieren, inwiefern ein durch die Operation geschädigter Muskel dies ausgleichen kann und ob diese “Mehrarbeit” zu degenerativen Veränderungen führen kann.

Die Vor- und Nachteile des Modells basieren zu einem bestimmten Maß auf der Tatsache, dass der vorwärtsdynamische Ansatz zur Simulation verwendet wurde. In vorwärtsdynamischen Simulationen müssen alle Muskelkräfte(-aktivitäten oder -stimulationen) als “Input” bekannt sein. Die Messmethoden zur Bestimmung der Aktivität eines Muskels (EMG) liefern jedoch keine ausreichend exakten Daten, sodass auf dieser Basis vorwärtsdynamische Simulationen durchgeführt werden könnten. Aus diesem Grund werden oft Algorithmen verwendet, die iterativ die theoretisch notwendige Muskelkraft zur Ausführung einer definierten Bewegung berechnen (Thelen and Anderson, 2006). Mit steigender Anzahl an DOF liefern diese Algorithmen jedoch unzureichende Ergebnisse, was ein Grund dafür sein könnte, dass der vorwärtsdynamische Ansatz in der Wirbelsäulenforschung weniger stark angewendet wird. Aus diesem Ansatz ergeben sich jedoch auch Vorteile, die die Anwendung eines “einfachen” Modells begründen. Die vorwärtsdynamische

schen Simulationsmodellen haben das Potenzial gezeigt, die empirische Grundlage für Entscheidungsprozesse zu verbessern, indem sie die Bewertung der biomechanischen Effekte der Krümmung bzw. des LL, der muskel- und drehmomentgesteuerte Kinematik sowie verschiedener chirurgischer Verfahren ermöglichen. Auf der Basis der bereits aufgeführten Einschränkungen der Modelle muss betont werden, dass die vorliegenden Ergebnisse vorläufiger Natur sind und besonders die absoluten Werte kritisch betrachtet werden müssen, da bspw. der Thorax sowie eine Vielzahl an Muskelstrukturen nicht dargestellt wurden. Dennoch zeigen die normierten Ergebnisse signifikante Korrelationen, die vor allem für zukünftige *in-silico* Untersuchungen bedacht werden sollten. Bei der Betrachtung der Ergebnisse des Kapitels 7 muss ebenfalls betont werden, dass das Hauptziel dieser Teilstudie darin bestand, den vorwärtsdynamischen Ansatz anzuwenden, um Veränderungen in der Kinematik der LWS nach einer simulierten chirurgischen Maßnahme vorherzusagen. Für zukünftige Studien wird empfohlen, Modelle einzubeziehen, die die gesamte spinale Muskulatur und den Oberkörper umfassen, um eine umfassende Bewertung der biomechanischen Dynamik bei Wirbelsäulenoperationen zu ermöglichen. Diese Einbeziehung ermöglicht die Simulation aktiver Kräfte, die für die Stabilisierung der Lendenwirbelsäule erforderlich sind (Wang et al., 2023).

## 8.2 Inverse Dynamik vs. Vorwärtsdynamik

Wie bereits in Kapitel 7.1 erläutert wurde, ist es im invers dynamischen Ansatz oft erforderlich, die DOF der Gelenke zu reduzieren, um stabile Simulationsergebnisse zu erzielen (Bruno et al., 2015; Christophy et al., 2012; Ignasiak et al., 2016). Dies ist notwendig, da bei diesem Ansatz kinematische Informationen für jeden Freiheitsgrad eines Gelenkes notwendig sind, um stabile Simulationsergebnisse zu erhalten. Da die meisten Systeme zur Bewegungserfassung keine Auskunft über die Bewegungen der einzelnen Wirbelsegmente liefern, wird häufig die gesamte Bewegung der Wirbelsäule in linearer Abhängigkeit zu der Bewegung eines einzelnen Gelenks bestimmt (vgl. (Christophy et al., 2012, Gl.6)). In der vorliegenden Arbeit wurde ein vorwärtsdynamisches Modell präsentiert, ohne die DOF

der Gelenke einzuschränken. Die Verwendung vorwärtsdynamischer Simulationen bietet an dieser Stelle den Vorteil, dass keine kinematischen Informationen zur Simulationen notwendig sind. Dementgegen werden, neben den äußeren Kräften, zusätzlich die inneren Kräfte und Drehmomente als Eingabe benötigt, was zu neuen Problemen führt. In vorwärtsdynamischen Simulationen sind zur Berechnung von physiologischen Bewegungen möglichst realistische Modellierungen der passiven und aktiven Strukturen notwendig. Dies stellt sowohl einen Nachteil als auch einen Vorteil dar: Der Vorteil liegt in der Notwendigkeit alle Strukturen möglichst exakt und physiologisch zu simulieren, da anderenfalls Simulationen von natürlichen Bewegungen des menschlichen Körpers nicht möglich sind. Da in vielen MKS-Modellen jedoch Vereinfachungen angenommen werden, da es fast unmöglich ist den gesamten menschlichen Körper mit allen Strukturen abzubilden, führt dies wiederum zur Modellierung von unnatürlichen Gegebenheiten wie bspw. der Verwendung von überschätzten Maximalkraftwerten für die Muskulatur. In der MKS-Modellierung werden zum Teil Maximalkräfte der Muskulatur von 100 N pro  $\text{cm}^2$  Muskelquerschnitt verwendet (Bruno et al., 2015), obwohl andere Studien deutlich geringere Maximalkraftwerte für die Skelettmuskulatur angeben, mit  $25 \frac{\text{N}}{\text{cm}^2}$  (Günther et al., 2021, Anhang G). In tatsächlichen vorwärtsdynamischen Simulationen führen solche Überschätzungen erfahrungsgemäß zum Kollabieren der Modelle, da bspw. die stabilisierende Wirkung der passiven Strukturen im Verhältnis zur Muskulatur zu “schwach” modelliert ist. Die Folge davon sind Modelle mit reduzierten Strukturen, die hingegen möglichst physiologische Kraftelemente beinhalten. Die Mehrheit der Studien, in welchen MKS-Modelle eingesetzt werden, verwenden den invers dynamischen Ansatz oder statischen Ansatz (Bassani et al., 2019; Beaucage-Gauvreau et al., 2019; Bruno et al., 2017; Byrne et al., 2020; Fregly et al., 2015; Han et al., 2013; Khoddam-Khorasani et al., 2020; Lerchl et al., 2022; Molinaro et al., 2020; Senteler et al., 2018; Zander et al., 2016). Die invers dynamischen Simulationen basieren, wie bereits erläutert, auf kinematischen Daten. Eine umfassende Analyse mit MKS-Modellen hängt stark von der Qualität der kinematischen Daten ab (Byrne et al., 2020), weshalb zum Beispiel die Verwendung von dynamischen biplanaren Stereo-Röntgenbildern empfohlen

wird (Aiyangar et al., 2014). So kann die direkte Bewegung der LWS detektiert werden, um bspw. eine ausreichende kinematische Analyse von Bewegungen der LWS mit Spondylolisthese (Dombrowski et al., 2018) durchzuführen oder auch die Auswirkungen einer Dekompression und Fusion zu evaluieren (Wawrose et al., 2020). Zudem bieten diese Daten alle Bewegungsinformationen der Wirbel, sodass sie als Eingabe für MKS-Modelle mit tatsächlichen sechs DOF in invers dynamischen Simulationen verwendet werden können (Byrne et al., 2020). In der Analyse der spinalen Biomechanik gibt es einen Mangel an Forschung, die den vorwärtsdynamischen Ansatz verwendet (Guo et al., 2021; Meszaros-Beller et al., 2023b; Müller et al., 2021; Remus et al., 2023; Rupp et al., 2015; Silvestros et al., 2019). Im Gegensatz zur Wirbelsäulenmechanik wird dieser Ansatz relativ häufig in der Ganganalyse eingesetzt (Ong et al. 2019; Rajagopal et al. 2016; Steele et al. 2010, 2012; Thelen and Anderson 2006; Uchida and Delp 2020, Kap.10-13). Ein möglicher Grund hierfür könnte die steigende Komplexität der Modellierung durch die hohe Anzahl an DOF der Wirbelsäule sein. Wie bereits erwähnt, sind im vorwärtsdynamischen Ansatz exakte Modellierungen sowie Eingaben der Muskelkräfte (-aktivitäten oder -stimulationen) notwendig. Im invers dynamischen Ansatz können die Probleme fehlender Kräfte zur Darstellung einer Bewegung ebenfalls auftreten. Hierbei können z. B. Drehmoment-Aktuatoren oder erhöhte Muskelkräfte zur Kompensation eingesetzt werden. Dies ist im vorwärtsdynamischen Ansatz auch möglich, jedoch müssen auch diese Kräfte und Drehmomente vorab zur Kompensation bekannt sein, was sich als problematischer erweist.

Durch eine Kombination der inversen Dynamik und der Vorwärtsdynamik sowie der entsprechenden Daten könnten genauere Vorhersagen bezüglich möglicher Destabilisierungen aufgrund von Dekompressionsmethoden und des anschließenden Bedarfs einer Fusion getroffen werden. Dies könnte durch die Verwendung von kinematischen Daten aus präzisen dynamischen biplanaren Röntgenbildern für die inverse dynamische Simulation der LWS erreicht werden. Diese Ergebnisse würden anschließend verwendet werden, um ein identisches Modell in vorwärtsdynamischen Simulationen zu konfigurieren und zu kalibrieren. Anschließend würden die invers dynamisch berechneten Kräfte (oder Muskelaktivierung

bzw. -stimulation) als Eingabe für die Ausführung von vorwärtsdynamischen Simulationen verwendet werden, um bspw. die Vorhersage einer veränderten Kinematik nach einem simulierten chirurgischen Eingriff zu ermöglichen. Wie bereits erwähnt, liegt eine Schwierigkeit in der komplexen Steuerung der vorwärtsdynamischen MKS-Modelle in der Berechnung der exakten Muskelstimulationen um eine definierte Kinematik zu erreichen. Ein möglicher Ansatz besteht darin, EMG-Daten zu verwenden (Heidari et al., 2022; Samadi et al., 2018). Allerdings zeigt sich, dass insbesondere im Bereich des Rückens und des M. multifidus die Qualität der EMG-Signale, die auf der Haut gemessen werden, nicht ausreichend sind (Hofste et al., 2020), was nachfolgende Simulationen auf Basis dieser Messdaten erschwert. Sollte der Kreislauf zwischen invers dynamischen und vorwärtsdynamischen Simulationen möglich sein, wären z. B. Vorhersagen bei einer auftretenden Muskelverletzung möglich. Eine mögliche Anwendung könnte das Berechnen einer theoretisch optimalen Dekompression sein. Es könnte untersucht werden, ob eine Beschädigung des M. multifidus oder eine Beschädigung der Ligamente, durch das Spalten des Dornfortsatzes, bei einer Dekompression der LWS zu größeren Veränderungen in der Kinematik und Belastungsverteilung führen. Weitergehend könnten die Effekte einer ermüdeten Muskulatur (Rockenfeller et al., 2020) oder der Effekt einer fett infiltrierten Muskulatur (Chan et al., 2012) untersucht werden. Langfristig betrachtet sollten die Aspekte, wie die Anzahl der effektiven kontraktilen Elemente, in der Modellierung muskuloskelettaler Systeme berücksichtigt werden, da z. B. die Fettinfiltration die Muster der Muskelaktivität, die Belastung der Wirbelsäule und die Stabilität beeinflussen kann (Bresnahan et al., 2010; Ghiasi et al., 2016).

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die in dieser Arbeit vorgestellten Modelle stark vereinfacht sind, da sie ausschließlich die LWS mit den passiven Strukturen sowie zwei Muskelgruppen abbilden. Dementgegen stehen die Vorteile des vorwärtsdynamischen Ansatzes. Die Modelle verfügen über Gelenke mit tatsächlichen sechs DOF und lassen somit alle Bewegungen zu, die ausschließlich durch die passiven und aktiven Strukturen begrenzt werden. Das allgemeine Bewegungsverhalten sowie die Belastungsabschätzungen sind valide und mit der

Literatur vergleichbar. Zusätzlich lassen sich Vorhersagen über eine veränderte Dynamik in Abhängigkeit der individuellen Geometrie, der Art der Belastung sowie nach Operationen treffen.

## 9 | Fazit

Die Computermodellierung bietet zahlreiche Möglichkeiten zur Analyse der Dynamik der menschlichen Wirbelsäule. Der wesentliche Vorteil liegt in der Darstellung der inneren Kräfte und Drehmomente. In den letzten Jahren konnten zahlreiche Aussagen und Erkenntnisse im Bereich der Wirbelsäulen-Biomechanik getroffen und gefunden werden. Es wurden zwei Ansätze, der invers- und vorwärtsdynamische Ansatz, zur Berechnung der Belastungsverteilung bzw. der Dynamik in der Modellierung im Bereich der Wirbelsäulen- Biomechanik vorgestellt. Beide Methoden haben zahlreiche Vor- und Nachteile. In der vorliegenden Arbeit wurden drei Studien unter der Verwendung von geometrisch individualisierten MKS-Modellen in vorwärtsdynamischen Simulationen vorgestellt. Es konnte zum ersten Mal ein quantitativer Zusammenhang zwischen der Krümmung der Lendenwirbelsäule sowie der Belastungsverteilung formuliert werden. Die resultierenden SI Kompressions- und AP Scherkräfte in den ZWS, Drehmomente in den ZWS sowie die Kräfte in den Facettengelenken wurden quantitativ dargestellt und entsprechende Korrelationen zwischen dem lumbalen Lordosewinkel (LL) und der Belastungsverteilung berechnet. Tendenziell sind die SI Kompressionskräfte in den ZWS in hypolordotischen Lendenwirbelsäulen größer als in hyperlordotischen Lendenwirbelsäulen. Im Gegensatz dazu nahmen die Kräfte in den Facettengelenken mit zunehmender LL zu. Veränderungen in den AP Scherkräften sind vom Level der LWS abhängig. Die dargestellten Drehmomente in FE-Richtung zeigten keine signifikanten Korrelationen zum LL. Simulationen mit höherer Stimulation des M. multifidus führten zu weniger signifikanten Lastverteilungen, was durch den stabilisierenden Effekt der dorsalen Muskeln erklärt werden kann. In einer zweiten Studie wurde die Lage des Drehzentrum bei Flexionsbewegungen unter verschiedenen Belastungen gegenübergestellt. Einige Autoren betrachten den zeitlichen Verlauf der Drehzentren als wichtigen klinischen Parameter zur Identifikation von degenerativen Veränderungen oder zur Unterstützung bei dem Wiederherstellen einer "gesunden" Wirbelsäule. Es konnte gezeigt werden dass muskelinduzierte Flexionen zu einer deutlich anderen Kinematik führen als drehmomentinduzierte Flexionsbewegungen. Für den zeitlichen Verlauf der Dreh-

zentren wurden Konfidenzbereiche in Form von Ellipsen vorgestellt, sodass es tatsächlich möglich wäre, mit einer ausreichend großen Menge an Daten, einen Referenzbereich für den zeitlichen Verlauf der Drehzentren anzugeben. Zukünftige Modellierungen könnten diese Methode gepaart mit exakten in-vivo Daten als zusätzliche Validierung nutzen. In einer dritten Studie wurden mit individuellen MKS-Modelle drei Operationstechniken miteinander verglichen. In vorwärtsdynamischen Simulationen konnten die Auswirkungen der Operationen auf die Kinematik und Kinetik vorhergesagt werden. Es zeigt sich, dass mit steigender Invasivität das FE Drehmoment in den ZWS signifikant steigt, wobei erstaunlicherweise die AP Scherkräfte in den betroffenen Segmenten sinken.

Insgesamt konnte gezeigt werden, dass die individuelle Geometrie der Patienten einen erheblichen Einfluss auf die Belastungsverteilung der LWS hat und daher in zukünftigen Studien unbedingt Beachtung finden sollte. Außerdem zeigte sich, dass der vorwärtsdynamische Ansatz zahlreiche Vorteile bietet, da Bewegungsveränderungen durch Veränderungen am Menschen bzw. dem Modell vorhergesagt werden können. Eine Kombination des invers dynamischen und vorwärtsdynamischen Ansatzes unter der Verwendung von präzisen kinematischen Daten könnte eine Methode sein, um die Vorteile beider Ansätze miteinander zu kombinieren.



# Literaturverzeichnis

- Abouhossein, A., Weisse, B., and Ferguson, S. J. (2013). Quantifying the centre of rotation pattern in a multi-body model of the lumbar spine. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(12):1362–1373.
- Adams, M. A., Bogduk, N., Burton, K., Dolan, P., and Freeman, B. J. C. (2013). *Biomechanics of back pain*. Elsevier, Churchill Livingstone.
- Affolter, C., Kedzierska, J., Vielman, T., Weisse, B., and Aiyangar, A. (2020). Estimating lumbar passive stiffness behaviour from subject-specific finite element models and in vivo 6dof kinematics. *Journal of Biomechanics*, 102:109681.
- Aiyangar, A., Zheng, L., Anderst, W. J., and Zhang, X. (2017). Instantaneous centers of rotation for lumbar segmental extension in vivo. *Journal of Biomechanics*, 52(1):113–121.
- Aiyangar, A. K., Gale, T., Magherhi, S., and Anderst, W. (2023). How many trials are needed to estimate typical lumbar movement patterns during dynamic x-ray imaging? *Journal of Biomechanical Engineering*, 145(7).
- Aiyangar, A. K., Zheng, L., Anderst, W., and Zhang, X. (2015). Apportionment of lumbar l2-s1 rotation across individual motion segments during a dynamic lifting task. *Journal of Biomechanics*, 48(13):3709–3715.
- Aiyangar, A. K., Zheng, L., Tashman, S., Anderst, W. J., and 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.
- Alapan, Y., Demir, C., Kaner, T., Guclu, R., and Ingeoglu, S. (2013). Instantaneous center of rotation behavior of the lumbar spine with ligament failure. *Journal of Neurosurgery. Spine*, 18(6):617–626.
- Alzahrani, H., Mackey, M., Stamatakis, E., Zadro, J. R., and Shirley, D. (2019). The association between physical activity and low back pain: a systematic review and meta-analysis of observational studies. *Scientific Reports*, 9(1):8244.

- Amevo, B., Aprill, C., and Bogduk, N. (1992). Abnormal instantaneous axes of rotation in patients with neck pain. *Spine*, 17(7):748–756.
- Amevo, B., Worth, D., and Bogduk, N. (1991). Instantaneous axes of rotation of the typical cervical motion segments: II. optimization of technical errors. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 6(1):38–46.
- Anderst, W. J., Donaldson, W. F., Lee, J. Y., and Kang, J. D. (2015). Three-dimensional intervertebral kinematics in the healthy young adult cervical spine during dynamic functional loading. *Journal of Biomechanics*, 48(7):1286–1293.
- Arnold, A. S., Liu, M. Q., Schwartz, M. H., Ounpuu, S., and Delp, S. L. (2006). The role of estimating muscle-tendon lengths and velocities of the hamstrings in the evaluation and treatment of crouch gait. *Gait & Posture*, 23(3):273–281.
- Auerbach, J. D., Jones, K. J., Frasca, C. I., Balderston, J., Rushton, S. A., and Chin, K. R. (2008). The prevalence of indications and contraindications to cervical total disc replacement. *The Spine Journal*, 8(5):711–716.
- Aumüller, G., Aust, G., Engele, J., Kirsch, J., Maio, G., and Mayerhofer, A. (2017). *Anatomie*. Thieme, Stuttgart, 4 edition.
- Austevoll, I. M., Hermansen, E., Fagerland, M. W., Storheim, K., Brox, J. I., Solberg, T., Rekeland, F., Franssen, E., Weber, C., Brisby, H., Grundnes, O., Algaard, K. R. H., Böker, T., Banitalebi, H., Indrekvam, K., and Hellum, C. (2021). Decompression with or without fusion in degenerative lumbar spondylolisthesis. *The New England Journal of Medicine*, 385(6):526–538.
- Baillargeon, E. and Anderst, W. J. (2013). Sensitivity, reliability and accuracy of the instant center of rotation calculation in the cervical spine during in vivo dynamic flexion-extension. *Journal of Biomechanics*, 46(4):670–676.
- Bassani, T., Casaroli, G., and Galbusera, F. (2019). Dependence of lumbar loads on spinopelvic sagittal alignment: An evaluation based on musculoskeletal modeling. *PLOS ONE*, 14(3):e0207997 (18 pages).

- Bayoglu, R., Geeraedts, L., Groenen, K. H. J., Verdonshot, N., Koopman, B., and Homminga, J. (2017). Twente spine model: A complete and coherent data set for musculo-skeletal modeling of the lumbar region of the human spine. *Journal of Biomechanics*, 28(1):111–119.
- Beaucage-Gauvreau, E., Robertson, W. S. P., Brandon, S. C. E., Fraser, R., Freeman, B. J. C., Graham, R. B., Thewlis, D., and Jones, C. F. (2019). Validation of an opensim full-body model with detailed lumbar spine for estimating lower lumbar spine loads during symmetric and asymmetric lifting tasks. *Computer Methods in Biomechanics and Medical Engineering*, 22(5):451–464.
- Been, E. and Kalichman, L. (2014). Lumbar lordosis. *The Spine Journal*, 14(1):87–97.
- Benz, R. J. and Garfin, S. R. (2001). Current techniques of decompression of the lumbar spine. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (384):75–81.
- Berger-Roscher, N., Casaroli, G., Rasche, V., Villa, T., Galbusera, F., and Wilke, H. J. (2017). Influence of complex loading conditions on intervertebral disc failure. *Spine*, 42(2):E78–E85.
- Bisschop, A., van Engelen, S. J. P. M., Kingma, I., Holewijn, R. M., Stadhouders, A., van der Veen, A. J., van Dieën, J. H., and van Royen, B. J. (2014). Single level lumbar laminectomy alters segmental biomechanical behavior without affecting adjacent segments. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 29(8):912–917.
- Bogduk, N. (2000). *Klinische Anatomie von Lendenwirbelsäule und Sakrum*. Springer, Berlin.
- Bogduk, N., Amevo, B., and Pearcy, M. (1995). A biological basis for instantaneous centres of rotation of the vertebral column. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H*, 209(3):177–183.
- Bresnahan, L., Fessler, R. G., and Natarajan, R. N. (2010). Evaluation of change

- in muscle activity as a result of posterior lumbar spine surgery using a dynamic modeling system. *Spine*, 35(16):E761–767.
- Briggs, A. M., van Dieën, J. H., Wrigley, T. V., Greig, A. M., Phillips, B., Lo, S. K., and Bennell, K. L. (2007). Thoracic kyphosis affects spinal loads and trunk muscle force. *Physical Therapy*, 87(5):595–607.
- Brown, I. E., Scott, S. H., and Loeb, G. E. (1996). Mechanics of feline soleus: Ii design and validation of a mathematical model. *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, 17:221–233.
- Bruno, A., Anderson, D., D’Agostino, J. M., and Bouxsein, M. (2012). The effect of thoracic kyphosis and sagittal plane alignment on vertebral compressive loading. *Journal of Bone and Mineral Research*, 27(10):2144–2151.
- Bruno, A. G., Bouxsein, M. L., and Anderson, D. E. (2015). Development and validation of a musculoskeletal model of the fully articulated thoracolumbar spine and rib cage. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(8):23–29.
- Bruno, A. G., Mokhtarzadeh, H., Allaire, B. T., Velie, K. R., de Paolis Kaluza, M. C., Anderson, D. E., and Bouxsein, M. L. (2017). Incorporation of CT-based measurements of trunk anatomy into subject-specific musculoskeletal models of the spine influences vertebral loading predictions. *Journal of Orthopaedic Research*, 35(10):2164–2173.
- Byrne, R. M., Aiyangar, A. K., and Zhang, X. (2020). Sensitivity of musculoskeletal model-based lumbar spinal loading estimates to type of kinematic input and passive stiffness properties. *Journal of Biomechanics*, 102:109659.
- Chan, S.-T., Fung, P.-K., Ng, N.-Y., Ngan, T.-L., M.-Y-Chong, Tang, C.-N., He, J.-F., and Zheng, Y.-P. (2012). Dynamic changes of elasticity, cross-sectional area, and fat infiltration of multifidus at different postures in men with chronic low back pain. *The Spine Journal*, 12(5):381–388.

- Chaput, C., Padon, D., Rush, J., Lenehan, E., and Rahm, M. (2007). The significance of increased fluid signal on magnetic resonance imaging in lumbar facets in relationship to degenerative spondylolisthesis. *Spine*, 32(17):1883–1887.
- Chazal, J., Tanguy, A., Bourges, M., Gaurel, G., Escande, G., Guillot, M., and Vaneuville, G. (1985). Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *Journal of Biomechanics*, 18(3):167–176.
- Chernukha, K. V., Daffner, R. H., and Reigel, D. H. (1998). Lumbar lordosis measurement. a new method versus Cobb technique. *Spine*, 23(1):74–79.
- Christophy, M., Faruk, S. N. A., Lotz, J. C., and O’Reilly, O. M. (2012). A musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 11(1-2):19–34.
- Chun, D. S., Baker, K. C., and Hsu, W. K. (2015). Lumbar pseudarthrosis: A review of current diagnosis and treatment. *Neurosurgical Focus*, 39(4):E10.
- Chun, S.-W., Lim, C.-Y., Kim, K., Hwang, J., and Chung, S. G. (2017). The relationships between low back pain and lumbar lordosis: A systematic review and meta-analysis. *The Spine Journal*, 17(8):1180–1191.
- Cobb, J. R. (1948). *Outline for the study of scoliosis. The American Academy of Orthopedic Surgeons Instructional Course Lectures*, volume 5. Ann Arbor, MI: Edwards.
- Cossette, J. W., Farfan, H. F., Robertson, G. H., and Wells, R. V. (1971). The instantaneous center of rotation of the third lumbar vertebral joint. *Journal of Biomechanics*, 4(2):149–153.
- Crisco, J. J. (1989). *The biomechanical stability of the human lumbar spine: experimental and theoretical investigations*. PhD thesis, Yale University, New Haven, CT, USA.

- Cunningham, B. W., Kotani, Y., McNulty, P. S., Cappuccino, A., and McAfee, P. C. (1997). The effect of spinal destabilization and instrumentation on lumbar intradiscal pressure: An in vitro biomechanical analysis. *Spine*, 22(22):2655–2663.
- Czabanka, M., Thomé, C., Ringel, F., Meyer, B., Eicker, S.-O., Rohde, V., Stoffel, M., and Vajkoczy, P. (2018). Operative versorgung degenerativer erkrankungen der lendenwirbelsäule (german text). *Der Nervenarzt*, 89(6):639–647.
- Damm, N. (2019). *Methoden zur Erstellung und Validierung feinstrukturierter und individueller Computermodelle der Lendenwirbelsäule anhand von bildgebenden Verfahren*. Dissertation, Unversität Koblenz-Landau.
- Damm, N., Rockenfeller, R., and Gruber, K. (2020). Lumbar spinal ligament characteristics extracted from stepwise reduction experiments allow for preciser modeling than literature data. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 19(3):893–910.
- Danneels, L., Vanderstraeten, G., Cambier, D., Witvrouw, E., and de Cuyper, H. (2000). CT imaging of trunk muscles in chronic low back pain patients and healthy control subjects. *European Spine Journal*, 9(4):266–272.
- Danneels, L., Vanderstraeten, G., Cambier, D., Witvrouw, E., Stevens, V., and de Cuyper, H. (2001). A functional subdivision of hip, abdominal, and back muscles during asymmetric lifting. *Spine*, 26(6):114–121.
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., and Thelen, D. G. (2007). Opensim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11):1940–1950.
- deZee, M., Hansen, L., Wong, C., Rasmussen, J., and Simonsen, E. B. (2007). A generic detailed rigid-body lumbar spine model. *Journal of Biomechanics*, 40(6):1219–1227.

- Dombrowski, M. E., Ryneerson, B., LeVasseur, C., Adgate, Z., Donaldson, W. F., Lee, J. Y., Aiyangar, A. K., and Anderst, W. J. (2018). Issls prize in bioengineering science 2018: dynamic imaging of degenerative spondylolisthesis reveals mid-range dynamic lumbar instability not evident on static clinical radiographs. *European Spine Journal*, 27(4):752–762.
- Draper, N. R. (1998). *Applied Regression Analysis*, volume 3. John Wiley, New York.
- Dreischarf, M., Schmidt, H., Putzier, M., and Zander, T. (2015). Biomechanics of the L5–S1 motion segment after total disc replacement – influence of iatrogenic distraction, implant positioning and preoperative disc height on the range of motion and loading of facet joints. *Journal of Biomechanics*, 48(12):3283–3291.
- Dreischarf, M., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., Rohlmann, A., and Schmidt, H. (2016). Estimation of loads on human lumbar spine: A review of in vivo and computational model studies. *Journal of Biomechanics*, 49(6):833–845.
- Dreischarf, M., Zander, T., Bergmann, G., and Rohlmann, A. (2010). A non-optimized follower load path may cause considerable intervertebral rotations. *Journal of Biomechanics*, 43(13):2652–2628.
- Dreischarf, M., Zander, T., Shirazi-Adl, A., Puttlitz, C., Adam, C., Chen, C., Goel, V., Kiapour, A., Kim, Y., Labus, K., Little, J., Park, W., Wang, Y., Wilke, H.-J., Rohlmann, A., and 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.
- Ellingson, A. M. and Nuckley, D. J. (2015). Altered helical axis patterns of the lumbar spine indicate increased instability with disc degeneration. *Journal of Biomechanics*, 48(2):361–369.
- Försth, P., Ólafsson, G., Carlsson, T., Frost, A., Borgström, F., Fritzell, P., Öhagen, P., Michaëlsson, K., and Sandén, B. (2016). A randomized, controlled

- trial of fusion surgery for lumbar spinal stenosis. *The New England Journal of Medicine*, 374(15):1413–1423.
- Freeman, M. D., Woodham, M. A., and Woodham, A. W. (2010). The role of the lumbar multifidus in chronic low back pain: a review. *PM & R*, 2(2):142–146.
- Fregly, B. J., Fregly, C. D., and Kim, B. T. (2015). Computational prediction of muscle moments during a red squat exercise on the international space station. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(12):121005.
- Fritsch, E. W. (2003). Spondylolisthesis. *Der Orthopäde*, 34(4):340–306.
- Gadjradj, P. S., Basilious, M., Goldberg, J. L., Sommer, F., Navarro-Ramirez, R., Mykolajchuk, C., Ng, A. Z., Medary, B., Hussain, I., and Härtl, R. (2023). Decompression alone versus decompression with fusion in patients with lumbar spinal stenosis with degenerative spondylolisthesis: A systematic review and meta-analysis. *European Spine Journal*, 32(3):1054–1067.
- Galbusera, F., Brayda-Bruno, M., Costa, F., and H.-J. Wilke (2014). Numerical evaluation of the correlation between the normal variation in the sagittal alignment of the lumbar spine and the spinal loads. *Journal of Orthopaedic Research*, 32(4):537–544.
- Galbusera, F., H.-J. Wilke, Brayda-Bruno, M., Costa, F., and Fornari, M. (2013). Influence of sagittal balance on spinal lumbar loads: A numerical approach. *Clinical Biomechanics*, 28(4):370–377.
- Galbusera, F. and Wilke, H.-J. (2018). *Biomechanics of the spine: Basic concepts, spinal disorders and treatments*. Elsevier Academic Press, London and San Diego and Cambridge and Kidlington.
- Galton, F. (1886). Regression towards mediocrity in hereditary stature. *The Journal of the Anthropological Institute of Great Britain and Ireland*, 15(1):246–263.
- Gardner-Morse, M. G. and Stokes, I. A. F. (2004). Structural behavior of human lumbar spinal motion segments. *Journal of Biomechanics*, 37(2):205–212.



- Gelb, D. E., Lenke, L. G., Bridwell, K. H., Blanke, K., and McEneaney, K. W. (1995). An analysis of sagittal spinal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged volunteers. *Spine*, 20(12):1351–1358.
- Gertzbein, S. D., Seligman, J., Holtby, R., Chan, K. H., Kapasouri, A., Tile, M., and Cruickshank, B. (1985). Centrode patterns and segmental instability in degenerative disc disease. *Spine*, 10(3):257–261.
- Gezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., El-Ouaaid, Z., Plamondon, A., and Meakin, J. R. (2016). Effects of sex, age, body height and body weight on spinal loads: Sensitivity analyses in a subject-specific trunk muscle musculoskeletal model. *Journal of Biomechanics*, 49(14):3492–3501.
- Ghiasi, M. S., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Farahmand, F., Hashemi, H., Bagheri, S., and Valizadeh, M. (2016). Cross-sectional area of human trunk paraspinous muscles before and after posterior lumbar surgery using magnetic resonance imaging. *European Spine Journal*, 25(3):774–782.
- Ghogawala, Z., Dziura, J., Butler, W. E., Dai, F., Terrin, N., Magge, S. N., Coumans, J.-V. C. E., Harrington, J. F., Amin-Hanjani, S., Schwartz, J. S., Sonntag, V. K. H., Barker, F. G., and Benzel, E. C. (2016). Laminectomy plus fusion versus laminectomy alone for lumbar spondylolisthesis. *The New England Journal of Medicine*, 374(15):1424–1434.
- Glassman, S. D., Bridwell, K., Dimar, J. R., Horton, W., Berven, S., and Schwab, F. (2005). The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity. *Spine*, 30(18):2024–2029.
- Goel, V. G., Kong, W., Han, J. S., Weinstein, J. N., and Gilbertson, L. G. (1993). A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine*, 18(11):1531–1541.
- Günther, M., Schmitt, S., and Wank, V. (2007). High-frequency oscillations as a consequence of neglected serial damping in hill-type muscle models. *Biological Cybernetics*, 97(1):63–79.

- Guo, J., Guo, W., and Ren, G. (2021). Embodiment of intra-abdominal pressure in a flexible multibody model of the trunk and the spinal unloading effects during static lifting tasks. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 20(4):1599–1626.
- Günther, M., Rockenfeller, R., Weihmann, T., Haeufle, D. F. B., Götz, T., and Schmitt, S. (2021). Rules of nature’s formula run: Muscle mechanics during late stance is the key to explaining maximum running speed. *Journal of Theoretical Biology*, 523(1):110714.
- Haeufle, D. F. B., Günther, M., Bayer, A., and Schmitt, S. (2014). Hill-type muscle modell with serial damping and eccentric force-velocity. *Journal of Biomechanics*, 47(6):1531–1536.
- Haer, T. R., Berman, M., O’Brien, M., Tallman Felmly, W., Choueka, J., Welin, D., Chow, G., and Vassiliou, A. (1991). The effect of the three columns of the spine on the instantaneous axis of rotation in flexion and extension. *Spine*, 16(Suppl. 8):S312–S318.
- Hajihosseinali, M., Arjmand, N., and Shirazi-Adl, A. (2015). Effect of body weight on spinal loads in various activities: a personalized biomechanical modeling approach. *Journal of Biomechanics*, 48(2):276—282.
- Hammer, M., Günther, M., Haeufle, D. F. B., and Schmitt, S. (2019). Tailoring anatomical muscle paths: a sheath-like solution for muscle routing in musculoskeletal computer models. *Mathematical Biosciences*, 311(1):68–81.
- Han, K.-S., Rohlmann, A., Zander, T., and Taylor, W. R. (2013). Lumbar spinal loads vary with body height and weight. *Medical Engineering & Physics*, 35(7):969–977.
- Happee, R. (1994). Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movements. *J. Biomechanics*, 27(7):953–960.

- Hartmann, F., Janssen, C., Böhm, S., Hely, H., Rommens, P. M., and Gercek, E. (2012). Biomechanical effect of graded minimal-invasive decompression procedures on lumbar spinal stability. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 132(9):1233–1239.
- Hausen, U. (2013). *Entwicklung von 3D-Simulationsmodellen für die computer-gestützte Operationsplanung bei chirurgischen Eingriffen an der Lendenwirbelsäule*. Dissertation, Universität Koblenz.
- Hayes, M. A., Howard, T. C., Gruel, C. R., and Kopta, J. A. (1989). Roentgenographic evaluation of lumbar spine flexion-extension in asymptomatic individuals. *Spine*, 14(3):327–331.
- Heidari, E., Arjmand, N., and Kahrizi, S. (2022). Comparisons of lumbar spine loads and kinematics in healthy and non-specific low back pain individuals during unstable lifting activities. *Journal of Biomechanics*, 144(1):111344.
- Heliövaara, M., Sievers, K., Impivaara, O., Maatela, J., Knekt, P., Mäkelä, M., and Aromaa, A. (1989). Descriptive epidemiology and public health aspects of low back pain. *Annals of Medicine*, 21(5):327–333.
- Heo, Y., Park, J. H., Seong, H. Y., Lee, Y.-S., Jeon, S. R., Rhim, S. C., and Roh, S. W. (2015). Symptomatic adjacent segment degeneration at the l3-4 level after fusion surgery at the l4-5 level: Evaluation of the risk factors and 10-year incidence. *European Spine Journal*, 24(11):2474–2480.
- Heuer, F., Schmidt, H., Klezl, Z., Claes, L., and 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.
- Hicks, J. L., Uchida, T. K., Rajagopal, A., and Delp, S. L. (2015). Is my model good enough? best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(2):020905.

- Hides, J., Gilmore, C., Stanton, W., and Bohlscheid, E. (2008). Multifidus size and symmetry among chronic LBP and healthy asymptomatic subjects. *Manual Therapy*, 13(1):43–49.
- Ho, Y.-H., Tu, Y.-K., Hsiao, C.-K., and Chang, C.-H. (2015). Outcomes after minimally invasive lumbar decompression: A biomechanical comparison of unilateral and bilateral laminotomies. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 16:208.
- Hochschild, J. (2014). *Strukturen und Funktionen begreifen. 1 Grundlagen zur Wirbelsäule, HWS und Schädel, BWS und Brustkorb, Obere Extremität*. Thieme, Stuttgart.
- Hofste, A., Soer, R., Salomons, E., Peuscher, J., Wolff, A., van der Hoeven, H., Oosterveld, F., Groen, G., and Hermens, H. (2020). Intramuscular emg versus surface emg of lumbar multifidus and erector spinae in healthy participants. *Spine*, 45(20):E1319–E1325.
- Huch, R. and Jürgens, K. D. (2015). *Mensch, Körper, Krankheit. Anatomie, Physiologie, Krankheitsbilder; Lehrbuch und Atlas für die Berufe im Gesundheitswesen*. Elsevier, München, 7 edition.
- Ignasiak, D., Dendorfer, S., and Ferguson, S. J. (2016). Thoracolumbar spine model with articulated ribcage for the prediction of dynamic spinal loading. *Journal of Biomechanics*, 49(6):959–966.
- Jackson, R. P. and McManus, A. C. (1994). Radiographic analysis of sagittal plane alignment and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex, and size a prospective controlled clinical study. *Spine*, 19(14):1611–1618.
- Jentsch, T., Geiger, J., König, M. A., and Werner, C. M. L. (2017). Hyperlordosis is associated with facet joint pathology at the lower lumbar spine. *Clinical Spine Surgery*, 30(3):129–135.
- Kaigle, A. M., Holm, S. H., and Hansson, T. H. (1995). Experimental instability in the lumbar spine. *Spine*, 20(4):421–430.

- Kamaz, M., Kireşi, D., Oğuz, H., Emlik, D., and Levendoğlu, F. (2007). CT measurement of trunk muscle areas in patients with chronic low back pain. *Diagnostic and interventional Radiology*, 13(3):144–148.
- Kantelhardt, S. R., Hausen, U., Kosterhon, M., Amr, A. N., Gruber, K., and Giese, A. (2015). Computer simulation and image guidance for individualised dynamic spinal stabilization. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 10(8):1325–1332.
- Keller, T. S., Colloca, C. J., Harrison, D. E., Harrison, D. D., and Janik, T. J. (2005). Influence of spine morphology on intervertebral disc loads and stresses in asymptomatic adults: Implications for the ideal spine. *The Spine Journal*, 5(3):297–309.
- Khoddam-Khorasani, P., Arjmand, N., and Shirazi-Adl, A. (2020). Effect of changes in the lumbar posture in lifting on trunk muscle and spinal loads: A combined in vivo, musculoskeletal, and finite element model study. *Journal of Biomechanics*, 104:109728.
- Kiapour, A., Ambati, D., Hoy, R., and Goel, V. K. (2012). Effect of graded facetectomy on biomechanics of dynesys dynamic stabilization system. *Spine*, 37(10):E581–E589.
- Klein, P. and Sommerfeld, P. (2007). *Biomechanik der Wirbelsäule. Grundlagen, Erkenntnisse und Fragestellungen*. Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, München.
- Koslosky, E. and Gendelberg, D. (2020). Classification in brief: The meyerding classification system of spondylolisthesis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 478(5):1125–1130.
- Kosterhon, M., Müller, A., Rockenfeller, R., Aiyangar, A. K., Gruber, K., Ringel, F., and Kantelhardt, S. R. (2024). Invasiveness of decompression surgery affects modeled lumbar spine kinetics in patients with degenerative spondylolisthesis. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 11:1281119.

- Kwon, Y. (2008). *Handbook of Biomechanics and Human Movement Science*, chapter 12 Measurement for deriving kinematic parameters: numerical methods, pages 156–181. Routledge International Handbooks.
- Lafage, V., Schwab, F., Patel, A., Hawkinson, N., and Farcy, J. P. (2009). Pelvic tilt and truncal inclination: Two key radiographic parameters in the setting of adults with spinal deformity. *Spine*, 34(17):E599—606.
- Lattig, F., Fekete, T. F., Kleinstück, F. S., Porchet, F., Jeszenszky, D., and Mannion, A. F. (2015). Lumbar facet joint effusion on mri as a sign of unstable degenerative spondylolisthesis: should it influence the treatment decision? *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 28(3):95–100.
- Le Huec, J. C., Saddiki, R., Franke, J., Rigal, J. B., and Aunoble, S. (2011). Equilibrium of the human body and the gravity line: the basics. *European Spine Journal*, 20(Suppl. 5):558–563.
- Le Huec, J. C., Thompson, W., Mohsinaly, Y., Barrey, C., and Faundez, A. (2019). Sagittal balance of the spine. *European Spine Journal*, 28(9):1889–1905.
- Lerchl, T., El Hussein, M., Bayat, A., Sekuboyina, A., Hermann, L., Nispel, K., Baum, T., Löffler, M. T., Senner, V., and Kirschke, J. S. (2022). Validation of a patient-specific musculoskeletal model for lumbar load estimation generated by an automated pipeline from whole body ct. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 10:862804.
- Lloyd, D. G. and Besier, T. F. (2003). An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics*, 36(6):765–776.
- Macintosh, J. E. and Bogduk, N. (1986). The biomechanics of the lumbar multifidus. *Clinical Biomechanics*, 1(4):202–213.
- Meakin, J. R. and Aspden, R. M. (2012). Modelling the effect of variation in sagittal curvature on the force required to produce a follower load in the lumbar spine. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 12(1):1250013 (10 pages).

- Meakin, J. R., Fulford, J., Seymour, R., Welsman, J. R., and Knapp, K. M. (2013). The relationship between sagittal curvature and extensor muscle volume in the lumbar spine. *Journal of Anatomy*, 222(6):608–614.
- Meakin, J. R., Gregory, J. S., Aspden, R. M., Smith, F. W., and Gilbert, F. J. (2009). The intrinsic shape of the human lumbar spine in the supine, standing and sitting postures: Characterization using an active shape model. *Journal of Anatomy*, 215(2):206–211.
- Meszaros-Beller, L., Hammer, M., Riede, J. M., Pivonka, E., Little, J. P., and Schmitt, S. (2023a). Effects of geometric individualisation of a human spine model on load sharing: Neuro-musculoskeletal simulation reveals significant differences in ligament and muscle contribution. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 22(2):669–694.
- Meszaros-Beller, L., Hammer, M., Schmitt, S., and Pivonka, E. (2023b). Effect of neglecting passive spinal structures: a quantitative investigation using the forward-dynamics and inverse-dynamics musculoskeletal approach. *Frontiers in Physiology*, 14:1135531.
- Mobbs, R. J., Li, J., Sivabalan, P., Raley, D., and Rao, P. J. (2014). Outcomes after decompressive laminectomy for lumbar spinal stenosis: comparison between minimally invasive unilateral laminectomy for bilateral decompression and open laminectomy: clinical article. *Journal of neurosurgery. Spine*, 21(2):179–186.
- Molinaro, D. D., King, A. S., and Young, A. J. (2020). Biomechanical analysis of common solid waste collection throwing techniques using opensim and an emg-assisted solver. *Journal of Biomechanics*, 104(1):109704.
- Mörl, F., Günther, M., Riede, J. M., Hammer, M., and Schmitt, S. (2020). Loads distributed in vivo among vertebrae, muscles, spinal ligaments, and intervertebral discs in a passively flexed lumbar spine. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, epub:33 pages.

- Mörl, F., Siebert, T., and Haeuffle, D. F. B. (2015). 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.
- Müller, A., Rockenfeller, R., Damm, N., Kosterhon, M., Kantelhardt, S. R., Aiyangar, A. K., and Gruber, K. (2021). Load distribution in the lumbar spine during modeled compression depends on lordosis. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9:661258.
- Müller, A. (2019). *Untersuchung des Einflusses von definierten Ligamentstrukturen bei Lendenwirbelsäulen mit Wirbelgleiten anhand von individuell erstellten Computermodellen*. Masterarbeit, Universität Koblenz-Landau.
- Nachemson, A. (1965). The effect of forward leaning on lumbar intradiscal pressure. *Acta Physiologica Scandinavica*, 35(1-4):314–328.
- Nachemson, A. L. (1981). Disc pressure measurements. *Spine*, 6(1):93–97.
- Nachemson, A. L. and Evans, J. H. (1968). Some mechanical properties of the third human lumbar interlaminar ligament (ligamentum flavum). *Journal of Biomechanics*, 1(3):211–220.
- Naserkhaki, S., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Farahmand, F., and 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(1):33–42.
- Naserkhaki, S., Jaremko, J. L., and El-Rich, M. (2016). Effects of inter-individual lumbar spine geometry variation on load-sharing: Geometrically personalized finite element study. *Journal of Biomechanics*, 49(13):2909–2917.
- Nimmons, S. J. B., Simpson, A. K., and Park, A. E. (2020). Decompression alone for the treatment of degenerative lumbar spondylolisthesis. *Seminars in Spine Surgery*, 32(3):100807.



- Niosi, C. A., Zhu, Q. A., Wilson, D. C., Keynan, O., Wilson, D. R., and Oxland, T. R. (2006). Biomechanical characterization of the three-dimensional kinematic behaviour of the dynesys dynamic stabilization system: an in vitro study. *European Spine Journal*, 15(6):913–922.
- Nispel, K., Lerchl, T., Senner, V., and Kirschke, J. S. (2023). Recent advances in coupled mbs and fem models of the spine — a review. *Bioengineering*, 10(3):315.
- Nomoto, E. K., Fogel, G. R., Rasouli, A., Bundy, J. V., and Turner, A. W. (2019). Biomechanical analysis of cortical versus pedicle screw fixation stability in TLIF, PLIF, and XLIF applications. *Global Spine Journal*, 9(2):162–168.
- Ogston, N. G., King, G. H., Gertzbein, S. D., Tile, M., Kapasouri, A., and Rubenstein, J. D. (1986). Centrode patterns in the lumbar spine. baseline studies in normal subjects. *Spine*, 11(6):591–595.
- Ong, C. F., Geijtenbeek, T., Hicks, J. L., and Delp, S. L. (2019). Predicting gait adaptations due to ankle plantarflexor muscle weakness and contracture using physics-based musculoskeletal simulations. *PLoS Computational Biology*, 15(10):e1006993.
- Overvest, G. M., Jacobs, W., Vleggeert-Lankamp, C., Thomé, C., Gunzburg, R., and Peul, W. (2015). Effectiveness of posterior decompression techniques compared with conventional laminectomy for lumbar stenosis. *The Cochrane database of systematic reviews*, 11(3):CD010036.
- Panjabi, M., Abumi, K., Duranceau, J., and Oxland, T. (1989). Spinal stability and intersegmental muscle forces. a biomechanical model. *Spine*, 14(2):194–200.
- Panjabi, M. M. (1999). The stabilizing system of the spine. Part I. function, dysfunction, adaption, and enhancement. *Journal of spinal disorders and techniques*, 5(4):383–389.
- Panjabi, M. M., Goel, V. K., and Takata, K. (1982). Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments. an in vitro biomechanical study. *Spine*, 7(3):192–203.

- Park, P., Garton, H. J., Gala, V. C., Hoff, J. T., and McGillicuddy, J. E. (2004). Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: review of the literature. *Spine*, 29(17):1938–1944.
- Pataky, T. C. (2012). One-dimensional statistical parametric mapping in python. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(3):295–301.
- Patwardhan, A. G., Havey, R. M., Meade, K. P., Lee, B., and Dunlap, B. (1999). A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. *Spine*, 24(10):1003–1009.
- Pearcy, M. J. and Bogduk, N. (1988). Instantaneous axes of rotation of the lumbar intervertebral joints. *Spine*, 13(9):1033–1041.
- Pietrantonio, A., Trungu, S., Famà, I., Forcato, S., Miscusi, M., and Raco, A. (2019). Long-term clinical outcomes after bilateral laminotomy or total laminectomy for lumbar spinal stenosis: a single-institution experience. *Neurosurgical Focus*, 46(5):E2.
- Polga, D. J., Beaubien, B. P., Kallemeier, P. M., Schellhas, K. P., Lew, W. D., Buttermann, G. R., and Wood, K. B. (2004). Measurement of in vivo intradiscal pressure in healthy thoracic intervertebral discs. *Spine*, 29(12):1320–1324.
- Prud’homme, M., Barrios, C., Rouch, P., Charles, Y. P., Steib, J. P., and Skalli, W. (2015). Clinical outcomes and complications after pedicle-anchored dynamic or hybrid lumbar spine stabilization: A systematic literature review. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 28(8):E439–E448.
- Putzer, M., Auer, S., Malpica, W., Suess, F., and Dendorfer, S. (2016). A numerical study to determine the effect of ligament stiffness on kinematics of the lumbar spine during flexion. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 17(95):7 pages.
- Qiu, T.-X., Teo, E.-C., Lee, K.-K., Ng, H.-W., and Yang, K. (2003). Validation of T10–T11 finite element model and determination of instantaneous axes of rotations in three anatomical planes. *Spine*, 28(24):2694–2699.

- Quint, U. and Wilke, H.-J. (2008). Grading of degenerative disk disease and functional impairment: imaging versus patho-anatomical findings. *European Spine Journal*, 17(12):1705–1713.
- Rajagopal, A., Dembia, C. L., DeMers, M. S., Delp, D. D., Hicks, J. L., and Delp, S. L. (2016). Full-body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63(10):2068–2079.
- Rao, R. D., Wang, M., Singhal, P., McGrady, L. M., and Rao, S. (2002). Intradiscal pressure and kinematic behavior of lumbar spine after bilateral laminotomy and laminectomy. *The Spine Journal : Official Journal of the North American Spine Society*, 2(5):320–326.
- Raspe, H. (2012). *Rückenschmerzen (German Text)*, volume 53 of *Gesundheitsberichterstattung des Bundes*. Robert-Koch-Institut, Berlin.
- Remus, R., Selkmann, S., Lipphaus, A., Neumann, M., and Bender, B. (2023). Muscle-driven forward dynamic active hybrid model of the lumbosacral spine. combined fem and multibody simulation. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 11:1223007.
- Reuleaux, F. (1875). *Theoretische Kinematik*. Friedrich Vieweg und Sohn, Braunschweig.
- Rihn, J. A., Lee, J. Y., Khan, M., Ulibarri, J. A., Tannoury, C., Donaldson, W. F., and Kang, J. D. (2007). Does lumbar facet fluid detected on magnetic resonance imaging correlate with radiographic instability in patients with degenerative lumbar disease? *Spine*, 32(14):1555–1560.
- Rockenfeller, R. and Günther, M. (2016). Extracting low-velocity concentric and eccentric dynamic muscle properties from isometric contraction experiments. *Mathematical Biosciences*, 278(1):77–93.
- Rockenfeller, R. and 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(1):240–252.
- Rockenfeller, R., Günther, M., and Hooper, S. L. (2022). Muscle active force-length curve explained by an electrophysical model of interfilament spacing. *Biophysical Journal*, 121(10):1823–1855.
- Rockenfeller, R., Günther, M., Stutzig, N., Haeufle, D. F. B., Siebert, T., Schmitt, S., Leichsenring, K., Böl, M., and Götz, T. (2020). Exhaustion of skeletal muscle fibers within seconds: Incorporating phosphate kinetics into a hill-type model. *Frontiers in Physiology*, 11(306).
- Rockenfeller, R., Müller, A., Damm, N., Kosterhon, M., Kantelhardt, S. R., Frank, R., and Gruber, K. (2021). Muscle-driven and torque-driven centropdes during modeled flexion of individual lumbar spines are disparate. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 20(1):267–279.
- Rodriguez-Martinez, N. G., Perrez-Orribo, L., Kalb, S., Reyes, P. M., Newcomb, A. G., Hughes, J., Theodore, N., and Crawford, N. R. (2016). The role of obesity in the biomechanics and radiological changes of the spine: an in vitro study. *Journal of Neurosurgery. Spine*, 24(4):615–623.
- Rohen, J. W. and Lütjen-Drecoll, E. (2006). *Funktionelle Anatomie des Menschen. Lehrbuch der makroskopischen Anatomie nach funktionellen Gesichtspunkten*. Thieme, Stuttgart.
- Rohlmann, A., Boustani, H. N., Bergmann, G., and Zander, T. (2010). Effect of a pedicle-screw-based motion preservation system on lumbar spine biomechanics: A probabilistic finite element study with subsequent sensitivity analysis. *Journal of Biomechanics*, 43(15):2963–2969.
- Rohlmann, A., Graichen, F., Kayser, R., Bender, A., and Gergmann, G. (2008). Loads on a telemeterized vertebral body replacement measured in two patients. *Spine*, 33(11):1170–1179.

- Rohlmann, A., Neller, S., Claes, L., Bergmann, G., and Wilke, H. J. (2001). Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine. *Spine*, 26(24):E557–61.
- Rohlmann, A., Zander, T., Rao, M., and Bergmann, G. (2009a). Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing. *Journal of Biomechanics*, 42(10):1520–1526.
- Rohlmann, A., Zander, T., Rao, M., and Bergmann, G. (2009b). Realistic loading conditions for upper body bending. *Journal of Biomechanics*, 42(7):884–890.
- Rothenfluh, D. A., Mueller, D. A., Rothenfluh, E., and Min, K. (2015). Pelvic incidence-lumbar lordosis mismatch predisposes to adjacent segment disease after lumbar spinal fusion. *European Spine Journal*, 24(6):1251–1258.
- Rousseau, M.-A., Bradford, D. S., Hadi, T. M., Pedersen, K. L., and Lotz, J. C. (2006). The instant axis of rotation influences facet forces at L5/S1 during flexion/extension and lateral bending. *European Spine Journal*, 15(3):299–307.
- Roussouly, P., Gollogly, S., Berthonnaud, E., and Dimnet, J. (2005). Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in standing position. *Spine*, 30(3):346–353.
- Roussouly, P. and Pinheiro-Franco, J. L. (2011). Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *European Spine Journal*, 20(Suppl. 5):S609–S618.
- Rupp, T. K., Ehlers, W., Karajan, N., Günther, M., and 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.
- Sahin, M. S., Ergün, A., and Aslan, A. (2015). The relationship between osteoarthritis of the lumbar facet joints and lumbosacropelvic morphology. *Spine*, 40(19):E1058–E1062.

- Samadi, S., Arjmand, N., and Kahrizi, S. (2018). A novel stability-based emg-assisted optimization method for the spine. *Medical Engineering and Physics*, 58(1):13–22.
- Scannell, J. P. and McGill, S. M. (2003). Lumbar posture—should it, and can it, be modified? a study of passive tissue stiffness and lumbar position during activities of daily living. *Physical Therapy*, 83(10):907–917.
- Schär, R. T., Kiebach, S., Raabe, A., and Ulrich, C. T. (2019). Reoperation rate after microsurgical uni- or bilateral laminotomy for lumbar spinal stenosis with and without low-grade spondylolisthesis: What do preoperative radiographic parameters tell us? *Spine*, 44(4):E245–E251.
- Schlaeger, S., Freitag, F., Klupp, E., Dieckmeyer, M., Weidlich, D., Inhuber, S., Deschauer, M., Schoser, B., Bublitz, S., Montagnese, F., Zimmer, C., Rummeny, E. J., Karampinos, D. C., Kirschke, J. S., and Baum, T. (2018). Thigh muscle segmentation of chemical shift encoding-based water-fat magnetic resonance images: The reference database MyoSegmenTUM. *PLOS One*, 13(6):19 pages.
- Schmidt, C. O., Günther, K.-P., Goronzy, J., Albrecht, K., Chenot, J.-F., Callhoff, J., Richter, A., Kasch, R., Ahrens, W., Becher, H., Berger, K., Brenner, H., Fischer, B., Franzke, C.-W., Hoffmann, W., Holleczeck, B., Jaeschke, L., Jennings, C., Jöckel, K.-H., Kaaks, R., Keil, T., Kluttig, A., Krause, G., Kuß, O., Leitzmann, M., Lieb, W., Linseisen, J., Löffler, M., Meinke-Franze, C., Meisinger, C., Michels, K. B., Mikolajczyk, R., Obi, N., Peters, A., Pischon, T., Schikowski, T., Schipf, S., Specker, C., Völzke, H., Wirkner, K., Zink, A., and Sander, O. (2020). Häufigkeiten muskuloskelettaler symptome und erkrankungen in der bevölkerungsbezogenen nako gesundheitsstudie. *Bundesgesundheitsblatt*, 63(4):415–425.
- Schmidt, C. O., Raspe, H., Pflingsten, M., Hasenbring, M., Basler, H. D., Eich, W., and Kohlmann, T. (2007). Back pain in the german adult population: prevalence, severity, and sociodemographic correlates in a multiregional survey. *Spine*, 32(18):2005–2011.

- Schmidt, H., Heuer, F., Claes, L., and Wilke, H.-J. (2008). The relation between the instantaneous center of rotation and facet joint forces – a finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 23(3):270–278.
- Schmitt, S. (2022). demoa-base: a biophysics simulator for muscle-driven motion.
- Schmoelz, W., Erhart, S., Unger, S., and Disch, A. C. (2012). Biomechanical evaluation of a posterior non-fusion instrumentation of the lumbar spine. *European Spine Journal*, 21(5):939–945.
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M., and Wesker, K. (2014). *Prometheus Lernatlas der Anatomie*. Thieme, Stuttgart, 4 edition.
- Schüssel, K., Weirauch, H., Schlotmann, A., Ashrafian, S., Brückner, G., and Schröder, H. (2023). Gesundheitsatlas deutschland. rüchenschmerzen verbreitung in der bevölkerung deutschlands. ursachen, folgen und präventionsmöglichkeiten.
- Senteler, M., Aiyangar, A., Weisse, B., Farshad, M., and Snedeker, J. G. (2018). Sensitivity of intervertebral joint forces to center of rotation location and trends along its migration path. *Journal of Biomechanics*, 70(1):140–148.
- Senteler, M., Weisse, B., Rotenfluh, D. A., and Snedeker, J. G. (2015). Intervertebral reaction force prediction using an enhanced assembly of opensim models. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 19(5):538–548.
- Senteler, M., Weisse, B., Snedeker, J. G., and Rothenfluh, D. A. (2014). Pelvic incidence–lumbar lordosis mismatch results in increased segmental joint loads in the unfused and fused lumbar spine. *European Spine Journal*, 23(7):1384–1393.
- Seth, A., Hicks, J. L., Habib, A., Dembia, C. L., Dunne, J. J., Ong, C. F., DeMers, M. S., Rajagopal, A., Millard, M., Hamner, S. R., Arnold, E. M., Young, J. R.,

- Lakshmikanth, S. K., Sherman, M. A., Ku, J. P., and Delp, S. L. (2018). Open-sim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS Computational Biology*, 14(7):e1006223.
- Shabana, A. A. (2018). *Einführung in die Mehrkörpersimulationen*. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, Germany.
- Sharma, M., Langrana, N. A., and Rodriguez, J. (2020). Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. *Spine*, 20(8):887–900.
- Shirazi-Adl, A., Ahmed, A. M., and Shrivastava, S. C. (1986). Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression. *Spine*, 11(9):914–927.
- Shirazi-Adl, A., Sadouk, S., Parnianpour, M., Pop, D., and El-Rich, M. (2002). Muscle force evaluation and the role of posture in human lumbar spine under compression. *European Spine Journal*, 11(6):519–526.
- Silvestros, P., Preatoni, E., Gill, H. S., Gheduzzi, S., Hernandez, B. A., Holsgrove, T. P., and Cazzola, D. (2019). Musculoskeletal modelling of the human cervical spine for the investigation of injury mechanisms during axial impacts. *PloS One*, 14(5):e0216663.
- Smith, T. (2004). *Der menschliche Körper*. Bellavista, Verlag Karl Müller GmbH, Köln, 3. edition.
- Spoor, C. W. and Veldpaus, F. E. (1980). Rigid body motion calculated from spatial co-ordinates of markers. *Journal of Biomechanics*, 13(4):391–393.
- Spruyt, V. (2014, last accessed July 2019). How to draw an error ellipse representing the covariance matrix? (<https://www.visiondummy.com/2014/04/draw-error-ellipse-representing-covariance-matrix/>).
- Steele, K. M., Seth, A., Hicks, J. L., Schwartz, M. S., and Delp, S. L. (2010). Muscle contributions to support and progression during single-limb stance in crouch gait. *Journal of Biomechanics*, 43(11):2099–2105.



- Steele, K. M., van der Krogt, M. M., Schwartz, M. S., and Delp, S. L. (2012). How much muscle strength is required to walk in a crouch gait? *Journal of Biomechanics*, 45(15):2564–2569.
- Stokes, I. A. and Frymoyer, J. W. (1987). Segmental motion and instability. *Spine*, 12(7):688–691.
- Strube, P., Putzier, M., Siewe, J., Eicker, S. O., Dreimann, M., and Zippelius, T. (2019). To fuse or not to fuse: a survey among members of the german spine society (dwg) regarding lumbar degenerative spondylolisthesis and spinal stenosis. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 139(5):613–621.
- Tai, C.-L., Hsieh, P.-H., Chen, W.-P., Chen, L.-H., Chen, W.-J., and Lai, P.-L. (2008). Biomechanical comparison of lumbar spine instability between laminectomy and bilateral laminotomy for spinal stenosis syndrome - an experimental study in porcine model. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 9.
- Takahashi, I., Kikuchi, S., Sato, K., and Sato, N. (2006). Mechanical load of the lumbar spine during forward bending motion of the trunk-a biomechanical study. *Spine*, 31(1):18–23.
- Thelen, D. G. and Anderson, F. C. (2006). Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *Journal of Biomechanics*, 39(6):1107–1115.
- Trinler, U., Hollands, K., Jones, R., and Baker, R. (2018). A systematic review of approaches to modelling lower limb muscle forces during gait: Applicability to clinical gait analyses. *Gait & Posture*, 61:353–361.
- Uchida, T. K. and Delp, S. L. (2020). *Biomechanics of movement: The science of sports, robotics, and rehabilitation*. MIT Press, Cambridge, Massachusetts.
- Volbracht, E., Fürchtenicht, A., and Grote-Westrick, M. (2017). Spotlight gesundheit: Rückenoperationen.

- von der Lippe, E., Krause, L., Porst, M., Wengler, A., Leddin, J., Müller, A., Zeisler, M.-L., Anton, A., and Rommel, A. (2021). Prävalenz von rücken- und nackenschmerzen in deutschland. ergebnisse der krankheitslast-studie burden 2020. *Journal of Health Monitoring*, 6(S3):2–14.
- Vrtovec, T., Pernus, F., and Likar, B. (2009). A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. *European Spine Journal*, 18(5):593–607.
- Wachowski, M. M., Weiland, J., Wagner, M., Gezzi, R., Kubein-Meesenburg, D., and Nägerl, H. (2017). Kinematics of cervical segments C5/C6 in axial rotation before and after total disc arthroplasty. *European Spine Journal*, 26(9):2425–2433.
- Wallwork, T. L., Stanton, W. R., Freke, M., and Hides, J. A. (2009). The effect of chronic low back pain on size and contraction of the lumbar multifidus muscle. *Manual Therapy*, 14(5):496–500.
- Waltersbacher, A. (2024). Heilmittelbericht 2023/2024. ergotherapie, sprachtherapie, physiotherapie, podologie.
- Wang, K., Deng, Z., Chen, X., Shao, J., Qiu, L., Jiang, C., and Niu, W. (2023). The role of multifidus in the biomechanics of lumbar spine: A musculoskeletal modeling study. *Bioengineering (Basel, Switzerland)*, 10(1).
- Wank, V. (2021). *Biomechanik der Sportarten. Grundlagen der Sportmechanik und Messtechnik - Fokus Leichtathletik*. Springer, Berlin.
- Ward, S. R., Tomiya, A., Regev, G. J., Thacker, B. E., Benzl, R. C., Kim, C. W., and Lieber, R. L. (2009). Passive mechanical properties of the lumbar multifidus muscle support its role as a stabilizer. *Journal of Biomechanics*, 42(10):1384–1389.
- Waschke, J., Böckers, T. M., and Paulsen, F. (2015). *Sabotta Lehrbuch Anatomie*. Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, München.

- Wawrose, R. A., LeVasseur, C. M., Byrapogu, V. K., Dombrowski, M. E., Donaldson, W. F., Shaw, J. D., Lee, J. Y., Anderst, W. J., and Aiyangar, A. K. (2020). In vivo changes in adjacent segment kinematics after lumbar decompression and fusion. *Journal of Biomechanics*, 102:109515.
- White III, A. A. and Panjabi, M. M. (1990). *Clinical biomechanics of the spine*, volume 2. JB Lippincott Company, Philadelphia.
- WHO, W. H. O. (2023). *WHO guideline for non-surgical management of chronic primary low back pain in adults in primary and community care settings*. World Health Organization, Geneva, Switzerland.
- Widmer, J., Fornaciari, P., Senteler, M., Roth, T., Snedeker, J. G., and Farshad, M. (2019). Kinematics of the spine under healthy and degenerative conditions: A systematic review. *Annals of Biomedical Engineering*, 47(7):1491–1522.
- Wilke, H.-J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., and Cleas, L. E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral discs in daily life. *Spine*, 24(8):755–762.
- Wilke, H.-J., Neef, P., Hinz, B., Seidel, H., and Claes, L. (2001). Intradiscal pressure together with anthropometric data - a data set for the validation of models. *Clinical Biomechanics*, 16(Suppl 1):S111–126.
- Wilke, H.-J., Wolf, S., Claes, L. E., Arand, M., and 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., and Wiesend, A. (1996). Influence of varying muscle forces on lumbar intradiscal pressure: an in vitro study. *Journal of Biomechanics*, 29(4):549–555.
- Wiltse, L. L., Newman, P. H., and Macnab, I. (1976). Classification of spondylolysis and spondylolisthesis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (117):23–29.

- Wood, K. B., Kos, P., Schendel, M., and Persson, K. (1996). Effect of patient position on the sagittal-plane profile of the thoracolumbar spine. *Journal of Spinal Disorders*, 9(2):165—169.
- Xu, M., Yang, J., Liebermann, I., and Haddas, R. (2019). Stress distribution in vertebral bone and pedicle screw and screw-bone load transfers among various fixation methods for lumbar spine surgical: A finite element study. *Medical Engineering & Physics*, 63(1):26–32.
- Yoshioka, T., Tsuji, H., Hirano, N., and Sainoh, S. (1990). Motion characteristic of the normal lumbar spine in young adults: instantaneous axis of rotation and vertebral center motion analyses. *Journal of Spinal Disorders*, 3(2):103–113.
- Yue, J. J., Garcia, R., Blumenthal, S., Coric, D., Patel, V. V., Dinh, D. H., Buttermann, G. R., Deutsch, H., Miller, L. E., Persaud, E. J., and Ferko, N. C. (2019). Five-year results of a randomized controlled trial for lumbar artificial discs in single-level degenerative disc disease. *Spine (Phila Pa 1976)*, Epub ahead of print:27 pages.
- Zander, T., Dreischarf, M., and Schmidt, H. (2016). Sensitivity analysis of the position of the intervertebral centres of reaction in upright standing – a musculoskeletal model investigation of the lumbar spine. *Medical Engineering & Physics*, 38(3):297–301.
- Zar, J. H. (1972). Significance testing of the Spearman rank correlation coefficient. *Journal of the American Statistical Association*, 67(339):578–580.
- Zeng, Z. L., Zhu, R., Wu, Y. C., Zuo, W., Yu, Y., Wang, J. J., and Cheng, L. M. (2017). Effect of graded facetectomy on lumbar biomechanics. *Journal of Healthcare Engineering*, 2017(epub):6 pages.
- Zwambag, D. P. and Brown, S. H. M. (2020). Experimental validation of a novel spine model demonstrates the large contribution of passive muscle to the flexion relaxation phenomenon. *Journal of Biomechanics*, 102(1):7 pages.



# A | Anhang

**Tabelle A.1:** Die Längenverhältnisse von Muskelfaser zu Sehne in den Muskelgruppen M. psoas und M. multifidus eines MKS-Modells. Die Optimale Faserlängen (OFL) und Sehnenvorspannlängen (TSL) jeder Stränge innerhalb der Muskelgruppen M. psoas und M. multifidus, beispielhaft für ein lumbales Wirbelsäulenmodell. Die Stränge des M. psoas (Ps) sind mit dem entsprechenden Ansatzpunkt an der lumbalen Wirbelsäule beschriftet, während die Stränge des M. multifidus (Mf) sowohl mit Ursprung als auch Ansatzpunkt beschriftet sind, vgl. Abb. 6.1. Die Auflistung dient dazu, die Größenordnungen jedes Muskelstrangs abzuschätzen und die leichte Asymmetrie der linken und rechten Strukturen zu zeigen. Die Längenverhältnisse von Muskelfaser zu Sehne (OFL/TSL) für jede Gruppe, die für alle sieben Modelle angewendet wurden, sind ebenfalls angegeben.

Muscle group:

M. psoas

Strand:	Ps_L1	Ps_L2	Ps_L3	Ps_L4
Sinister				
OFL (m):	0,212	0,184	0,156	0,127
TSL (m):	0,0744	0,0647	0,0549	0,0448
Dexter				
OFL (m):	0,217	0,189	0,160	0,130
TSL (m):	0,0763	0,0336	0,0561	0,0456
Ratio:	2,85			

M. multifidus

Strand:	Mf_SA_L5	Mf_SA_L4	Mf_SA_L3	Mf_SA_L2	Mf_L5_L3	M_L5_L2	Mf_L5_L1	Mf_L4_L2	Mf_L4_L1	Mf_L3_L1
Sinister										
OFL (m):	0,0504	0,0519	0,0668	0,0864	0,0626	0,0830	0,107	0,0615	0,0837	0,0655
TSL (m):	0,0204	0,0210	0,0270	0,0350	0,0253	0,0336	0,0434	0,0249	0,0339	0,0265
Dexter										
OFL (m):	0,0523	0,0537	0,0688	0,0881	0,0644	0,0852	0,109	0,0652	0,0864	0,0661
TSL (m):	0,0212	0,0217	0,0278	0,0358	0,0261	0,0345	0,0442	0,0264	0,0350	0,0268
Ratio:	2,47									

**Tabelle A.2:** Die Pearson-Korrelationskoeffizienten ( $r$ ) und die entsprechenden  $p$ -Werte (in Klammern) der Regressionslinien in den Abbildungen 5.3 bis 5.7 werden mit zwei signifikanten Ziffern dargestellt.

quantity	level	L1-L2 $r$ ( $p$ )	L2-L3 $r$ ( $p$ )	L3-L4 $r$ ( $p$ )	L4-L5 $r$ ( $p$ )	L5-SA $r$ ( $p$ )
$\Delta$ endplate angle						
	w/o muscle	0,63 (0,00033)	0,7 (3,5e-05)	0,31 (0,1)	-0,68 (5,7e-05)	-0,65 (0,00017)
	$u = 0$	0,63 (0,00033)	0,7 (3,7e-05)	0,31 (0,1)	-0,68 (5,7e-05)	-0,65 (0,00018)
	$u = 0,1$	0,59 (0,00085)	0,66 (0,00014)	0,3 (0,12)	-0,64 (0,00023)	-0,63 (0,0003)
	$u = 0,25$	0,53 (0,0037)	0,56 (0,0018)	0,2 (0,3)	-0,53 (0,0034)	-0,57 (0,0016)
	$u = 0,5$	0,51 (0,005)	0,53 (0,0034)	0,17 (0,39)	-0,5 (0,0062)	-0,54 (0,0031)
compressive force						
	w/o muscle	-0,12 (0,54)	0,062 (0,76)	-0,35 (0,07)	-0,55 (0,0024)	-0,62 (0,00036)
	$u = 0$	-0,13 (0,52)	0,05 (0,8)	-0,35 (0,064)	-0,55 (0,0022)	-0,63 (0,00033)
	$u = 0,1$	-0,095 (0,63)	0,039 (0,84)	-0,39 (0,041)	-0,62 (0,0004)	-0,59 (0,00091)
	$u = 0,25$	-0,045 (0,82)	0,033 (0,87)	-0,47 (0,011)	-0,66 (0,00011)	-0,56 (0,0019)
	$u = 0,5$	-0,064 (0,75)	0,0065 (0,97)	-0,49 (0,0082)	-0,69 (4,8e-05)	-0,58 (0,001)
shear force						
	w/o muscle	-0,65 (0,00015)	-0,27 (0,16)	0,065 (0,74)	0,12 (0,56)	0,35 (0,066)
	$u = 0$	-0,65 (0,00015)	-0,28 (0,15)	0,064 (0,75)	0,12 (0,56)	0,35 (0,068)
	$u = 0,1$	-0,63 (0,00035)	-0,2 (0,3)	0,11 (0,59)	0,085 (0,67)	0,32 (0,096)
	$u = 0,25$	-0,47 (0,011)	-0,052 (0,79)	0,16 (0,41)	0,035 (0,86)	0,24 (0,23)
	$u = 0,5$	-0,42 (0,027)	-0,026 (0,9)	0,16 (0,4)	0,012 (0,95)	0,2 (0,3)
bending moment						
	w/o muscle	-0,24 (0,22)	-0,12 (0,54)	-0,094 (0,63)	-0,27 (0,17)	0,24 (0,21)
	$u = 0$	-0,24 (0,22)	-0,12 (0,55)	-0,091 (0,64)	-0,26 (0,18)	0,25 (0,21)
	$u = 0,1$	-0,25 (0,2)	-0,11 (0,59)	-0,076 (0,7)	-0,25 (0,21)	0,23 (0,24)
	$u = 0,25$	-0,2 (0,31)	-0,061 (0,76)	-0,048 (0,81)	-0,23 (0,24)	0,21 (0,28)
	$u = 0,5$	-0,17 (0,38)	-0,056 (0,78)	-0,05 (0,8)	-0,2 (0,31)	0,22 (0,25)
facet force (sin.)						
	w/o muscle	0,19 (0,33)	0,43 (0,023)	0,29 (0,14)	0,45 (0,016)	0,44 (0,019)
	$u = 0$	0,19 (0,33)	0,43 (0,023)	0,29 (0,14)	0,45 (0,017)	0,44 (0,019)
	$u = 0,1$	0,098 (0,62)	0,37 (0,049)	0,26 (0,18)	0,45 (0,015)	0,44 (0,02)
	$u = 0,25$	0,062 (0,75)	0,32 (0,1)	0,19 (0,33)	0,43 (0,022)	0,41 (0,032)
	$u = 0,5$	0,06 (0,76)	0,31 (0,11)	0,17 (0,4)	0,41 (0,028)	0,39 (0,04)
facet force (dex.)						
	w/o muscle	0,19 (0,34)	0,3 (0,12)	0,27 (0,17)	0,52 (0,0048)	0,35 (0,066)
	$u = 0$	0,19 (0,34)	0,3 (0,12)	0,27 (0,17)	0,52 (0,0049)	0,35 (0,067)
	$u = 0,1$	0,073 (0,71)	0,24 (0,22)	0,22 (0,26)	0,52 (0,0047)	0,34 (0,076)
	$u = 0,25$	0,0048 (0,98)	0,17 (0,38)	0,13 (0,49)	0,49 (0,0076)	0,3 (0,12)
	$u = 0,5$	-0,0077 (0,97)	0,16 (0,4)	0,11 (0,59)	0,48 (0,0098)	0,28 (0,15)

**Tabelle A.3:** Die Steigungen ( $s$ ) und entsprechenden 95%-Konfidenzintervalle der Regressionslinien in den Abbildungen 5.3 bis 5.7 werden mit zwei signifikanten Ziffern dargestellt.

quantity	level	L1-L2 $s$ [95% CI]	L2-L3 $s$ [95% CI]	L3-L4 $s$ [95% CI]	L4-L5 $s$ [95% CI]	L5-SA $s$ [95% CI]
$\Delta$ endplate angle						
w/o muscle		0,044 [0,018;0,071]	0,038 [0,018;0,059]	0,0066 [-0,0013;0,015]	-0,031 [-0,048;-0,014]	-0,045 [-0,072;-0,019]
$u = 0$		0,044 [0,017;0,07]	0,038 [0,017;0,059]	0,0066 [-0,0014;0,015]	-0,031 [-0,048;-0,014]	-0,045 [-0,072;-0,019]
$u = 0,1$		0,043 [0,016;0,071]	0,038 [0,016;0,059]	0,0069 [-0,0018;0,016]	-0,03 [-0,048;-0,012]	-0,046 [-0,073;-0,018]
$u = 0,25$		0,044 [0,013;0,076]	0,036 [0,012;0,061]	0,0062 [-0,0054;0,018]	-0,029 [-0,05;-0,0086]	-0,046 [-0,077;-0,015]
$u = 0,5$		0,044 [0,012;0,076]	0,035 [0,01;0,06]	0,0058 [-0,0071;0,019]	-0,028 [-0,05;-0,0071]	-0,046 [-0,078;-0,014]
compressive force						
w/o muscle		-0,075 [-0,31;0,16]	0,09 [-0,46;0,64]	-0,55 [-1,2;0,05]	-0,91 [-1,5;-0,28]	-1,7 [-2,7;-0,67]
$u = 0$		-0,08 [-0,32;0,16]	0,073 [-0,48;0,63]	-0,57 [-1,2;0,039]	-0,95 [-1,6;-0,3]	-1,7 [-2,7;-0,68]
$u = 0,1$		-0,078 [-0,38;0,23]	0,077 [-0,68;0,83]	-0,74 [-1,5;-0,018]	-1,2 [-1,9;-0,46]	-1,9 [-3,1;-0,67]
$u = 0,25$		-0,071 [-0,66;0,52]	0,12 [-1,2;1,4]	-1,3 [-2,4;-0,27]	-1,7 [-2,6;-0,73]	-2,5 [-4,2;-0,81]
$u = 0,5$		-0,12 [-0,81;0,58]	0,025 [-1,5;1,5]	-1,5 [-2,7;-0,35]	-1,9 [-2,9;-0,84]	-2,8 [-4,6;-0,99]
shear force						
w/o muscle		-1,7 [-2,6;-0,7]	-0,69 [-1,6;0,26]	0,25 [-1,2;1,7]	0,37 [-0,84;1,6]	1,9 [-0,14;4]
$u = 0$		-1,7 [-2,6;-0,7]	-0,7 [-1,7;0,26]	0,25 [-1,2;1,7]	0,37 [-0,84;1,6]	1,9 [-0,15;4]
$u = 0,1$		-1,6 [-2,6;-0,64]	-0,58 [-1,7;0,5]	0,45 [-1,2;2,1]	0,29 [-0,98;1,5]	1,8 [-0,32;3,9]
$u = 0,25$		-1,5 [-2,6;-0,29]	-0,22 [-1,8;1,4]	0,93 [-1,2;3,1]	0,14 [-1,3;1,6]	1,5 [-0,91;3,9]
$u = 0,5$		-1,4 [-2,7;-0,14]	-0,12 [-1,9;1,7]	1 [-1,3;3,4]	0,05 [-1,5;1,6]	1,4 [-1,2;3,9]
bending moment						
w/o muscle		-0,0039 [-0,01;0,0023]	-0,0053 [-0,022;0,011]	-0,0041 [-0,021;0,012]	-0,0095 [-0,023;0,004]	0,012 [-0,0064;0,03]
$u = 0$		-0,0039 [-0,01;0,0023]	-0,0052 [-0,022;0,011]	-0,004 [-0,021;0,013]	-0,0095 [-0,023;0,0043]	0,012 [-0,0063;0,03]
$u = 0,1$		-0,0045 [-0,011;0,0023]	-0,0048 [-0,022;0,012]	-0,0034 [-0,02;0,013]	-0,0095 [-0,024;0,0052]	0,012 [-0,0074;0,031]
$u = 0,25$		-0,0049 [-0,014;0,0045]	-0,0032 [-0,023;0,017]	-0,0024 [-0,021;0,016]	-0,011 [-0,028;0,0068]	0,013 [-0,0099;0,035]
$u = 0,5$		-0,0047 [-0,015;0,0055]	-0,003 [-0,024;0,018]	-0,0026 [-0,022;0,017]	-0,0098 [-0,028;0,0087]	0,015 [-0,0099;0,039]
facet force (sin.)						
w/o muscle		0,2 [-0,2;0,6]	1,1 [0,1;3,2;1]	1 [-0,32;2,4]	1,1 [0,17;1,9]	1,4 [0,21;2,7]
$u = 0$		0,2 [-0,2;0,61]	1,1 [0,1;3,2;1]	1 [-0,33;2,4]	1,1 [0,16;1,9]	1,4 [0,2;2,7]
$u = 0,1$		0,13 [-0,38;0,65]	1,2 [-0,01;2,4]	1,1 [-0,46;2,6]	1,1 [0,19;2,1]	1,5 [0,2;2,8]
$u = 0,25$		0,15 [-0,76;1,1]	1,6 [-0,3;3,5]	1 [-1,3;1]	1,3 [0,15;2,4]	1,6 [0,11;3,1]
$u = 0,5$		0,17 [-0,89;1,2]	1,8 [-0,39;3,9]	0,99 [-1,3;3,2]	1,3 [0,11;2,4]	1,6 [0,047;3,2]
facet force (dex.)						
w/o muscle		0,18 [-0,18;0,53]	0,71 [-0,17;1,6]	0,88 [-0,36;2,1]	1,2 [0,31;2]	1,1 [-0,082;2,3]
$u = 0$		0,18 [-0,18;0,54]	0,71 [-0,18;1,6]	0,88 [-0,37;2,1]	1,2 [0,31;2]	1,1 [-0,085;2,3]
$u = 0,1$		0,083 [-0,35;0,52]	0,68 [-0,39;1,8]	0,83 [-0,58;2,2]	1,2 [0,33;2,1]	1,1 [-0,13;2,4]
$u = 0,25$		0,0097 [-0,74;0,76]	0,8 [-0,94;2,5]	0,71 [-1,3;2,7]	1,4 [0,32;2,5]	1,2 [-0,31;2,7]
$u = 0,5$		-0,018 [-0,9;0,86]	0,86 [-1,1;2,8]	0,61 [-1,6;2,8]	1,4 [0,3;2,5]	1,2 [-0,43;2,7]



**Tabelle A.4:** Berechnete Mittelwerte sowie Standardabweichung der 15 Mehrkörper-Simulationsmodelle, sortiert nach dem Level und der durchgeführten virtuellen Dekompressionsoperation. Drehmoment in der ZWS in Flexions-Extensionsrichtung um die Transversalachse,  $F_{SI}$ : Kompressionskraft in superior-inferior Richtung in den ZWS,  $F_{AP}$ : Scherkraft in anterioposterior Richtung in den ZWS.  $F_{PLL}$ : Kraft des hinteren Längsbandes.  $F_{CL}$ : Kraft der Kapselligamente (\* Werte für die Level L1-L2 und L2-L3 wurden nicht berechnet).

Level	Drehmoment $T_{FE}$ [Nm] $\pm$ SD [min - max]			Kompressionskraft $F_{SI}$ [N] $\pm$ SD [min - max]			Scherkraft $F_{AP}$ [N] $\pm$ SD [min - max]			
	intakt	uILF	bILF	intakt	uILF	bILF	intakt	uILF	bILF	
L1-L2	-0.84 $\pm$ 0.54 [-2,09-0,03]	-0.84 $\pm$ 0.54 [-2,09-0,03]	-0.84 $\pm$ 0.53 [-2,09-(-0,1)]	627,48 $\pm$ 35,4 [571,15-674,1]	629,0 $\pm$ 34,04 [564,06-673,39]	629,04 $\pm$ 34,04 [582,61-672,26]	600,59 $\pm$ 61,24 [464,72-668,93]	249,45 $\pm$ 61,47 [140,16-358,24]	250,68 $\pm$ 61,19 [142,51-359,12]	253,68 $\pm$ 60,44 [149,06-360,66]
L2-L3	-3.05 $\pm$ 1.51 [-6,29-0,18]	-3.05 $\pm$ 1.51 [-6,3-0,17]	-3.05 $\pm$ 1.52 [-6,31-0,17]	668,68 $\pm$ 179,96 [40,35-818,29]	669,0 $\pm$ 180,03 [40,81-818,55]	671,69 $\pm$ 180,54 [40,51-819,29]	675,58 $\pm$ 180,69 [44,49-813,0]	243,79 $\pm$ 73,9 [73,39-353,49]	254,24 $\pm$ 74,02 [73,14-355,32]	248,91 $\pm$ 74,33 [73,15-360,18]
L3-L4	-5.51 $\pm$ 2.29 [(-8,33)-(-0,4)]	-5,16 $\pm$ 2,3 [(-8,37)-(-0,4)]	-5,18 $\pm$ 2,32 [(-8,4)-(-0,4)]	852,59 $\pm$ 106,19 [649,14-1038,9]	854,74 $\pm$ 105,58 [653,23-1040,3]	859,99 $\pm$ 104,15 [664,75-1043,6]	889,0 $\pm$ 107,03 [673,77-1055,3]	265,28 $\pm$ 58,9 [161,52-372,88]	266,73 $\pm$ 58,77 [164,63-373,63]	270,25 $\pm$ 58,48 [171,24-375,18]
L4-L5	-7.28 $\pm$ 3.12 [(-12,99)-(-3,14)]	-7,36 $\pm$ 3,12 [(-13,0)-(-3,21)]	-7,57 $\pm$ 3,11 [(-12,96)-(-3,29)]	953,07 $\pm$ 85,92 [784,89-1150,8]	949,4 $\pm$ 84,74 [788,08-1147,9]	945,78 $\pm$ 83,43 [797,2-1147,2]	1023,9 $\pm$ 106,28 [818,13-1194,0]	322,59 $\pm$ 125,48 [46,94-533,91]	329,37 $\pm$ 127,95 [47,9-541,57]	345,02 $\pm$ 132,95 [50,11-562,69]
L5-SA	-6.69 $\pm$ 4.15 [(-13,36)-(-0,49)]	-6,69 $\pm$ 4,15 [(-13,38)-(-0,49)]	-6,7 $\pm$ 4,15 [(-14,23)-(-0,54)]	1096,3 $\pm$ 211,61 [549,62-1645,8]	1099,6 $\pm$ 211,56 [854,56-1650,3]	1107,6 $\pm$ 211,28 [868,13-1659,8]	1173,1 $\pm$ 218,11 [887,58-1701,0]	350,57 $\pm$ 142,15 [118,91-537,73]	351,24 $\pm$ 142,59 [118,9-538,59]	352,75 $\pm$ 143,82 [117,96-540,9]
Level	Ligamentkraft $F_{PLL}$ [Nm] $\pm$ SD [min-max]			Ligamentkraft $F_{CL}$ [N] $\pm$ SD [min-max]			Ligamentkraft $F_{CL}$ [N] $\pm$ SD [min-max]			
L1-L2	14,9 $\pm$ 14,49 [4,37-52,0]	14,89 $\pm$ 14,43 [4,37-52,0]	15,04 $\pm$ 14,68 [4,36-52,31]	16,29 $\pm$ 16,89 [4,35-63,17]	*	*	*	*	*	*
L2-L3	20,13 $\pm$ 13,04 [1,54-45,82]	20,29 $\pm$ 13,12 [1,55-46,3]	20,69 $\pm$ 13,25 [1,55-46,64]	24,08 $\pm$ 16,22 [1,51-58,73]	*	*	*	*	*	*
L3-L4	36,4 $\pm$ 33,43 [0,2-128,96]	36,69 $\pm$ 33,5 [0,21-129,26]	37,41 $\pm$ 33,78 [0,21-130,4]	55,38 $\pm$ 47,27 [0,37-138,17]	links:170,77 $\pm$ 115,7; [76,65-548,46] rechts:139,02 $\pm$ 84,25; [14,71-314,45]	links:171,12 $\pm$ 116,04; [76,86-550,96] rechts:140,44 $\pm$ 84,6; [14,98-316,31]	links:174,78 $\pm$ 116,19; [78,51-554,91] rechts:142,06 $\pm$ 84,67; [14,85-318,17]	links:230,14 $\pm$ 130,51; [131,17-665,66] rechts:188,6 $\pm$ 95,13; [18,68-355,92]	links:230,14 $\pm$ 130,51; [131,17-665,66] rechts:188,6 $\pm$ 95,13; [18,68-355,92]	links:230,14 $\pm$ 130,51; [131,17-665,66] rechts:188,6 $\pm$ 95,13; [18,68-355,92]
L4-L5	20,42 $\pm$ 8,82 [9,06-39,1]	21,17 $\pm$ 9,21 [9,33-39,61]	23,18 $\pm$ 10,54 [9,94-42,19]	43,05 $\pm$ 44,14 [9,34-179,78]	links:180,46 $\pm$ 72,22; [20,57-285,77] rechts:180,56 $\pm$ 90,93; [65,74-414,35]	links:185,48 $\pm$ 73,59; [20,94-290,09] rechts:183,01 $\pm$ 91,35; [66,8-417,5]	links:193,93 $\pm$ 76,74; [21,56-299,61] rechts:193,57 $\pm$ 93,39; [71,06-430,1]	links:271,5 $\pm$ 87,34; [77,99-425,63] rechts:292,4 $\pm$ 120,67; [117,47-531,05]	links:271,5 $\pm$ 87,34; [77,99-425,63] rechts:292,4 $\pm$ 120,67; [117,47-531,05]	links:271,5 $\pm$ 87,34; [77,99-425,63] rechts:292,4 $\pm$ 120,67; [117,47-531,05]
L5-SA	51,09 $\pm$ 45,42 [3,35-141,99]	51,35 $\pm$ 45,54 [3,39-142,39]	51,97 $\pm$ 45,91 [3,48-143,66]	57,72 $\pm$ 49,92 [3,63-150,33]	links:162,15 $\pm$ 129,86; [15,23-443,57] rechts:180,45 $\pm$ 158,17; [2,59-565,65]	links:162,35 $\pm$ 130,09; [15,32-444,97] rechts:181,57 $\pm$ 158,65; [2,71-568,2]	links:164,68 $\pm$ 130,77; [17,21-448,57] rechts:182,48 $\pm$ 159,56; [2,65-572,09]	links:177,21 $\pm$ 133,35; [19,08-467,39] rechts:194,15 $\pm$ 166,15; [2,64-594,54]	links:177,21 $\pm$ 133,35; [19,08-467,39] rechts:194,15 $\pm$ 166,15; [2,64-594,54]	links:177,21 $\pm$ 133,35; [19,08-467,39] rechts:194,15 $\pm$ 166,15; [2,64-594,54]

# Eigenständigkeitserklärung

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit unter Einhaltung der Regeln guter wissenschaftlicher Praxis selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe. Alle sinngemäß und wörtlich übernommenen Textstellen aus fremden Quellen wurden kenntlich gemacht.

---

*Andreas Müller*

*Datum*