

# Entwicklung eines numerischen Modells der lumbosakralen Wirbelsäule und seine Anwendungsgebiete

zur Erlangung des akademischen Grades eines  
DOKTORS DER INGENIEURWISSENSCHAFTEN (Dr.-Ing.)  
der Fakultät für Maschinenbau  
der Universität Paderborn

genehmigte  
DISSERTATION

von  
Steven Clifford Woodcock, M. Sc.  
aus Salzkotten

Tag des Kolloquiums: 19.06.2026

Referent: Prof. Dr.-Ing. Gunter Kullmer

Korreferent: Prof. Dr. Thomas Tröster



*Für  
meine Frau & meine Tochter*



## VORWORT UND DANKSAGUNG

Ein solches Projekt wäre ohne die Unterstützung zahlreicher Menschen nicht möglich gewesen. Ihnen allen möchte ich an dieser Stelle meinen Dank aussprechen.

Mein besonderer Dank gilt zunächst dem Leiter der Angewandten Mechanik Herrn Prof. Dr.-Ing. Gunter Kullmer für das hervorgebrachte Vertrauen, seine vorbildliche Unterstützung, die wertvollen Diskussionen sowie die gewährte Freiheit bei meiner wissenschaftlichen Arbeit.

Dem Leiter des Lehrstuhls für Leichtbau im Automobil Herrn Prof. Dr. Thomas Tröster danke ich für das gezeigte Interesse an meiner Arbeit und die Übernahme des Korreferats. Ebenso danke ich Herrn Prof. Dr.-Ing. Hans-Joachim Schmid sowie Herrn Dr.-Ing. Kay-Peter Hoyer für die Mitarbeit in der Promotionskommission.

Ebenso danke ich meinen ehemaligen Kolleginnen und Kollegen der Angewandten Mechanik Micheala Brock, Dr.-Ing. Finn Buttgerit, Moritz Buczek, Dr.-Ing Tobias Duffe, Tintu David Joy, Sven Krome, Dr.-Ing. Britta Schramm und Deborah Weiß die mich während der Durchführung dieser Dissertation fachlich unterstützt, durch konstruktive Diskussionen inspiriert und den wissenschaftlichen Austausch bereichert haben. Die angenehme Zusammenarbeit und das kollegiale Umfeld haben wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen

Ein besonderer Dank gilt meiner Mutter Brigitte Woodcock. Durch ihre bedingungslose Unterstützung, ihre Fürsorge und ihren Glauben an mich hat sie den Grundstein für meinen persönlichen und beruflichen Werdegang gelegt. Ohne ihren Rückhalt wäre vieles nicht möglich gewesen.

Meiner geliebten Frau Sarah Woodcock danke ich von ganzem Herzen für ihre unermüdliche Geduld, ihre Liebe und ihr Verständnis. Sie hat mich in schwierigen Momenten ermutigt, Erfolge mit mir geteilt und mir stets den Rücken freigehalten. Ihre Unterstützung war für mich von unschätzbarem Wert.

Der größte Dank gilt schließlich meiner Tochter. Sie erinnert mich jeden Tag daran, worauf es im Leben wirklich ankommt. Ihr Lächeln, ihre Freude und ihre unbeschwerte Art waren eine unerschöpfliche Quelle der Motivation und haben mir selbst in herausfordernden Zeiten neue Kraft gegeben. Ihr widme ich diese Arbeit in der Hoffnung, ihr eines Tages zu zeigen, dass Ausdauer, Neugier und Leidenschaft dazu beitragen können, auch große Ziele zu erreichen.



## **ZUSAMMENFASSUNG**

Der demografische Wandel und die steigende Lebenserwartung führen zu einer zunehmenden Anzahl von Patienten mit degenerativen Veränderungen der Wirbelsäule, die häufig operative Eingriffe erfordern. Dabei stellt die Wirbelfusion den Goldstandard dar. Trotz der Vielzahl verfügbarer Implantate bestehen weiterhin Probleme, wie die Anschlussdegeneration benachbarter Segmente durch erhöhte mechanische Belastungen nach der Operation. In der biomechanischen Forschung wird die Finite-Elemente-Methode (FEM) eingesetzt, um das Verhalten der Wirbelsäule nachzubilden und ein tieferes Verständnis zu erhalten. Insbesondere patientenspezifische Modelle, die auf CT-Daten basieren, bieten präzise Einblicke in die individuelle Anatomie und deren Einfluss auf die Stabilität und Beweglichkeit der Wirbelsäule. Das in der vorliegenden Dissertation entwickelte numerische Modell der lumbosakralen Wirbelsäule dient der präzisen Nachbildung deren biomechanischen Verhaltens. Es bietet die Möglichkeit, den Einfluss verschiedener, chirurgischer Eingriffe patientenspezifisch zu simulieren und so das Risiko von Komplikationen zu minimieren. Die daraus resultierenden Erkenntnisse tragen zur Entwicklung neuer, optimierter Wirbelsäulenimplantate bei, die individuell an die anatomischen Gegebenheiten des Patienten angepasst sind. Insgesamt eröffnet das entwickelte Modell vielfältige Anwendungsmöglichkeiten, von der präoperativen Planung bis zur postoperativen Bewertung der Instrumentierung. Es bietet nicht nur medizinische Entscheidungsunterstützung, sondern auch die Grundlage für weitere Forschungen zur Verbesserung der biomechanischen Versorgung bei degenerativen Wirbelsäulenerkrankungen.

## **SUMMARY**

Demographic change and increasing life expectancy are leading to an increasing number of patients with degenerative changes in the spine, which often require surgical interventions. Vertebral fusion is the gold standard here. Despite the large number of implants available, there are still problems such as the subsequent degeneration of neighbouring segments due to increased mechanical stress after the operation. In biomechanical research, the finite element method (FEM) is used to simulate the behaviour of the spine and to gain a deeper understanding. In particular, patient-specific models based on CT data provide precise insights into the individual anatomy and its influence on the stability and mobility of the spine. The numerical model of the lumbosacral spine developed in this dissertation serves to precisely simulate its biomechanical behaviour. It offers the possibility to simulate the influence of various surgical interventions on a patient-specific basis and thus minimize the risk of complications. In addition, implants used can be examined and weak points can be identified. Overall, the model developed opens a wide range of possible applications, from preoperative planning to postoperative evaluation of instrumentation. It not only provides medical decision support, but also the basis for further research into improving biomechanical treatment for degenerative spinal diseases.



## VORVERÖFFENTLICHUNG

- [BRW+19] BRÜGGEMANN, J.-P.; RISSE, L.; WOODCOCK; S.C.; DUFFE, T.; NEUMANN, J.; VIDNER, J.; KULLMER, G.; RICHARD, H. A.: Strukturoptimierung durch den Einsatz des Laser-Strahlschmelzprozesses zur realitätsnäheren Erfassung von Fahrzeug-Lastdaten. In: DVM-Bericht 404, Arbeitskreis: Additiv gefertigte Bauteile und Strukturen, Deutscher Verband für Materialforschung und -prüfung e.V., Berlin, 2019, S. 69-82.
- [BRW+20] BRÜGGEMANN, J.-P.; RISSE, L.; WOODCOCK; S.C.; JOY, T.D.; NEUMANN, J.; VIDNER, J.; KULLMER, G.; RICHARD, H. A.: Strukturoptimierung einer Messradkomponente zur realitätsnahen Erfassung von Fahrzeug-Lastdaten und bruchmechanische Bewertung. In: DVM-Bericht 252, Arbeitskreis: Bruchmechanische Werkstoff- und Bauteilbewertung: Beanspruchungsanalyse, Prüfmethoden und Anwendungen, Deutscher Verband für Materialforschung und -prüfung e.V., Hamburg, 2020, S. 227-240.
- [RSB+18b] RISSE, L.; SCHRAMM, B.; BRÜGGEMANN, J.-P.; WOODCOCK; S.C.; KULLMER, G.; RICHARD, H. A.: CAE-gestützte Optimierung eines Hüftimplantats durch Ausnutzung additiver Fertigungsverfahren. In: DVM-Bericht 403, Arbeitskreis: Additiv gefertigte Bauteile und Strukturen, Deutscher Verband für Materialforschung und -prüfung e.V., Berlin, 2018, S. 89-100.
- [RWB+19] RISSE, L.; WOODCOCK; S.C.; BRÜGGEMANN, J.-P.; SCHRAMM, B.; KULLMER, G.; RICHARD, H. A.: Einsatz ingenieurmäßiger Methoden zur Lösung chirurgischer Herausforderungen. In: Additive Fertigung von Bauteilen und Strukturen – Neue Erkenntnisse und Praxisbeispiele, Springer Verlag, Vieweg Wiesbaden, 2019, S. 35-56.
- [RWK+19a] RISSE, L.; WOODCOCK; S.C.; KULLMER, G.; SCHRAMM, B.; RICHARD, H. A.: Reconstruction of a defective finger joint surface and development of an adapted external fixator. In: Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics Volume 34, Proceedings of the VII ECCOMAS Thematics Conference on Computational Vision and Medical Image Processing, October 16-18, 2019, Porto, S. 230-238.
- [RWK+19b] RISSE, L.; WOODCOCK; S.C.; KULLMER, G.; SCHRAMM, B.; SCHLENKER, F.; RICHARD, H. A.: Potentiale des Einsatzes individueller, additiv gefertigter medizinischer Hilfsmittel. In: DVM-Bericht 404, Arbeitskreis: Additiv gefertigte Bauteile und Strukturen, Deutscher Verband für Materialforschung und -prüfung e.V., Berlin, 2019, S. 139-150.

- [WRK+19] WOODCOCK; S.C.; RISSE, L.; KULLMER, G.; RICHARD, H. A.: Bewertung von verschieden gearteten Gitterstrukturen in Bezug auf ihre Einsatzfähigkeit in Bandscheibenimplantaten. In: DVM-Bericht 404, Arbeitskreis: Additiv gefertigte Bauteile und Strukturen, Deutscher Verband für Materialforschung und -prüfung e.V., Berlin, 2019, S. 151-162.

## **VORTRÄGE**

- [WSK+22] WOODCOCK; S.C.; SCHRAMM, B.; KULLMER, G.; RICHARD, H. A.: Bewertung der Knochen-Schraube Verbindung im Auszugtest und unter physiologischer Belastung in der Finite Elemente Methode. Arbeitskreis: Zuverlässigkeit von Implantaten und Biostrukturen, Deutscher Verband für Materialforschung und -prüfung e.V., September 29-30, 2022, Rostock.

# INHALTSVERZEICHNIS

|                                                                                       |           |
|---------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| Verzeichnis der verwendeten Symbole und Abkürzungen.....                              | XI        |
| <b>1 Motivation und Zielsetzung .....</b>                                             | <b>1</b>  |
| <b>2 Biomechanische Grundlagen .....</b>                                              | <b>4</b>  |
| <b>2.1 Der menschliche Bewegungsapparat.....</b>                                      | <b>4</b>  |
| <b>2.2 Die menschliche Wirbelsäule .....</b>                                          | <b>5</b>  |
| 2.2.1 Anatomischer Aufbau der Wirbelsäule .....                                       | 5         |
| 2.2.2 Der Lendenwirbel .....                                                          | 7         |
| 2.2.3 Die Zwischenwirbelscheibe.....                                                  | 10        |
| 2.2.4 Der Bandapparat.....                                                            | 11        |
| 2.2.5 Die Biomechanik der Lendenwirbelsäule.....                                      | 14        |
| <b>2.3 Degeneration der Zwischenwirbelscheibe .....</b>                               | <b>17</b> |
| <b>2.4 Operative Verfahren zur interkorporellen Fusion .....</b>                      | <b>20</b> |
| 2.4.1 Anteriore lumbale interkorporelle Fusion (ALIF).....                            | 20        |
| 2.4.2 Posteriore lumbale interkorporelle Fusion (PLIF).....                           | 22        |
| 2.4.3 Transforaminale lumbale interkorporelle Fusion (TLIF) .....                     | 23        |
| 2.4.4 Grenzen der Behandlung .....                                                    | 24        |
| <b>3 Entwicklung eines Finite-Elemente-Modells der menschlichen Lendenwirbelsäule</b> | <b>26</b> |
| <b>3.1 Finite-Elemente-Methode.....</b>                                               | <b>27</b> |
| <b>3.2 Modellierung der knöchernen Lendenwirbelsäule .....</b>                        | <b>29</b> |
| 3.2.1 Segmentierung der Lendenwirbelsäule .....                                       | 29        |
| 3.2.2 Partitionierung der knöchernen Strukturen.....                                  | 32        |
| <b>3.3 Modellierung der Zwischenwirbelscheiben .....</b>                              | <b>33</b> |
| 3.3.1 Berechnung des Zwischenwirbelscheibenmittelpunktes .....                        | 34        |
| 3.3.2 Aufbau und Modellierung der Zwischenwirbelscheibengeometrie.....                | 35        |
| <b>3.4 Modellierung der Ligamente .....</b>                                           | <b>36</b> |
| <b>3.5 Die Funktionseinheit L4-L5 .....</b>                                           | <b>38</b> |
| 3.5.1 Kalibrierung der Zwischenwirbelscheibe.....                                     | 39        |
| 3.5.2 Einflussanalyse der Ligamente.....                                              | 42        |
| 3.5.3 Validierung der Funktionseinheit L4-L5 .....                                    | 45        |
| <b>3.6 Die lumbosakrale Wirbelsäule.....</b>                                          | <b>50</b> |
| <b>4 Anwendungsbeispiele des FE-Modells.....</b>                                      | <b>58</b> |

|            |                                                                               |            |
|------------|-------------------------------------------------------------------------------|------------|
| <b>4.1</b> | <b>Kombinierte Bewegungen .....</b>                                           | <b>58</b>  |
| <b>4.2</b> | <b>Wirbelfusionierende Implantate .....</b>                                   | <b>63</b>  |
| 4.2.1      | Einfluss der Implantatposition .....                                          | 66         |
| 4.2.2      | Degeneration des Anschlusssegments .....                                      | 71         |
| 4.2.3      | Beanspruchung des Schraube-Stab-Systems .....                                 | 77         |
| 4.2.4      | Verhalten des Wirbels bei Osteoporose .....                                   | 90         |
| 4.2.5      | Implantatoptimierung .....                                                    | 95         |
| <b>5</b>   | <b>Aufbau zur experimentellen Untersuchung der lumbalen Wirbelsäule .....</b> | <b>104</b> |
| <b>6</b>   | <b>Zusammenfassung und Ausblick .....</b>                                     | <b>108</b> |
|            | <b>Literaturverzeichnis .....</b>                                             | <b>111</b> |

**VERZEICHNIS DER VERWENDETEN SYMBOLE UND ABKÜRZUNGEN****a) Lateinisch**

|                       |                                        |
|-----------------------|----------------------------------------|
| $A$                   | Fläche                                 |
| $c_1$                 | 1. Faktor Mooney-Rivlin Materialmodell |
| $c_2$                 | 2. Faktor Mooney-Rivlin Materialmodell |
| $E$                   | Elastizitätsmodul                      |
| $F$                   | Kraft                                  |
| $F_{\text{Ligament}}$ | einwirkende Kraft auf das Ligament     |
| $l_0$                 | ursprüngliche Länge                    |
| $l_i$                 | resultierende Länge                    |
| $R_e$                 | Streckgrenze                           |
| $R_m$                 | Zugfestigkeit                          |
| $R_{m,\text{Druck}}$  | Druckfestigkeit                        |
| $R_{p0,2}$            | 0,2 %-Dehngrenze                       |

**b) Griechisch**

|                 |                                   |
|-----------------|-----------------------------------|
| $\varepsilon$   | Dehnung                           |
| $\varepsilon_0$ | Dehnung der Ligamentenvorspannung |
| $\nu$           | Querdehnzahl                      |
| $\rho$          | Dichte                            |
| $\sigma$        | Spannung                          |

**c) Abkürzungen**

|       |                                                        |
|-------|--------------------------------------------------------|
| AF    | Anulus fibrosus                                        |
| ALIF  | Anterior Lumbar Interbody Fusion                       |
| ALL   | Ligamentum longitudinale anterius (Vorderes Längsband) |
| C1-C7 | 1. bis 7. Halswirbel                                   |
| CAE   | Computer aided engineering                             |
| CL    | Gelenkkapsel des Facettengelenks                       |
| CT    | Computertomographie                                    |

|          |                                                         |
|----------|---------------------------------------------------------|
| DICOM    | Digital Imaging and Communications in Medicine          |
| FAM      | Angewandte Mechanik                                     |
| FE       | Finite Elemente                                         |
| FEM      | Finite-Elemente-Methode                                 |
| FF       | Facet forces                                            |
| FL       | Ligamentum Flavum                                       |
| HE       | Hounsfield-Einheit                                      |
| ICR      | Instantaneous center of rotation                        |
| IDP      | Intradiscal Pressure                                    |
| ISL      | Ligamentum interspinale (Zwischendornfortsatzband)      |
| ITL      | Ligamentum intertransversarium                          |
| L1-L5    | 1. bis 5. Lendenwirbel                                  |
| LSWS     | Lumbosakrale Wirbelsäule                                |
| LWS      | Lumbale Wirbelsäule                                     |
| MR       | Magnetresonanz                                          |
| MRT      | Magnetresonanztomographie                               |
| NP       | Nucleus pulposus                                        |
| PEEK     | Polyetheretherketon                                     |
| PLIF     | Posterior Lumbar Interbody Fusion                       |
| PLL      | Ligamentum longitudinale posterius (Hinteres Längsband) |
| RoM      | Range of Motion                                         |
| S1-S2    | 1. bis 2. Sakralwirbel                                  |
| SSL      | Lig. Supraspinale (Dornfortsatzband)                    |
| STL      | Standard Triangulation Language                         |
| Th1-Th12 | 1. bis 12. Brustwirbel                                  |
| TLIF     | Transforaminal Lumbar Interbody Fusion                  |
| ZWS      | Zwischenwirbelscheibe                                   |

Alle weiteren verwendeten oder hiervon abweichenden Symbole und Bezeichnungen sind im Text erläutert.

# 1 MOTIVATION UND ZIELSETZUNG

Durch den demographischen Wandel und eine kontinuierlich steigende Lebenserwartung nimmt die Anzahl der behandlungsbedürftigen Personen mit degenerativen Veränderungen der Wirbelsäule stetig zu [DRE+10]. Die dabei entstehenden Rückenschmerzen besitzen eine hohe Inzidenz. Etwa 80 % - 85 % aller Menschen in Deutschland und in vergleichbaren Industrieländern leiden im Laufe ihres Lebens darunter. Rückenschmerzen können je nach Intensität und Dauer die Lebensqualität und Alltagsaktivität betroffener Menschen stark einschränken [FP05, KHF+17]. Kann die erkrankte Person nicht durch manuelle Therapie behandelt werden, ist ein operativer Eingriff unabdingbar [MTP18]. Die Fusion der Wirbelkörper stellt den Goldstandard für betroffene Patienten dar [MR19, VG12].

Durch die Erweiterung der biomechanischen Kenntnisse über die menschliche Wirbelsäule konnten Qualität und Erfolg der operativen Eingriffe deutlich gesteigert werden. Der Erfolg eines solchen Eingriffs definiert sich dabei durch das Erlangen primärer biomechanischer Stabilität durch das Implantat [BA08, WWC+98]. Weitere Ziele einer erfolgreichen Operation sind (i) die Aufrechterhaltung oder Rekonstruktion der physiologisch korrekten Position der Wirbelsäule, (ii) der Erhalt möglichst vieler Bewegungssegmente und (iii) die Verhinderung weiterer Komplikationen [BJ13], wie beispielsweise die Fehlpositionierung des Schraube-Stab-Systems. Des Weiteren zählt die Beschädigung von Muskeln oder Nerven durch Veränderungen der Biomechanik der Wirbelsäule dazu [BA08].

Für die erfolgreiche Operation ist die Auswahl des geeigneten Implantates und der geeigneten Operationstechnik im Hinblick auf die anatomischen und physiologischen Besonderheiten des individuellen Patienten von großer Wichtigkeit [BJ13, BA08]. Jede Region der Wirbelsäule hat ihre eigenen anatomischen, biomechanischen und biologischen Eigenschaften. Aspekte, wie Wirbelsäulenkrümmung, Beweglichkeit, Belastungsbedingungen sowie das Knochenheilungspotenzial, beeinflussen die Wahl des Implantats und des chirurgischen Ansatzes [BA08]. Aus diesem Grund unterscheiden sich Wirbelsäulenimplantate nicht nur in ihrer Größe, sondern folgen auch verschiedenen bevorzugten regionsabhängigen Stabilisierungsprinzipien [BA08]. Diesbezüglich sind beispielsweise das Schraube-Stab-System [Tum21] im Bereich der Lendenwirbelsäule oder das Schraube-Platten-System [LY21] im Bereich der Halswirbelsäule zu nennen. Trotz der zur Verfügung stehenden Auswahl an Implantaten und Operationstechniken bestehen weiterhin fundamentale Probleme, die den Erfolg einer Operation negativ beeinflussen können [GEB+18, KE06]. Typische Probleme sind beispielsweise die Lockerung des Implantates, sein Einsinken in den Wirbelkörper oder die Verschiebung des Implantates im Zwischenwirbelbereich. Eine weitere große Problematik ist die Anschlussdegeneration benachbarter Bewegungssegmente durch eine postoperative höhere mechanische Belastung [KE06, BA08]. Gründe für die zuvor beschriebenen Probleme sind unpassend dimensionierte Implantate, eine hohe Varianz der anatomischen Gegebenheiten des Patienten, eine fehlerhafte Platzierung des Implantats oder eine mangelhafte Fixierung der zu fusionierenden Wirbelkörper, aber auch Fehler durch den behandelnden Arzt [BJ13, GEB+18].

Zur Verbesserung der medizinischen Versorgung und der Vertiefung des Verständnisses der mechanischen Zusammenhänge innerhalb der Wirbelsäule ist die Biomechanik ein relevanter Bereich der Wissenschaft.

In der Biomechanik wird Fachwissen (Expertenwissen) aus den Biowissenschaften und der angewandten Mechanik kombiniert, um die Auswirkungen von Kräften, Momenten und Verschiebungen zu analysieren und zu quantifizieren, die unter verschiedenen Bedingungen auf das (Muskel-, Knochen-, Nerven- o.ä.) Gewebe einwirken [GEB+18, BMB+17]. In der Regel werden Modelle entwickelt, die ein hinreichendes Abbild der Realität darstellen, um anhand dieser Modelle Therapiekonzepte zu evaluieren und weiterzuentwickeln [BMB+17]. *In silico* Modelle, besser bekannt als computergestützte oder biomechanische Modelle, werden in der Wirbelsäulenforschung zunehmend zur Untersuchung komplexer mechanobiologischer Phänomene eingesetzt. Beispielhaft sind die Untersuchungen der Forschungsgruppe 5177 – Die Dynamik der Wirbelsäule zu nennen, die mit einem validierten muskuloskelettalen *in vivo* Modell individuelle Belastungen im Bereich der Wirbelsäule und des Beckens betrachten können [Cha25]. Diese Modelle bieten eine praktikable Alternative, um die physikalischen und materiellen Eigenschaften zu untersuchen [GEB+18]. Erstmals ist 1973 die Finite-Elemente-Methode im Bereich der menschlichen Wirbelsäule zum Einsatz gekommen. Seitdem spielt diese Methode eine immer wichtigere Rolle bei der Erweiterung des Verständnisses der grundlegenden Biomechanik der Wirbelsäule [KE06]. Auf Grund ihrer hohen Komplexität zählt die Wirbelsäule zu den anspruchsvollsten Strukturen für die numerische Modellierung [MHH+10].

Modelle, die aus CT-Scans oder MR-Bildern abgeleitet werden, erfordern im Allgemeinen die Schritte der Bildsegmentierung, der Oberflächenmodellierung und der Volumendiskretisierung und sind daher in ihrer Erstellung und der anschließenden Berechnung sehr zeitaufwändig [DTG+15, SHS+06]. Daher konzentrieren sich die meisten Studien auf isolierte Wirbel oder Wirbelsäulensegmente. Außerdem werden Zwischenwirbelscheiben und Ligamente in der Regel idealisiert modelliert [DZS+14]. Eine Vielzahl von Forschungsgruppen hat bereits klinisch relevante und akkurate Modelle der menschlichen Lendenwirbelsäule zur Untersuchung verschiedenster biomechanischer Bereiche generiert [DZS+14]. In Forschungsprojekten sind die Materialmodelle des passiven Bewegungsapparates, zu dem die Knochen, die Bänder und die Gelenke gehören [RK20], innerhalb des numerischen Simulationsmodells angepasst worden. Die Nachbildung des Verhaltens im menschlichen Körper kann dadurch besser realisiert werden. Schmidt et al. [SHD+07] untersuchen im Verlauf der Anpassung des Simulationsmodells die Einflüsse der einzelnen Ligamente auf den erreichbaren Bewegungsumfang der Lendenwirbelsäule. Darüber hinaus wird das exakte Verhalten der Zwischenwirbelscheibe intensiv erforscht, um möglichst realitätsnahe Beanspruchungen sowie Verformungen infolge der Belastung der einzelnen Zwischenwirbelscheibenelemente zu erhalten [HSC+07, SKH+07]. Vermehrt finden sich Modelle der Lendenwirbelsäule, bei denen der Einfluss der örtlichen Muskulatur auf Bewegungen und Beanspruchungen untersucht wird [SGR+13, RLN+21]. Aber auch Implantate wie Pedikelschrauben und wirbelfusionierende Implantate finden eine immer höher werdende Beachtung [DRG20, VVA+22]. Die bisherigen aus der Literatur [DZS+14]

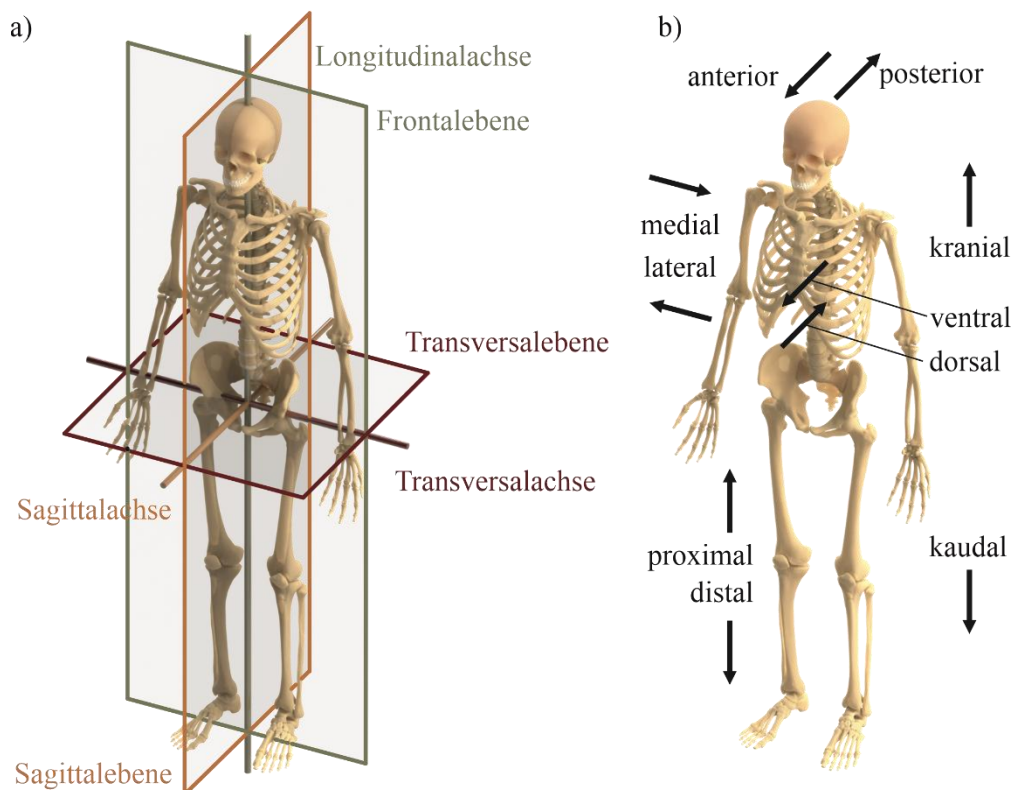
bekannten Modelle nutzen häufig vereinfachte Geometrien und Materialmodelle zur Beseitigung ungewollter negativer Einflüsse auf die Simulationen. Diese Modelle werden zur Verbesserung des Verständnisses allgemeiner biomechanischer Vorgänge innerhalb der Lendenwirbelsäule verwendet.

Die Zielsetzung der vorliegenden wissenschaftlichen Arbeit ist die Ermöglichung der Partizipation der Angewandten Mechanik der Universität Paderborn am Forschungsgebiet der numerischen Analyse lumbosakraler Wirbelsäulen. Zur Erreichung der Zielsetzung wird im nachfolgenden das benötigte Vorgehen beschrieben. Die Erstellung eines *in silico* Modells erfordert umfassende Kenntnisse der biomechanischen Eigenschaften der lumbosakralen Wirbelsäule, die als Grundlage für die Generierung des numerischen Modells dienen. Die numerische Modellierung der Zwischenwirbelscheibe, der Ligamente und der knöchernen Strukturen erfordert einen iterativen Kalibrierungsprozess der Materialeigenschaften, um eine möglichst präzise Nachbildung der realen biomechanischen Verhältnisse zu gewährleisten. Die abschließende Validierung erfolgt durch den Vergleich mit etablierten Modellen und *in vitro* Untersuchungsergebnissen, um die Validität der numerischen Ergebnisse sicherzustellen. Im Wesentlichen kann ein *in silico* Modell als wertvolles, kosteneffizientes Werkzeug für die Untersuchung der Einflüsse verschieden gearteter Instrumentierungen auf die Strukturen der Wirbelsäule betrachtet werden. Die zu erwartende Stabilität der Wirbelsäule, z. B. durch einen chirurgischen Eingriff, kann a priori patientenspezifisch simuliert und bewertet werden und dem Mediziner wertvolle Einblicke und quantifizierbare Metriken über den Erfolg oder den möglichen Misserfolg des geplanten operativen Eingriffs gewähren, die bei der Entscheidungsfindung vor der Durchführung der gewünschten Behandlung hilfreich sind [LVP+09]. Zudem besteht die Möglichkeit, die Belastungen bestehender Implantate zu analysieren, wodurch Überbeanspruchungen auf Grund alltäglicher Belastungen vorhergesagt werden können. Die Identifikation numerisch bestimmter Schwachstellen erlaubt die gezielte Entwicklung neuer Wirbelsäulenimplantate. Dabei werden die individuellen Geometrien der Wirbelkontur patientenspezifisch berücksichtigt.

## 2 BIOMECHANISCHE GRUNDLAGEN

Dieses einleitende Kapitel dient der Bildung des Grundverständnisses über den Aufbau und die biomechanischen Eigenschaften der menschlichen Lendenwirbelsäule. Zur Verständnisbildung wird in Abschnitt 2.1 die international einheitliche anatomische Nomenklatur erläutert und die grundlegende Aufteilung des menschlichen Bewegungsapparates dargelegt. Der Schwerpunkt des Abschnittes 2.2 ist die ganzheitliche Betrachtung der menschlichen Lendenwirbelsäule und deren anatomischer Aufbau sowie deren biomechanische Funktionsweise. Erkrankungen der Wirbelsäule und deren Behandlungsmöglichkeiten werden in Abschnitt 2.3 eingehend betrachtet. Die Grenzen, die der Behandlung zu Grunde liegen, werden abschließend in Abschnitt 2.4 beleuchtet.

### 2.1 Der menschliche Bewegungsapparat



**Abbildung 2.1:** Orientierung am menschlichen Körper nach [RK20]  
a) Hauptebenen und Hauptachsen am menschlichen Körper  
b) Anatomische Normalposition mit Richtungsbezeichnungen

Für die Beschreibung der Lendenwirbelsäule ist es notwendig, einige in der Medizin gebräuchliche Begriffe zu erläutern. Dabei ist die Lage und die Ausrichtung des menschlichen Bewegungsapparates standardmäßig auf den Schwerpunkt einer aufrechtstehenden Person bezogen [RK20]. In der Normalposition ist das Gesicht nach vorne gerichtet, die Arme hängen seitlich herab und die Handinnenflächen sind entweder zum Körper oder nach vorne ausgerichtet. Die Beine stehen parallel nebeneinander und die Füße zeigen dabei nach vorne.

[PS15]. Zum besseren Verständnis sind in Abbildung 2.1: die nachfolgenden Begrifflichkeiten visualisiert.

Die Longitudinal-, Transversal- und Sagittalachse sind senkrecht zueinander verlaufende Achsen und bilden ihren Schnittpunkt im Körperschwerpunkt [RK20]. Die Achsen und Ebenen können beliebig entlang ihrer Normalvektoren bewegt und so in unendlicher Häufigkeit durch den Körper gelegt werden [Kug17]. Zusätzlich zu den Achsen und Ebenen werden Lage- und Richtungsbezeichnungen definiert (Abbildung 2.1 b). Die Lagebezeichnungen geben an, wie Organe oder Strukturen zueinander gelegen sind. So befindet sich beispielsweise das proximale Ende des Unterschenkels beim Knie und das distale Ende beim Fuß. [Kug17] In Bezug auf die Wirbelsäule sind die Begriffe kranial, kaudal, dorsal und ventral von wesentlicher Bedeutung. Durch die Richtungsbezeichnungen werden die Bewegungsrichtungen einzelner Gliedmaßen und des Rumpfes definiert [Kug17]. Hinsichtlich der Wirbelsäule sind besonders die Rotation, Flexion und Extension wiederkehrende Begriffe. Die Lage- und Richtungsangaben beziehen sich auf den Körper und sind daher unabhängig von der Orientierung des Körpers relativ zur Umgebung [RK20]. Der Patient kann aufrecht im Raum stehen oder waagrecht im Bett liegen, der Kopf befindet sich in beiden Fällen kranial des Rumpfes.

Die Gesamtheit des menschlichen Bewegungsapparates wird durch einen passiven und einen aktiven Teil klassifiziert [RK20]. Die Regionen des Skeletts, die bewegt werden, bilden den passiven Bewegungsapparat [AS08]. Zugehörig zum passiven Bewegungsapparat sind die Knochen, Bänder und Gelenke. Diese Regionen ermöglichen die Lastübertragung und dienen der Statik des Bewegungsapparates [Kum05]. Die Regionen des Bewegungsapparates, die Bewegungen bewirken, bilden den aktiven Bewegungsapparat und werden durch Muskeln und Sehnen, die die Muskeln mit den Knochen verbinden, repräsentiert [AS08].

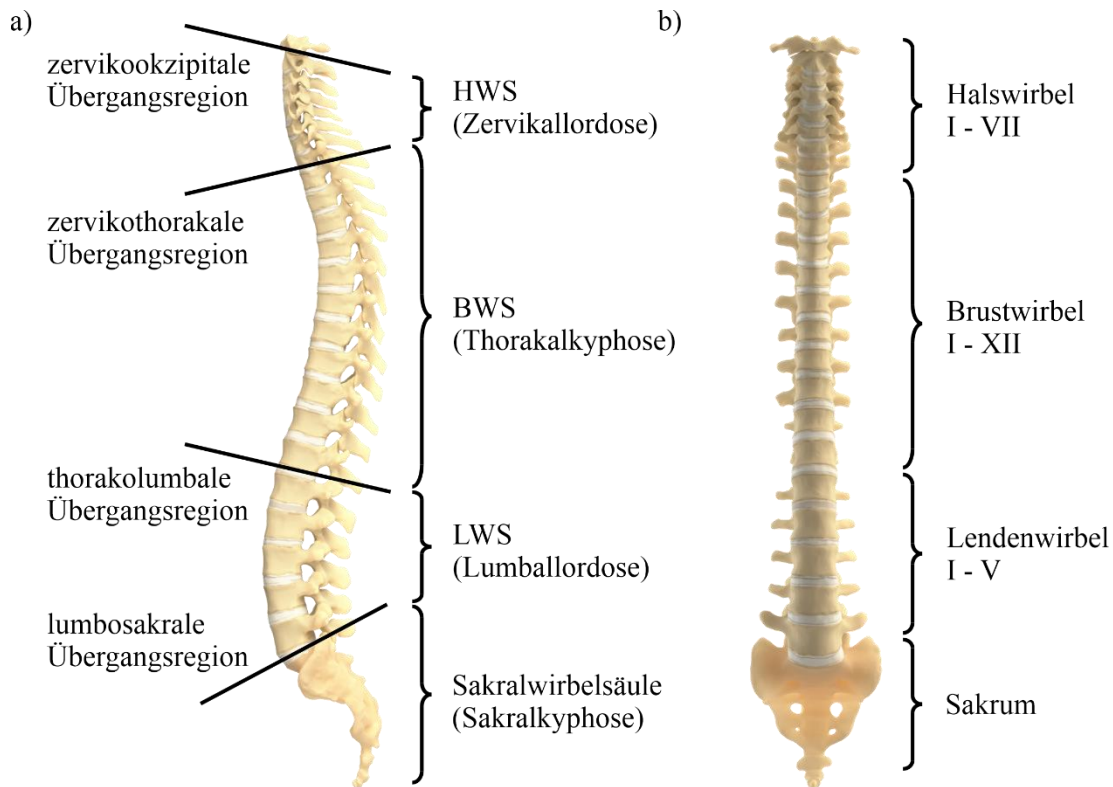
## **2.2 Die menschliche Wirbelsäule**

In der vorliegenden Forschungsarbeit liegt der Fokus auf der Lendenwirbelsäule, weswegen primär dieser Teil der Wirbelsäule im Nachfolgenden detaillierter beschrieben wird. Dazu zählen die Erläuterung des Aufbaus und der Funktionsweise der Lendenwirbelsäule, mit einer tiefergehenden Betrachtung der einzelnen Elemente der Wirbelsäule in Form der Wirbelkörper, der Zwischenwirbelscheibe und des Bandapparates.

### **2.2.1 Anatomischer Aufbau der Wirbelsäule**

Auf der Sagittalebene in Richtung der dorsalen Seite des menschlichen Körpers gelegen, verbindet die Wirbelsäule die Extremitäten miteinander [SSS+18]. Die menschliche Wirbelsäule setzt sich aus 24 einzelnen Wirbeln, den damit fest verbundenen 23 Zwischenwirbelscheiben sowie der in kaudaler Richtung anschließenden Sakralwirbelsäule zusammen [PS15]. Zur Verdeutlichung der Beschreibungen der menschlichen Wirbelsäule sind grafische Darstellungen in Abbildung 2.2 gegeben. Weiterführend kann die Wirbelsäule in vier Regionen unterteilt werden, die sich wie folgt gliedern: Die Halswirbelsäule mit sieben zervikalen Wirbeln (C1-C7), die Brustwirbelsäule mit 12 thorakalen Wirbeln (Th1-Th12), die

Lendenwirbelsäule mit fünf lumbalen Wirbeln (L1-L5) und die Sakralwirbelsäule, bestehend aus dem Kreuz- (S1) und dem Steißbein (S2) [SSS+18]. Dabei leistet jede Region der Wirbelsäule ihren individuellen Beitrag zur Übertragung der Gewichtskraft des Kopfes, des Halses, des Rumpfs und der Arme auf die Beine. Zugleich gewährleistet die Wirbelsäule eine hohe Beweglichkeit des Oberkörpers und bietet dem Rückenmark mechanischen Schutz [AAE+17]. Bei der ventralen Betrachtung hat die Wirbelsäule eine gerade und symmetrisch erscheinende Form. Wird die Wirbelsäule von lateral betrachtet, weist sie eine doppelte S-Krümmung auf, die aus vier einzelnen Krümmungen gebildet wird.



**Abbildung 2.2:** Unterteilung der menschlichen Wirbelsäule nach [SSS+18]  
a) Regionen der menschlichen Wirbelsäule aus lateraler Ansicht  
b) Wirbel der Wirbelsäule aus ventraler Ansicht

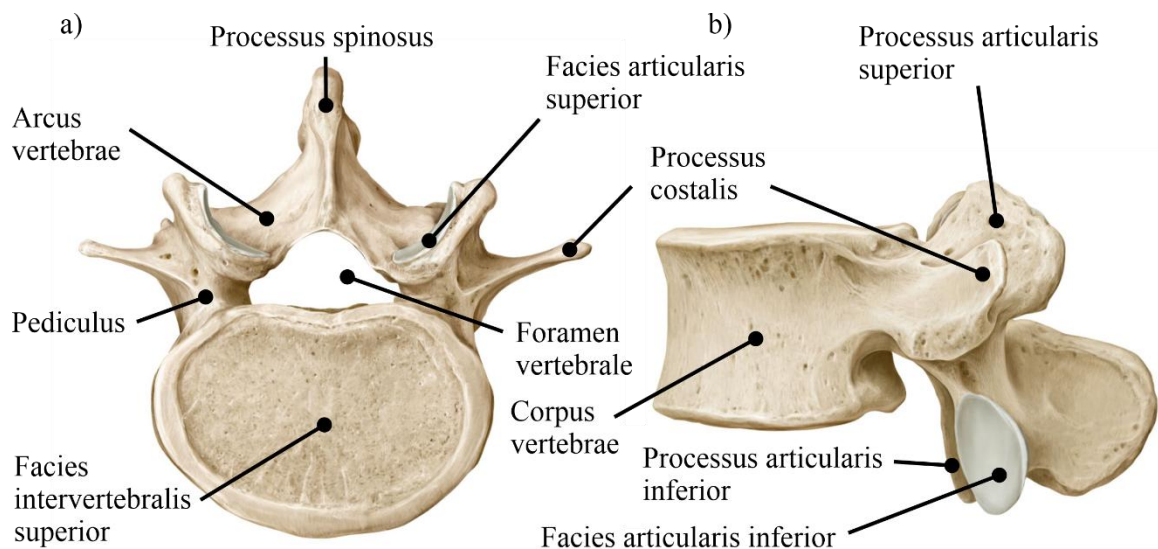
Die Regionen der Halswirbelsäule und der Lendenwirbelsäule sind nach ventral konvex gekrümmt. Diese Krümmung wird als Zervikal- bzw. Lumballordose bezeichnet. Sowohl der Thorakal- als auch der Sakralbereich der Wirbelsäule sind nach ventral konkav gekrümmt. Sie werden Zervikal- bzw. Sakralkypnose genannt [PS15, BJ13]. Durch die alternierenden Krümmungen der Wirbelsäule mit den Zwischenwirbelscheiben werden axiale Stöße ähnlich einer Feder gedämpft, um den Körper vor Erschütterungen zu schützen [AAE+17].

In den nachfolgenden Abschnitten werden die einzelnen Bestandteile der Wirbelsäule genauer betrachtet. Dabei wird insbesondere auf die für diese Arbeit relevante Region der Wirbelsäule, die Lendenwirbelsäule, eingegangen.

### 2.2.2 Der Lendenwirbel

Mit Ausnahme des ersten und des zweiten Halswirbels folgen alle Wirbel dem gleichen Aufbau [PS15]. Sie setzen sich aus dem Wirbelkörper (Corpus vertebrae), dem Wirbelbogen (Arcus vertebrae) und den Wirbelbogenfortsätzen (Processus arcus vertebrae) zusammen [AAE+17]. Durch die steigende Belastung von kranial nach kaudal nimmt das Volumen der Wirbelkörper in dieser Richtung zu, sodass die Lendenwirbelkörper das größte Volumen aufweisen [Ben06]. Die Form der Wirbel variiert von einer Nierenform in der kranialen Region zu einer ovalen Form in der distalen Region der Lendenwirbelsäule [Kum05].

Der Wirbelkörper nimmt hauptsächlich die axial wirkende Belastung, in Form von Kompression, durch das Körpergewicht und Muskelkräfte auf [BA08]. Die Wirbel gehören zu der Gruppe der Knochen mit einer unregelmäßigen Gestalt (Abbildung 2.3), da sie gleichzeitig Stütz-, Bewegungs- und Schutzfunktion übernehmen müssen [RK20]. Das spongiöse Innere der Wirbelkörper wird von einer höherfesten kortikalen Schicht umgeben. Durch diesen Aufbau ist die Deformierbarkeit des Wirbels und damit einhergehend eine gewisse Elastizität gewährleistet. Dennoch bieten die Wirbelkörper eine hohe Festigkeit. Die Kombination aus Deformierbarkeit und Festigkeit erfüllt eine stoßdämpfende Funktion [KS12]. Die Wirbelkörper werden an den kaudalen und kranialen Flächen durch Endplatten (Facies intervertebralis inferior et superior) begrenzt, welche aus kompaktem Knochen bestehen und von einem Knorpelgewebe bedeckt sind. Die Endplatten und die Knorpelschicht sind jeweils etwa 0,5 mm stark. Zum Zentrum der Endplatten nimmt die Dicke etwas ab, daher ist der zentrale Bereich der Wirbelkörper weniger belastbar als der Randbereich [BJ13]. Außerdem bestehen Festigkeitsunterschiede zwischen der kranialen und der kaudalen Endplatte. Die kaudale Endplatte besitzt eine deutlich höhere Festigkeit als die kraniale [Ben06].

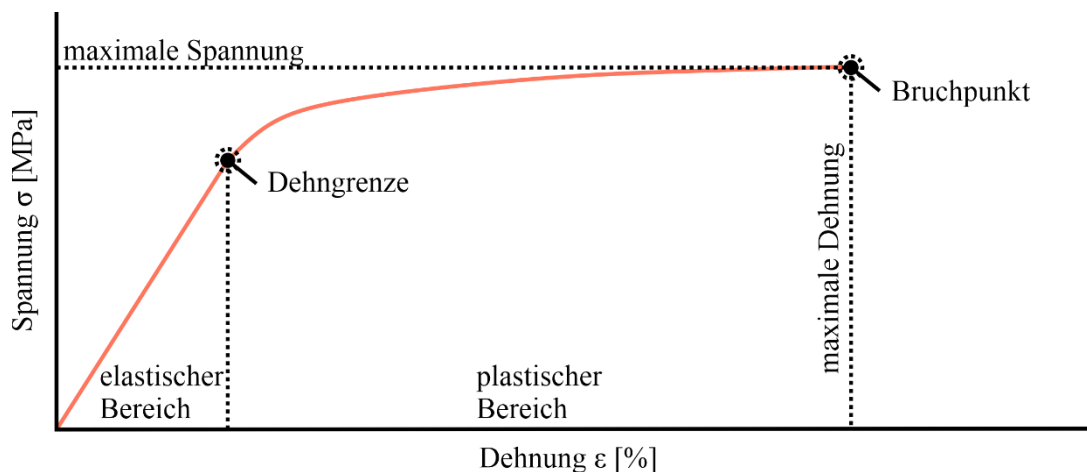


**Abbildung 2.3:** Aufbau der Wirbel der Lendenwirbelsäule nach [SSS+18]  
 a) Ansicht des Lendenwirbels L4 von kranial  
 b) Ansicht des Lendenwirbels L4 von links-lateral

Dorsal am Wirbelkörper befindet sich der Wirbelbogen (Arcus vertebrae), der zusammen mit dem Wirbelkörper das dreieckig geformte Wirbelloch (Foramen vertebrale) bildet. Die

Aneinanderreihung der Wirbel bildet den Wirbelkanal, durch den das Rückenmark geschützt wird [PS15, SSS+18]. An dem Wirbelbogen wiederum befinden sich insgesamt sieben Wirbelbogenfortsätze. Nahe des Wirbelbogens (Pediculus) entspringen je Seite ein oberer und ein unterer Gelenkfortsatz (Processus articulares superiores et inferiores), die sich senkrecht in Richtung kaudal und kranial ausrichten. An den Enden der Gelenkfortsätze befinden sich die Gelenkflächen (Facies articularis). Die Gelenkflächen der nach kranial gerichteten Gelenkfortsätze sind leicht konkav gewölbt und nach medial gerichtet. Die Gelenkflächen der nach kaudal gerichteten Gelenkfortsätze hingegen sind leicht konvex und nach lateral gerichtet. So bilden die nach kaudal gerichteten Gelenkfortsätze mit den nach kranial gerichteten Fortsätzen des benachbarten Wirbels die Zwischenwirbelgelenke [SSS+18]. Mit einer nahezu horizontalen Ausrichtung ragen die Querfortsätze (Processus costalis) nach dorsal gerichtet beidseitig aus dem Wirbelbogen hervor. Die Breite des Querfortsatzes nimmt von kranial nach kaudal zu und beim fünften Lendenwirbel ist der Processus costalis häufig abgerundet [PS15]. Nach dorsal steht ein unpaarig auftretender, fast horizontal ausgerichteter Dornfortsatz (Processus spinosus) hervor, der im Bereich der Lendenwirbelsäule eine kräftige Ausprägung besitzt [PS15]. Die paarig auftretenden Querfortsätze und der einzeln vorhandene Dornfortsatz dienen der Muskulatur als Ansatzpunkte und als Hebel zur Bewegung der Wirbelsäule [AS08]. Im Rahmen dieser Forschungsarbeit wird jedoch die Muskulatur, also der aktive Bewegungsapparat, außeracht gelassen.

Für die biomechanischen Untersuchungen der Wirbel ist eine eingehende Kenntnis über das System der Knochen erforderlich. Knochen ist ein komplexer Verbundwerkstoff, der lebende und nicht lebende Materie enthält. Zu der lebenden Materie zählen die Zellen der Osteoblasten und der Osteoklasten, die für den Aufbau und den Abbau des Knochens verantwortlich sind. Aus den Osteoblasten entstehen vollständig von mineralischer Knochensubstanz überzogene Osteozyten, die über mikroskopische Kanäle untereinander verbunden sind [RK20].



**Abbildung 2.4:** Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Kortikalis [Fra08]

Die maßgeblichen mechanischen Eigenschaften können in vereinfachter Form durch den Elastizitätsmodul ( $E$ -Modul) und die Querdehnzahl  $\nu$  beschrieben werden, die den typischen linear-elastischen Bereich für physiologische Belastung abdecken (Abbildung 2.4:) [RK20]. Im Anschluss an den linear-elastischen Bereich folgt der plastische Bereich, in dem bleibende Schäden in Form von Mikrorissen im Knochen entstehen können. Durch diese wird die

Nachgiebigkeit des gesamten Wirbels erhöht, sodass bei weiter steigender Belastung einzelne Risse wachsen, die sich bei fortschreitender Belastung verbinden und in einem finalen Versagen des Wirbels resultieren [Fra08].

Weiterhin ist zu beachten, dass die kortikalen sowie die spongiösen Bereiche anisotropes und inhomogenes Materialverhalten aufweisen, was bedeutet, dass richtungsabhängige Unterschiede der Materialeigenschaften vorliegen [LHG96]. Eine definitive Aussage über den maximalen oder den minimalen  $E$ -Modul ist auf Grund der Komplexität der knöchernen Struktur nahezu unmöglich, wie der in Tabelle 2.1 angegebene Bereich verdeutlicht. Der großen Varianz der Materialeigenschaften innerhalb eines Wirbels schließt sich die Individualität der Materialeigenschaften der Wirbel eines jeden Patienten an. Durch beispielsweise genetische, belastungs- oder altersbedingte Einflüsse auf die knöcherne Struktur ist davon auszugehen, dass über die in der Literatur angegebenen Werte für den  $E$ -Modul hinaus, höhere, aber auch niedrigere Werte bei den Knochen eines Patienten zu finden sind [LHG96, MBS+15, KD06].

**Tabelle 2.1:** Materialeigenschaften der Knochen

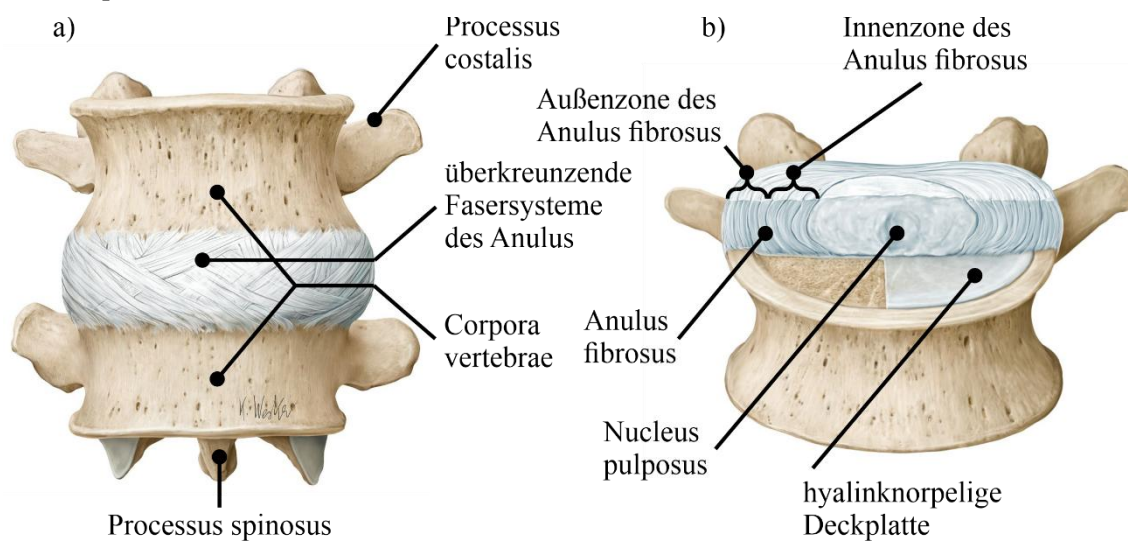
|                                                         | <b>Kortikalis</b> | <b>Spongiosa</b> | <b>Materialverhalten</b>                 | <b>Literatur</b>                           |
|---------------------------------------------------------|-------------------|------------------|------------------------------------------|--------------------------------------------|
| <b>Elastizitätsmodul [MPa]</b>                          | 3000-22000        | 50-700           | Transversal isotrop,<br>linear elastisch | [LHG96],<br>[SB16],<br>[KD06]              |
| <b>Poissonzahl</b>                                      | 0,2-0,484         | 0,2-0,45         |                                          |                                            |
| <b>Schubmodul [MPa]</b>                                 | 1400-5400         | 41,7-48,3        | Transversal isotrop,<br>linear elastisch |                                            |
| <b>Streckgrenze<br/><math>R_e</math> [MPa]</b>          | 114               |                  |                                          | [VG12]                                     |
| <b>Zugfestigkeit<br/><math>R_m</math> [MPa]</b>         | 52-205            | 0,5-5            |                                          | [MBH16],<br>[VG12],<br>[KD06]              |
| <b>Druckfestigkeit [MPa]</b>                            | 106-193           | 0,2-378          |                                          | [KD06],<br>[MBH16],<br>[WP91],<br>[BFL+12] |
| <b>Bruchdehnung [<math>\epsilon</math>]</b>             | 0,78-1,5          | 0,6-2,5          |                                          |                                            |
| <b>Dehnung Druck<br/>Streckgrenze <math>R_e</math></b>  | 0,84              | 6-6,7            |                                          |                                            |
| <b>Dehnung Druck<br/>Zugfestigkeit <math>R_m</math></b> | < 2               | 7,4-9,5          |                                          | [WP91]                                     |

Der zuverlässigste alleinstehende Prädiktor für den  $E$ -Modul und die Festigkeitseigenschaften von spongiösem Knochen ist die Dichte [Her16]. Die scheinbare Dichte eines Wirbels ist das Produkt aus dem Volumenanteil des knöchernen Wirbelmaterials und der Gewebedichte von Knochen, wobei letzteres annähernd konstant bei etwa  $2,0 \text{ g/cm}^3$  liegt [KD06]. Patienten, die beispielsweise unter Osteoporose leiden, erfahren eine stetig voranschreitende Reduktion der scheinbaren Knochendichte sowie der Gewebedichte von Knochen. Knochen weist eine hohe

Steifigkeit bei gleichzeitig hoher Sprödigkeit auf. Aus diesem Grund ist die benötigte Verformung bis zum Versagen gering, wodurch wiederum das Risiko von Wirbelfrakturen erhöht wird [Cow01]. Im Allgemeinen ist davon auszugehen, dass Osteoporosepatienten eine Reduktion der Knochenfestigkeit erfahren [Her16]. Sollen Grenzbelastungen im Knochen untersucht werden, werden zusätzlich zum  $E$ -Modul und der Querdehnzahl die Fließgrenze  $R_e$  bzw.  $R_{p0,2}$  sowie die Bruchgrenzen  $R_m$  und  $R_{mDruck}$  benötigt [RK20]. Diese Materialeigenschaften dienen der Bewertung von Beanspruchungen innerhalb des Knochens. Sie lassen Rückschlüsse auf mögliche Schädigungen des Knochens zu und helfen, die Auswirkungen von Belastungen zu beurteilen.

### 2.2.3 Die Zwischenwirbelscheibe

Zwischen zwei benachbarten Wirbeln befindet sich die Zwischenwirbelscheibe (discus intervertebralis), umgangssprachlich auch Bandscheibe genannt, die die zentrale Einheit des komplexen Bewegungsmechanismus der Wirbelsäule bildet. In der Regel befinden sich 23 Zwischenwirbelscheiben innerhalb der Wirbelsäule, lediglich der Atlas und der Axis der Halswirbelsäule sind durch ein echtes Gelenk verbunden und die Sakral- und Steißbeinwirbel sind verschmolzen und besitzen somit keine Zwischenwirbelscheiben. Die Zwischenwirbelscheibe ist mit den knorpeligen Endplatten und den knöchernen Randleisten der angrenzenden Wirbelkörper verwachsen und in Abbildung 2.5 im Detail dargestellt. [AAE+17]



**Abbildung 2.5:** Aufbau der Zwischenwirbelscheibe der Lendenwirbelsäule nach [SSS+18]  
a) Ansicht der Zwischenwirbelscheibe aus ventral  
b) Schnittansicht der Zwischenwirbelscheibe

Im Bereich der Lendenwirbelsäule besitzen die Zwischenwirbelscheiben eine Keilform und tragen so zur Ausbildung der Lordose bei [AS08]. Die Zwischenwirbelscheibe der Lendenwirbelsäule besitzt eine durchschnittliche Höhe von 10 mm [PS15]. Die elastische Zwischenwirbelscheibe besteht in ihrem Aufbau aus drei Teilen, einem inneren flüssigkeitsreichen Gallertkern (Nucleus pulposus), einem äußeren Faserring (Anulus fibrosus) und zwei knorpeligen Endplatten [SSS+18]. Mit einem Wasseranteil von bis zu 80 % kann der

stark hydrophile Nucleus pulposus aus mechanischer Sicht mit einem hydrostatischen System verglichen werden [BJ13]. Die Abgrenzung zum umgebenden Anulus fibrosus ist fließend und ohne klare Abgrenzung [PS15]. Der Anulus fibrosus besitzt einen lamellenartigen Aufbau aus einem straffen kollagenen Bindegewebe mit konzentrisch angeordneten, sich stets überkreuzenden, benachbarten Fasern [AAE+17]. Durch diese charakteristische Struktur der Fasern können Scherkräfte sowie die Beanspruchung, welche der Nucleus pulposus auf den Anulus fibrosus ausübt, optimal kompensiert werden [Pre98]. Bei der Extension, der Flexion oder der lateralen Flexion, die als Belastung auf die Zwischenwirbelscheibe auftreten, kommt es zu einer Druckerhöhung im Nucleus pulposus [PS15]. Infolge der Belastung des Nucleus pulposus wölbt dieser sich nach außen und übt Druck auf den Anulus fibrosus und die Endplatten aus. Auf Grund seiner Struktur transformiert der Anulus fibrosus den durch den Nucleus pulposus hervorgerufenen Innendruck in Zugspannungen [SSS+18]. Dadurch wird selbst bei Deformationen der Zwischenwirbelscheibe durch Seitneigung oder Beugung eine gleichmäßige Druckverteilung auf die Endplatten erreicht [BJ13].

## 2.2.4 Der Bandapparat

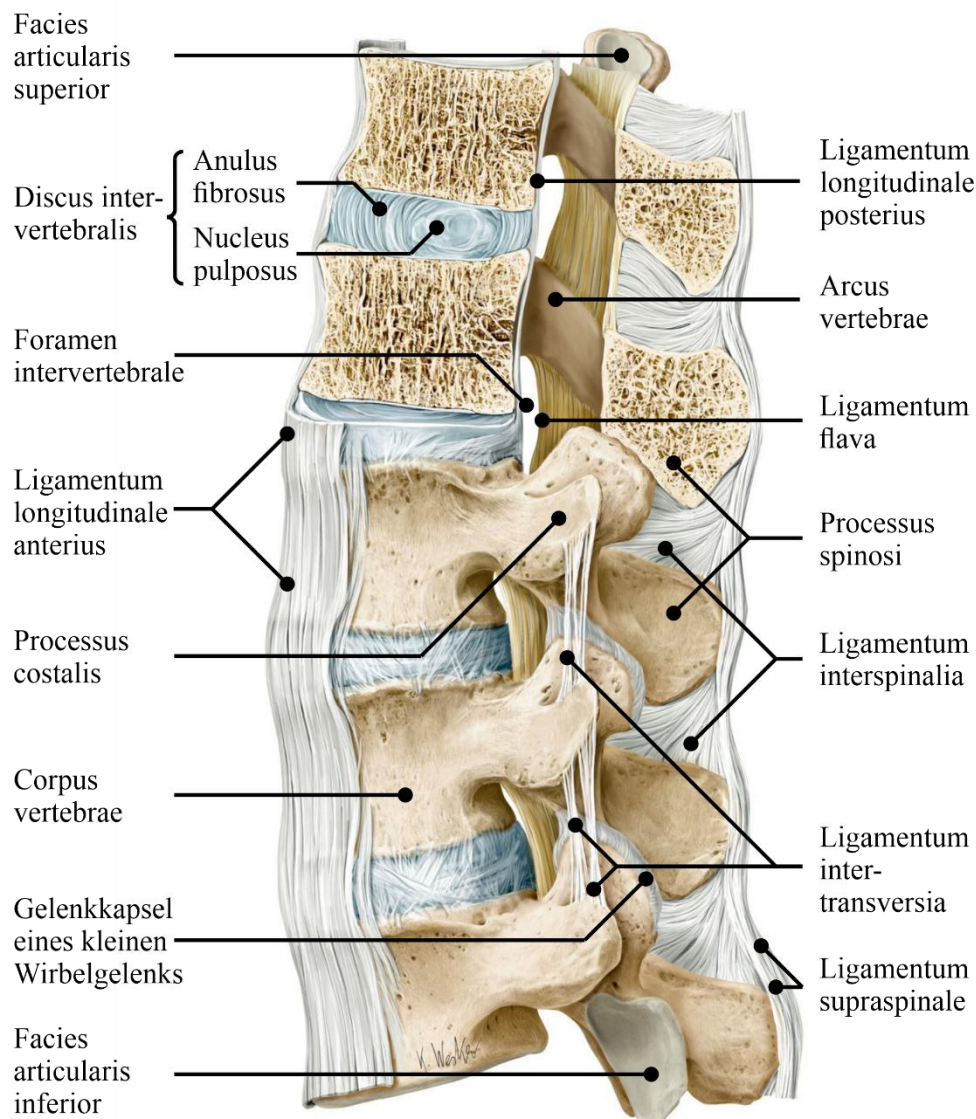
Alle Bänder, auch Ligamente genannt, der Wirbelsäule sind morphologisch und funktionell als Einheit zu verstehen. Daher wird ihre Gesamtheit auch als Bandapparat bezeichnet. Dieser Bandapparat verbindet die einzelnen Teile der Wirbel miteinander und sorgt dadurch für eine stützende Wirkung innerhalb der Wirbelsäule [KD06]. Darüber hinaus ermöglicht der Bandapparat die physiologischen Bewegungen sowie deren Einschränkung, um die Wirbelsäule effektiv vor Verletzungen zu schützen [BJ13]. Durch die unterschiedlichen Ansatzpunkte können die Ligamente den unterschiedlichen Bereichen der Wirbel zugeordnet werden. Das ligamentum longitudinale anterius (ALL) und das ligamentum longitudinale posterius (PLL) gehören zu den Ligamenten am Wirbelkörper. Zu den Ligamenten am Wirbelbogen zählen das ligamentum flavum (FL), das ligamentum interspinale (ISL), das ligamentum supraspinale (SSL) und die ligamenta intertransversaria (ITL). Die Gelenkfortsätze am Wirbelbogen sind ebenfalls mit Ligamenten umschlossen, die als Kapselligamente, den ligamenta capsularia (CL), bezeichnet werden [SSS+18]. Zur Verdeutlichung der Ligamentlagen dient die Darstellung in Abbildung 2.6.

Auf der ventralen Seite des Wirbelkörpers befindet sich breitflächig das ligamentum longitudinale anterius (ALL), welches sowohl mit dem Wirbel als auch mit der Zwischenwirbelscheibe an deren Ansatzpunkten verflochten ist. Das Ligament erstreckt sich von der Schädelbasis über die gesamte Wirbelsäule bis zum Sakrum und wird in kaudaler Richtung zunehmend stärker ausgeprägt [SSS+18]. Durch seine Lage wird das Ligament bei Extensionsbewegungen auf Zug beansprucht und grenzt neben den weiteren bewegungshemmenden Elementen diese Bewegung ein [AS08].

Die dorsale Seite der Wirbelkörper ist mit dem schmalen ligamentum longitudinale posterius (PLL) versehen. Eine Verflechtung des PLL ist hier jedoch primär mit dem Anulus fibrosus vorhanden. Zu den Wirbelkörpern besteht nur eine schwache Verbindung [AAE+17]. Im Gegensatz zum ALL nimmt die Ausprägung des PLL in kaudaler Richtung ab und ist somit in

der thorakalen und der zervikalen Wirbelsäule ausgeprägter [SSS+18]. Bei einer Flexionsbewegung wird das PLL gestreckt und reduziert dadurch den Bewegungsumfang [KD06].

Das Ligamentum flava (FL) begrenzt dorsal und zum Teil lateral den Rückenmarkskanal und setzt am arcus vertebrae, dem posterioren Teil der Wirbelbögen, an [AAE+17]. Seinem den Kollagenfasern überwiegenden Elastingehalt verdankt das FL seine gelbliche Färbung und gilt dadurch als das einzige echt elastische Band im menschlichen Körper, da die übrigen Ligamente einen überwiegenden Anteil an Kollagenfasern aufweisen.

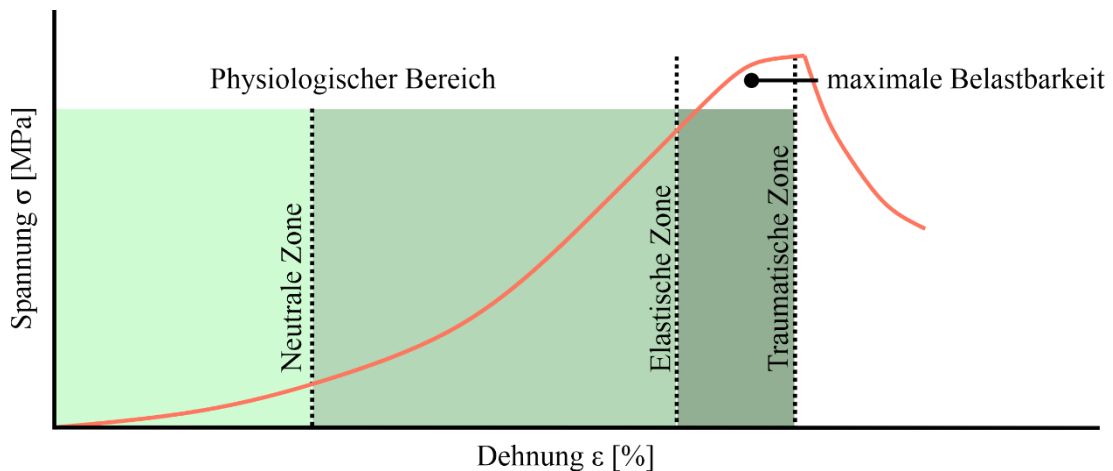


**Abbildung 2.6:** Bandapparat der Wirbelsäule am thorakolumbalen Übergang nach [SSS+18]

Dank der hohen Elastizität unterstützt das FL beim Wiederaufrichten der Wirbelsäule aus einer nach vorn gebeugten Haltung. Zusätzlich verhindert die hohe Elastizität eine Faltenbildung innerhalb des Ligaments beim Wiederaufrichten des Oberkörpers zum Schutz des Rückenmarks [PS15].

Zwischen den Dornfortsätzen zweier benachbarter Wirbel dorsal-kranial nach ventral-kaudal verlaufend, befindet sich das Ligamentum interspinale (ISL). Ventral ist eine Verflechtung mit dem FL und dorsal mit dem SSL festzustellen [Bog12]. Das ISL hilft einerseits beim Abbremsen von Flexionsbewegungen und unterstützt andererseits die Zwischenwirbelscheibe beim Verhindern von horizontalen Gleitbewegungen zweier benachbarter Wirbel gegeneinander [AAE+17]. Vom siebten Halswirbel in kaudaler Richtung bis zum Sakrum erstreckt sich das Ligamentum supraspinale (SSL). Am dorsalen Ende der Dornfortsätze verlaufend, verbindet es diese miteinander [PS15]. Das SSL wirkt besonders bei der Flexionsbewegung begrenzend auf den Bewegungsumfang und hat zusätzlich eine stabilisierende Wirkung bei Rotationsbewegungen [Hoc15]. An den Spitzen der Processi transversi (Querfortsätzen) befinden sich die Ligamenta intertransversaria (ITL) [SSS+18]. Das ITL verbindet die Spitzen zweier übereinanderliegender Querfortsätze und ist daher kurz und segmental [Hoc15]. Es dient der Hemmung von übermäßigen Lateralflexionen [SSS+18].

Werden die Ligamente aus biomechanischer Sicht betrachtet, weisen diese im Vergleich zu Materialien wie Stahl und Aluminium ein nichtlineares Verhalten auf (Abbildung 2.7) und zählen demnach nicht zu den hookeschen Materialien. Abbildung 2.7 stellt ein typisches Spannungs-Dehnungs-Diagramm von Ligamenten dar. Zu Beginn der Belastung in der neutralen Zone kann das Ligament mit geringem Aufwand gedehnt werden und nur geringe Spannungen resultieren. Typischerweise endet die neutrale Zone bei einer Dehnung von 1,5-3 % [MBS+15]. In der elastischen Zone nehmen die Spannungen bis hin zu der traumatischen Zone zu. Zum Ende der elastischen Zone entsteht ein lineares Materialverhalten, welches die Ermittlung des mittleren Elastizitätsmoduls ermöglicht.

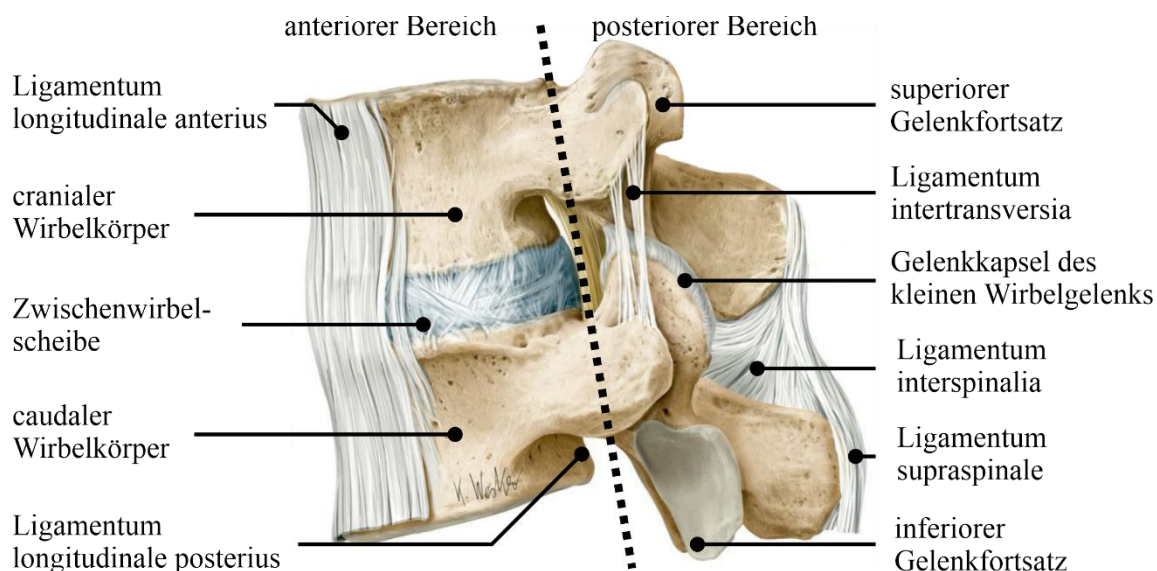


**Abbildung 2.7:** Spannungs-Dehnungs-Diagramm eines Ligaments nach [KS12]

Der Elastizitätsmodul wird mit 1,0-1,5 GPa angegeben und die Zugfestigkeit der Ligamente kann einen Wert zwischen 100 und 400 MPa erreichen [Fra08]. Am Ende der traumatischen Zone beginnt eine Reduktion der linearen Steigung. Wird die maximale Belastungsgrenze im Anschluss an die traumatische Zone erreicht, beginnt das Ligament zu reißen [KS12]. Bis zu einer Dehnung von 5-7 % kann ein Ligament ohne Schaden zu nehmen gedehnt werden. Die maximal mögliche Dehnung liegt bei einem Wert von 12-15 %, kann jedoch bei einem hohen Elastingehalt des Ligaments bei bis zu 30 % liegen. Bereits vor dem Erreichen der maximalen Dehnung kann erheblicher Schaden am inneren Aufbau der Ligamente entstehen [MBS+15].

### 2.2.5 Die Biomechanik der Lendenwirbelsäule

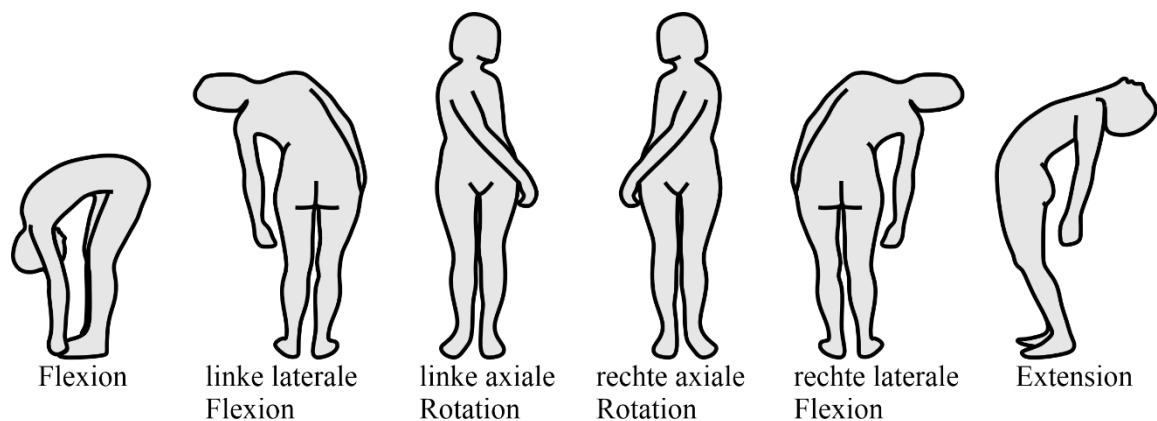
Die Wirbelsäule ist aus einer Vielzahl von Segmenten zu einer komplexen, relativ stabilen, Struktur zusammengebaut [PS15]. Die Komplexität der menschlichen Wirbelsäule kann auf die so genannte Funktionseinheit, die in Abbildung 2.8 dargestellt ist, reduziert werden. Hierunter wird die kleinste Anzahl an Wirbeln verstanden, anhand derer alle biomechanischen Eigenschaften der Wirbelsäule analysiert werden können [KS12]. Zusätzlich zu zwei benachbarten Wirbeln gehören die entsprechenden Ligamente, die Zwischenwirbelscheibe und die Gelenkfortsätze zu der Funktionseinheit [KE16]. Die Strukturen der Funktionseinheit sind in einen anterioren und einen posterioren Bereich unterteilbar und dienen entweder der Ermöglichung oder der Einschränkung von Bewegungen [AAE+17]. Dem anterioren Bereich sind die Wirbelkörper und die Zwischenwirbelscheibe sowie die entsprechend gewachsenen Ligamente zuzuordnen [HKD15]. Die Zwischenwirbelscheibe dient der Ermöglichung von Bewegungen und überträgt dabei die Lasten von einem auf den kaudal nachfolgenden Wirbel. Zusätzlich werden durch die Zwischenwirbelscheibe die einwirkenden Stoßbelastungen gedämpft [GEB+18]. Belastungen, die auf die Wirbelsäule einwirken, werden über die Zwischenwirbelscheibe und die Gelenkfortsätze übertragen.



**Abbildung 2.8:** Aufbau der Funktionseinheit einer Wirbelsäule nach [SSS+18]

Zu den einschränkenden Strukturen zählen die Ligamente im anterioren sowie im posterioren Bereich der Funktionseinheit, die zum Schutz des Rückenmarks die Bewegungsumfänge so limitieren, dass keine Schädigungen auftreten können [GEB+18]. Der posteriore Bereich der Funktionseinheit besteht aus den Gelenkfortsätzen sowie den dorsal gelegenen Wirbelfortsätzen und den dazugehörigen Ligamenten [HKD15]. Aus biomechanischer Sicht fällt den posterioren Elementen, allen voran den Gelenkfortsätzen, eine bewegungskontrollierende Aufgabe zu. In der Lendenwirbelsäule besitzen die Gelenkfortsätze eine nahezu sagittale Ausrichtung und lassen dadurch eine sehr geringe Rotationsbewegung um die Longitudinalachse zu. Gleichzeitig wird jedoch ein hoher rotatorischer Bewegungsumfang um die Transversalachse ermöglicht [BMB+17]. Die Lendenwirbelsäule ermöglicht insgesamt Bewegungen in sechs Freiheitsgraden, die in drei rotatorische und drei translatorische

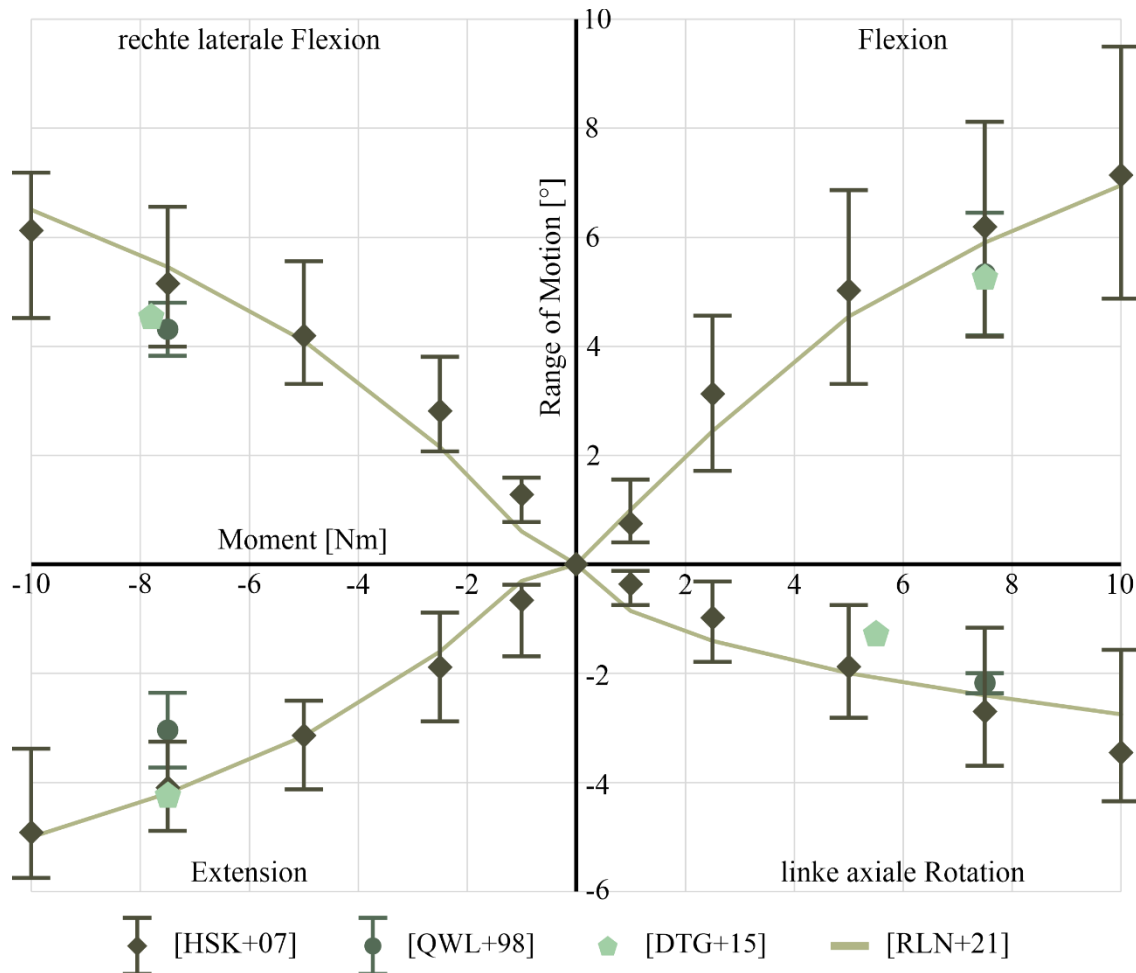
Freiheitsgrade entlang der Hauptachsen des Koordinatensystems unterteilt werden können [WV18]. Die Bewegungen der Wirbelsäule lassen sich in vier Grundbewegungsformen unterteilen: Flexion, Extension, Lateralflexion und Axialrotation [PS15]. Die Flexion und Extension finden auf der Sagittalebene und die Lateralflexion auf der Frontalebene statt. Die Axialrotation stellt die Rotation der Wirbelsäule um die Longitudinalachse dar. Dabei erfahren die Bewegungssegmente zusätzlich translatorische Bewegungen in anteriorer, posteriorer und lateraler Richtung. Darüber hinaus tritt Kompression innerhalb der Wirbelsäule auf. Zum besseren Verständnis sind die beschriebenen Bewegungen zum Teil in Abbildung 2.9 illustriert. Wird der Oberkörper nach vorne gebeugt, wird von der Flexion gesprochen. Bei der Flexion schiebt sich die gesamte Wirbelsäule in ventrale Richtung und führt eine Rotationsbewegung um die Transversalachse aus. Bei vollem Bewegungsumfang befindet sich die Lendenwirbelsäule in einer annähernd geraden Linie bis hin zu einer leicht nach ventral ausgerichteter Krümmung [Bog12]. Es kann dabei ein kombinierter Bewegungsumfang der gesamten Lendenwirbelsäule von bis zu 50° erreicht werden [AAE+17].



**Abbildung 2.9:** Hauptbewegungen

Die gegenläufige Bewegung zur Flexion ist die Extension, bei der das nach hinten Lehnen des Oberkörpers beschrieben wird [Bog12]. Es gleiten bei diesem Bewegungsablauf die kaudalen Gelenkfortsätze des kranialen Wirbels auf den kranialen Gelenkfortsätzen des kaudalen Wirbels in kaudaler Richtung ab. Zusätzlich führt der kraniale Wirbel eine minimale Bewegung nach dorsal aus [PS15]. Anders als bei der Flexion wird die Extension nicht primär durch Ligamente limitiert, sondern vielmehr durch das in Kontakt treten der dorsal liegenden Dornfortsätze, die so den Bewegungsumfang einschränken. Bei Personen mit einem hohen Zwischenwirbelraum kann eine Bewegungslimitierung auch vor dem Kontakt der Dornfortsätze durch Ligamente und der Zwischenwirbelscheibe auftreten [Bog12]. Die erreichbaren Bewegungsumfänge der Extension können sich auf bis zu 20° belaufen [AAE+17]. Die Seitneigung, auch Lateralflexion genannt, beschreibt die Rotation um die Sagittalachse [AAE+17]. Anders als bei den zuvor beschriebenen Bewegungen handelt es sich bei der Lateralflexion um eine komplexe und variable Kombination aus Rotations- und Flexionsbewegungen innerhalb der Zwischenwirbelscheibe und den Gelenkfortsätzen [Bog12]. Mit einem maximalen Winkel von 15° zu jeder Seite hat die Lateralflexion den geringsten erreichbaren Bewegungsumfang der beugenden Bewegungen innerhalb der Lendenwirbelsäule [AAE+17]. Die Rotation um die Longitudinalachse ist die letzte der vier

Grundbewegungsformen und kann einen Winkel von  $5^\circ$  für die links sowie die rechts gerichtete Rotation erreichen [AAE+17]. Bei dieser Bewegung wird die Wirbelsäule einer Torsion ausgesetzt. Durch die nahezu senkrecht ausgerichteten Gelenkflächen an den Gelenkfortsätzen wird die Drehbewegung stark eingeschränkt und nur kleine Bewegungsumfänge sind erreichbar. Dabei tritt das der Drehrichtung entgegengesetzte Gelenkflächenpaar in Kontakt, sodass je Funktionseinheit lediglich eine Rotation von  $1^\circ$  erreicht werden kann [Bog12].



**Abbildung 2.10:** RoM der Funktionseinheit L4 und L5 aus *in vitro* und *in silico* Versuchen

Jede der Grundbewegungsformen besitzt einen maximal erreichbaren Bewegungsumfang, der auch Range of Motion (RoM) genannt wird. Auf Grund der hohen Varianz zwischen den anatomischen Eigenheiten einzelner Patienten, die durch Alter, Degenerationsgrad der Wirbelsäule oder Krankheit entstehen, ist die RoM kein klinisch relevantes Maß für einen normalen Bewegungsumfang. Stattdessen wirkt die RoM als Index, inwieweit eine Wirbelsäule sich im als normal definierten Bereich bewegt [PS15]. In Abbildung 2.10 sind die RoM der Grundbewegungsformen, die durch die Funktionseinheit der Lendenwirbel L4 und L5 erreicht werden können, abgebildet.

## 2.3 Degeneration der Zwischenwirbelscheibe

Die komplexe Interaktion der einzelnen Komponenten ermöglicht die Funktion der Wirbelsäule. Durch fortgeschrittenes Alter, Trauma, Erkrankungen der Wirbelsäule und eine Vielzahl an weiteren Ursachen kann das Zusammenspiel der einzelnen Komponenten so empfindlich gestört werden, dass in extremen Fällen eine Operation erforderlich ist, um die normale Funktion wiederherzustellen [KD06]. Altersbedingte degenerative Erkrankungen bilden dabei das führende Krankheitsbild im Bereich der Wirbelsäule und stellen einen natürlichen, unvermeidbar stattfindenden Prozess dar [SSS+18]. Der Prozess der Degeneration verläuft je nach Patienten unterschiedlich schnell und kann zwischenzeitlich stagnieren, ist jedoch in keinem Fall reversibel. Zu beachten ist, dass der Fortschritt der Degeneration nicht in Zusammenhang mit dem Auftreten von Schmerzen zu bringen ist. Radiologisch nachgewiesene schwerste Degenerationserscheinungen rufen bei einigen Patienten keine Schmerzen hervor. Wohingegen Patienten mit leichter Degeneration bereits über erhebliche Beschwerden klagen [BMB+17]. Durch das enge Zusammenspiel der Zwischenwirbelscheiben, den Wirbeln, den Facettengelenken und den Ligamenten beeinflussen sich die Degenerationsphänomene innerhalb der Wirbelsäule gegenseitig. Neben der altersbedingten Degeneration spielen einige weitere Faktoren eine relevante Rolle, die das Risiko und das Voranschreiten der Degeneration begünstigen. Anders als bisher angenommen ist die genetische Veranlagung relevanter für das Auftreten von Zwischenwirbelscheibendegeneration und Spinalkanalverengungen als die körperliche Überlastung [BMB+17]. Übergewicht und Rauchen sind weitere treibende Faktoren für die Degeneration [RH18]. Zudem ist nachgewiesen worden, dass mechanische Faktoren einen relevanten Einfluss auf den klinischen Verlauf der Degeneration besitzen. Die Fehlbelastung der Wirbelsäulensegmente, bei der eine oder mehrere Ebenen der Wirbelsäule physiologisch nicht korrekt zueinander angeordnet sind, steht dabei im Vordergrund [KD06].

Als Ausgangspunkt degenerativer Prozesse ist die Zwischenwirbelscheibe, in Bezug auf die Degeneration, die am intensivsten untersuchte Region der Wirbelsäule [BMB+17]. Der Nucleus pulposus ist durch das frühe Stadium der Degeneration deutlich mehr betroffen als der Anulus fibrosus [RH18]. Bereits nach dem dritten Lebensjahr nimmt die Wasserbindekapazität des Nucleus pulposus ab [AAE+17]. Mit dem Verlust von Wasser geht die Abnahme der Zwischenwirbelscheibenhöhe einher. Zudem führt die Reduktion des Wassergehaltes des Nucleus pulposus zu einer verminderten Fähigkeit, den hydrostatischen Druck im Inneren aufrecht zu erhalten. Resultierend ist der Nucleus pulposus weniger in der Lage, die einwirkenden Belastungen gleichmäßig zu übertragen und radialen Druck auf den Anulus fibrosus auszuüben [Bog12]. Zusätzlich schreitet der fibröse Umbau des Nucleus pulposus voran, bei dem zunehmend eine dem Anulus fibrosus gleichende Struktur entsteht [WLB14]. Bis zu einem Alter von 30 Jahren treten die ersten histologischen Veränderungen am Anulus fibrosus auf. Mit steigendem Alter bis hin zum 50. Lebensjahr ist eine weitere Zunahme des Schädigungsmaßes zu erkennen. In dieser Altersgruppe wird der Anulus fibrosus zunehmend geschädigt [BA08]. Es entstehen mikroskopische Risse, durch die individuelle Fasern aufgesplittet werden. Darüber hinaus entstehen konzentrische Risse und Hohlräume im Anulus fibrosus, sodass eine Reduktion der radialen Zugfestigkeit entsteht. Zusätzlich können sich die Fasern auf Grund altersbedingter degenerativer Vorgänge von der Kontaktfläche zum

Wirbelkörper lösen [KD06]. Hinzukommend steigt die Anzahl der Zellen der Zwischenwirbelscheibe, die eine Nekrose aufweisen, von 2 % im Säuglingsalter auf 50 % bei jungen Erwachsenen und auf bis zu 80 % bei älteren Menschen. Zeitgleich sinkt die Anzahl der lebensfähigen Zellen [Bog12]. Bei Personen, die älter als 70 Jahre sind, gehen die strukturellen Anomalien mehr in narbenartiges Gewebe und große Gewebedefekte über. In diesem Stadium ist eine Differenzierung der anatomischen Regionen des Nucleus pulposus und des Anulus fibrosus nicht mehr möglich [BA08]. Um die entstehenden Schädigungen klassifizieren zu können, ist eine Bewertungsskala nach Thompson et al. [TPS+90], wie in Tabelle 2.2 dargestellt, etabliert und verfeinert worden. Darin werden, beginnend mit der Zwischenwirbelscheibe eines jungen und gesunden Patienten bis zu einer stark degenerierten Zwischenwirbelscheibe, fünf Stadien der altersbedingten Degeneration beschrieben [KD06, BA08].

**Tabelle 2.2:** Bewertungsskala nach Thompson zur Degeneration der ZWS [BA08, TPS+90]

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |                                                                                      |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Stadium I – gesunde jugendliche ZWS</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Klar voneinander zu unterscheidender Nucleus pulposus und Anulus fibrosus</li> <li>• Gallertartiger Nucleus pulposus mit hohem Wasseranteil</li> <li>• Faseriger Anulus fibrosus</li> <li>• Gleichmäßig dicke Knorpelendplatten</li> </ul>                    |   |
| <b>Stadium II – gesunde erwachsene ZWS</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Auftreten von weißem, faserigen Gewebe im Nucleus pulposus</li> <li>• Zähes Material zwischen den Lamellen des Anulus fibrosus</li> <li>• Unterschiedlich dicke Knorpelendplatten</li> </ul>                                                                  |  |
| <b>Stadium III – frühe Degenerationsphase</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Verfestigtes Gewebe im gesamten Nucleus pulposus</li> <li>• Verschwundene Grenzen zwischen Nucleus pulposus und Anulus fibrosus</li> <li>• Ausgedehnte Infiltration des AF mit schleimigem Material</li> <li>• Defekte in den Knorpelendplatten</li> </ul> |  |
| <b>Stadium IV – fortgeschrittene Degenerationsphase</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Zur Endplatte parallele Risse im Nucleus pulposus</li> <li>• Entstehende Risse im Anulus fibrosus</li> <li>• Veränderung der Knorpelstruktur in den Knorpelendplatten</li> <li>• Veränderung des Knochengewebes</li> </ul>                       |  |
| <b>Stadium V – Endstadium der Degeneration</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Struktur der Zwischenwirbelscheibe geht vollständig verloren</li> <li>• Risse im Nucleus pulposus und im Anulus fibrosus erweitern sich</li> <li>• Starke Wucherungen des Knochengewebes</li> </ul>                                                       |  |

Die exakten Gründe für die Zwischenwirbelscheibendegeneration sind bisweilen nicht final zu erklären. Jedoch herrscht Einigkeit darüber, dass das Zusammenspiel der zuvor genannten

individuellen Faktoren dazu beiträgt, die Schädigung der Zwischenwirbelscheibe voranschreiten zu lassen [BA08]. Dazu gehören die Verringerung lebensfähiger Zellen, die Zellalterung und eine unzureichende Nährstoffversorgung der Zwischenwirbelscheibe. Ist die Zwischenwirbelscheibe geschädigt, kann dies zu Schmerzen und weiterer Degeneration in segmentalen Strukturen wie den Facettengelenken, den Ligamenten und den Muskeln führen [RH18]. Die mit dem Verlust von Flüssigkeit einhergehende Höhenminderung der Zwischenwirbelscheibe führt zu einem Verlust der Vorspannung des Anulus fibrosus und den an den Wirbelkörper ansetzenden Ligamenten, wodurch die Vorwölbung der Bandscheibe begünstigt wird und es zu statischen Veränderungen kommt [KD06]. Der Anulus fibrosus übernimmt eine zunehmend tragende Rolle bei der Lastübertragung zwischen den Wirbelkörpern, wodurch dieser eine höhere Beanspruchung erfährt [Bog12]. Zum Ausgleich der höheren Druckbelastung an den Wirbelkörperperrändern bildet sich dort neues Knochengewebe, die so genannten Osteophyten [AAE+17]. Bedingt durch die fehlende Vorspannung der Ligamente und des Anulus fibrosus können sich die benachbarten Wirbel nicht mehr gleichmäßig und geführt zueinander bewegen, sondern werden abrupt gebremst [AAE+17]. Die verminderte Tragfähigkeit der Bandscheibe im Zusammenspiel mit der Höhenreduktion resultiert in einer Vergrößerung der Kontaktfläche der Wirbelgelenke [PS15]. Dabei entsteht eine andauernde Fehlbelastung der Wirbelgelenke, die zu einem Abrieb des Knorpelbelags führt. Daraus resultierend entstehen an dieser Stelle ebenfalls Osteophyten, die sich an den Wirbelgelenksrändern bilden [AAE+17]. Die Bildung der Osteophyten im Bereich der Randflächen des Wirbelkörpers und der Wirbelgelenke sind das Resultat fehlerhafter Belastung und dem Versuch des Knochens, diese durch interne Umbauprozesse auszugleichen [RH18]. Mit voranschreitender Ausprägung der Osteophyten an der dorsalen Seite des Wirbelkörpers und an den Wirbelgelenken kann es zu einer Verengung des Wirbelkanals, der Spinalkanalstenose, bis hin zu einer direkten Schädigung des Rückenmarks kommen. Verstärkt wird die Verengung des Wirbelkanals durch das Austreten des Nucleus pulposus in den Spinalkanal aus der Zwischenwirbelscheibe. Der Austritt des Nucleus pulposus kann auch ohne zuvor entstandene Osteophyten auftreten [AAE+17]. Grund für ein Austreten des Nucleus pulposus sind die bereits beschriebenen Schädigungen des Anulus fibrosus, die dessen strukturellen Zusammenhalt deutlich geschwächt haben [RH18].

Jede Veränderung in einer der Komponenten des Bewegungssegmentes, allen voran der Zwischenwirbelscheibe, führt zu einer Störung des Zusammenspiels mit nachfolgender Dysfunktion, die schließlich zu Rückenschmerzen, Deformierungen und neurologischen Beeinträchtigungen führt [BA08]. Sind die Möglichkeiten der manuellen Therapie ausgeschöpft, wird ein operativer Eingriff notwendig, bei dem die geschädigte Zwischenwirbelscheibe entfernt werden muss, um die ursprüngliche, physiologisch korrekte Ausrichtung des Wirbelsäulensegments wiederherzustellen. Dazu stehen die im nachfolgenden Abschnitt beschriebenen Operationsmethoden zur Verfügung.

## 2.4 Operative Verfahren zur interkorporellen Fusion

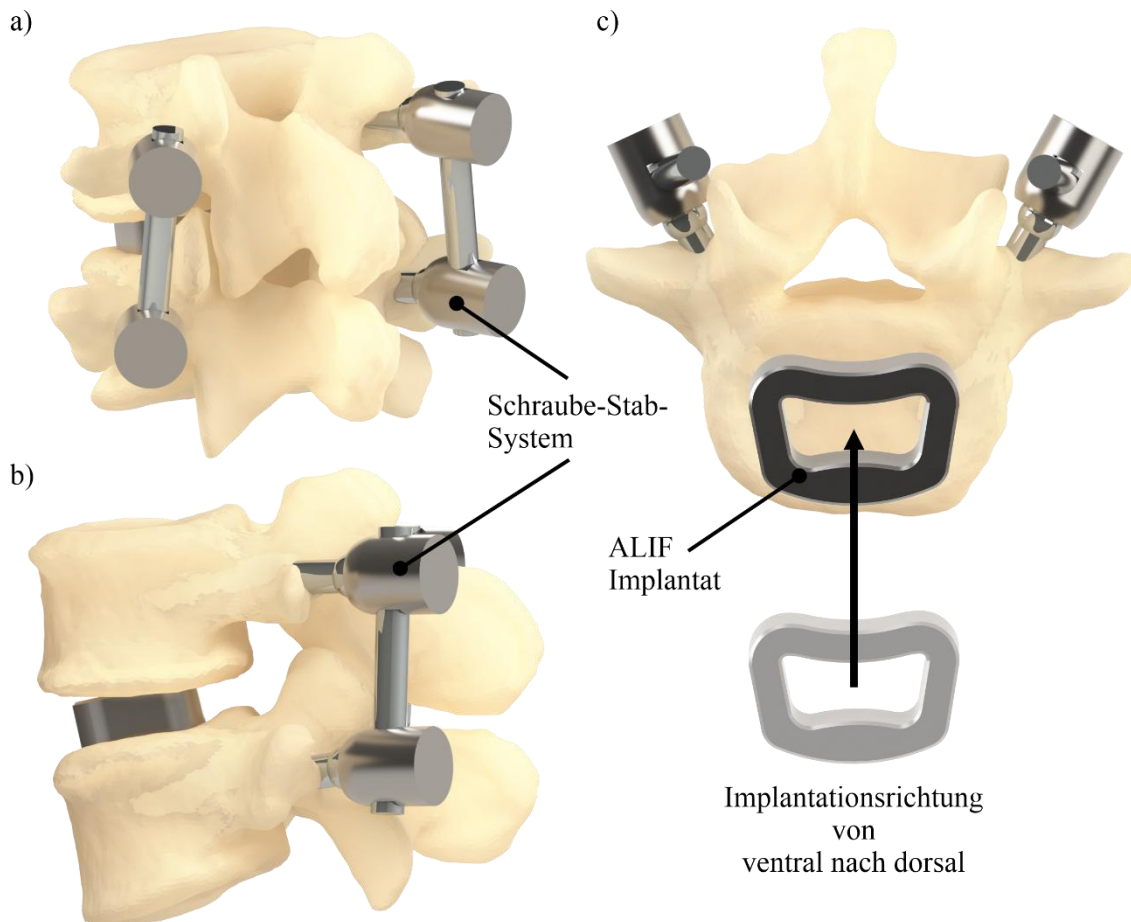
Die größten Fortschritte der Wirbelsäulenchirurgie sind in der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts erzielt worden. Bereits 1911 ist jedoch die erste Fusion eines Wirbelsäulensegments beschrieben worden. Dabei handelte es sich um die Behandlung zur Prävention von Deformationen durch Tuberkulose, einer bakteriellen Infektion der Wirbelsäule. Erst 1922 ist die Fusion von Wirbelkörpern zur Behandlung von degenerativen Erkrankungen der Wirbelsäule beschrieben worden. Die Behandlung mit artifiziellen Zwischenwirbelimplantaten fand in den späten 1980er Jahren Anwendung [SBB21]. Seit dem erstmaligen Einsatz von Zwischenwirbelimplantaten sind eine Vielzahl verschiedener operativer Ansätze zur lumbalen interkorporellen Fusion entwickelt worden. Zu diesen Ansätzen zählen der posterior, anterior, axial, transforaminal, lateral, extreme lateral und diagonal lateral Ansatz [MMS19]. Für die Fusion der Lendenwirbelsäule haben sich vor allem die posteriore lumbale interkorporelle Fusion (PLIF) und die transforaminale interkorporelle Fusion (TLIF) durch die hohen erzielbaren Fusionsraten und eine hohe Patientenzufriedenheit in den vergangenen Jahren etabliert [RRF+15]. Die anteriore lumbale interkorporelle Fusion (ALIF) findet vorwiegend bei älteren Patienten mit Osteoporose Anwendung, da hier eine größere Kontaktfläche des Implantats zum Wirbelkörper vorliegt [MMS19].

Im Vorfeld eines jeden operativen Eingriffs stehen Indikationen, die feststellen sollen, ob der bevorstehende Eingriff angemessen ist. Es gibt eine Reihe von degenerativen Erkrankungen, darunter die degenerative Spondylolisthesis, die isthmische Spondylolisthesis, die Spinalstenose, die lumbale Spondylose und der Bandscheibenvorfall [Qui21]. Spondylolisthesis, die häufigste Indikation für eine interkorporelle Fusion, ist definiert als die horizontale Verschiebung eines Wirbelkörpers gegenüber einem benachbarten Wirbelkörper und wurde in fünf Gruppen unterteilt: angeboren, degenerativ, spondylotisch, traumatisch und pathologisch [MMS19]. Die primäre Methode der Behandlung der zuvor genannten Indikationen ist die Stabilisierung des betroffenen Wirbelsäulensegments durch Fusion der benachbarten Wirbelkörper [CMS+09]. Der behandelnde Arzt entscheidet welche Art des Eingriffs bei seinem Patienten durchgeführt wird. Für diese Entscheidung sind zum einen die zuvor benannten Indikationen wie auch persönliche Präferenzen und operative Fähigkeiten ausschlaggebend [SBB21]. Im weiteren Verlauf werden die Verfahren ALIF, TLIF und PLIF detaillierter für das bessere Verständnis des hier vorliegenden Forschungsvorhabens beschrieben.

### 2.4.1 Anteriore lumbale interkorporelle Fusion (ALIF)

Bis heute ist die anteriore lumbale interkorporelle Fusion der Maßstab für den ventralen Zugang zur Lendenwirbelsäule. Beim ALIF-Verfahren wird, wie in Abbildung 2.11 dargestellt, ein einzelnes Implantat mit großer potenzieller Kontaktfläche zu den umgebenden Wirbeln implantiert. Die dorsale Stabilisierung wird durch ein instrumentiertes Schraube-Stab-System realisiert. Die kurze Lernkurve sowie das standardisierte und schrittweise aufgebaute Operationsverfahren tragen zum Erfolg dieser Technik bei. Ein weiterer wichtiger Faktor ist die vollständige Anwendbarkeit für die meisten Indikationen eines Eingriffs im Bereich der

vorderen Lendenwirbelsäule [VG12]. Diese Operationstechnik dient der Fusionierung benachbarter Wirbel und kann zudem für die Wiederherstellung der lumbalen Lordose und zur Dekompression des Spinalkanals eingesetzt werden. Der Einsatz erfolgt in der Regel in Kombination mit einer posterioren Stabilisierung durch ein Schraube-Stab-System [MMS19]. Daraus ergibt sich gleichzeitig der größte Nachteil dieses Vorgehens, da die Umlagerung des Patienten zur dorsalen Instrumentation des Schraube-Stab-Systems zur Fixierung der Wirbel erfolgen muss [BMB+17].



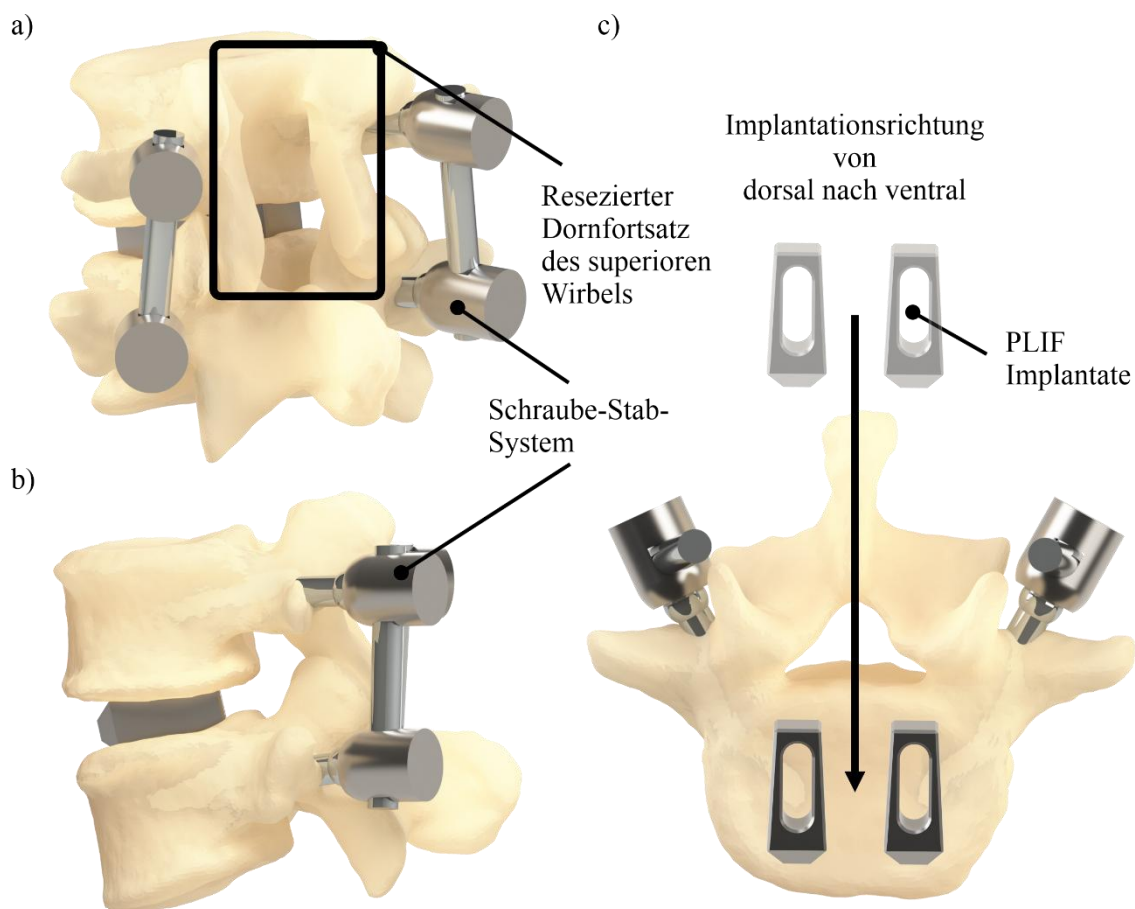
**Abbildung 2.11:** Grafische Darstellung des ALIF-Implantationsverfahrens  
a) Ansicht einer Funktionseinheit mit Schraube-Stab-System aus dorsal  
b) Ansicht einer Funktionseinheit mit Schraube-Stab-System aus lateral  
c) Ansicht des Zwischenwirbelraums mit Implantationsrichtung

Für die Durchführung des Eingriffs wird im Optimalfall ein Gefäßchirurg hinzugezogen, da bei dem ventralen Zugangsweg, die großen Gefäße vor der Lendenwirbelsäule mobilisiert und retrahiert werden müssen, um Zugang zur Zwischenwirbelscheibe zu erhalten [SBV19]. Die Aorta und ihre Verzweigungen sowie die untere Hohlvene und deren Zuflüsse liegen vor der Lendenwirbelsäule und werden bei der Retraktion aus dem Operationsbereich bewegt [Qui21]. Dank der Zusammenarbeit eines Wirbelsäulen- und eines Gefäßchirurgen ist die Durchführung der anterioren lumbalen interkorporellen Fusion ein Verfahren mit einer geringen Rate an Komplikationen. Weiter resultiert dieses Vorgehen in einer kurzen Operationszeit, kurzem Aufenthalt im Krankenhaus, geringem Blutverlust und geteilter Verantwortung während des Eingriffs zum Vorteil für Patienten und dem Operationsresultat [MPD+16]. Ein weiterer und

wesentlicher Vorteil des ALIF-Verfahrens ist die bessere Wiederherstellung der Lordose im Vergleich zu den im nachfolgenden beschriebenen TLIF- und PLIF-Verfahren [MMS19]. Zudem ist das ALIF-Verfahren bei Patienten mit Osteoporose das bevorzugte Verfahren, da Implantate mit einer großen Kontaktfläche eingebracht werden können [MPM+15].

#### 2.4.2 Posteriore lumbale interkorporelle Fusion (PLIF)

Die posteriore lumbale interkorporelle Fusion beschreibt den operativen Zugang aus dorsaler Richtung und ermöglicht den Zugriff auf die anterioren und posterioren Bereiche des Wirbels [KHR+20]. Abbildung 2.12 stellt die dorsale Sicht auf den Bereich des Eingriffs mittels PLIF-Verfahren dar. Der resezierte Dornfortsatz und die resezierten Facettengelenke sind zu erkennen sowie die finale Positionierung der parallel angeordneten Implantate.



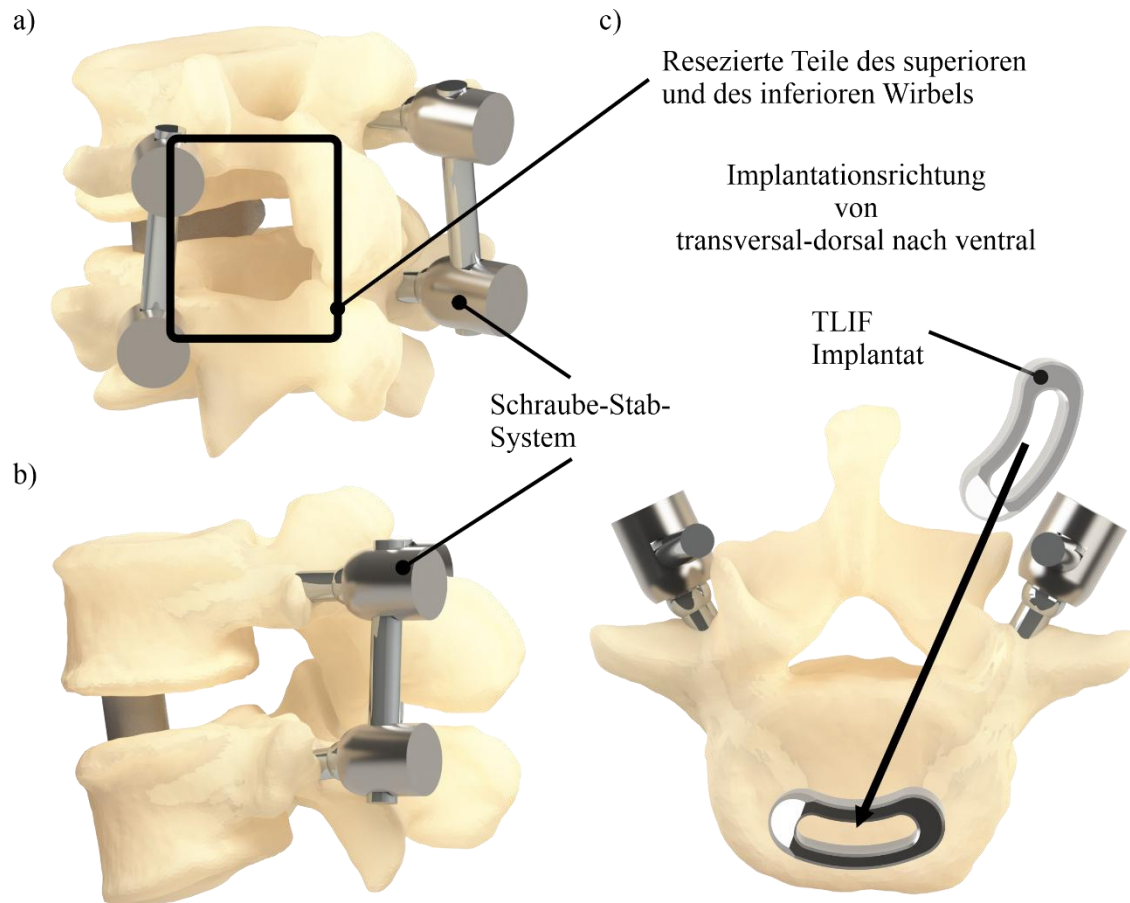
**Abbildung 2.12:** Grafische Darstellung des PLIF-Implantationsverfahrens  
a) Ansicht einer Funktionseinheit mit Schraube-Stab-System aus dorsal  
b) Ansicht einer Funktionseinheit mit Schraube-Stab-System aus lateral  
c) Ansicht des Zwischenwirbelraums mit Implantationsrichtung

Seit seiner erstmaligen Durchführung im Jahr 1944 hat das PLIF-Verfahren eine stetige Weiterentwicklung erfahren. Zu Beginn sind Späne des Beckenkamms als Distanzhalter der zu fusionierenden Wirbelkörper genutzt worden. Darauf aufbauend fand die erstmalige Implantation von zwei parallel ausgerichteten Edelstahlkörpern 1987 statt, wodurch die

Fusionsrate bis hin zur heutigen Zeit auf über 90 % gesteigert werden konnte [FRR15]. Aktuelle Implantate werden aus den unterschiedlichsten Materialien, wie zum Beispiel Titan (z. B. Ti6Al4V), Kohlefaser und Polyetheretherketon (PEEK), hergestellt und ermöglichen in Kombination mit einem dorsal liegenden Schraube-Stab-System eine weitere Steigerung der Fusionsrate [CMS+09]. Das Schraube-Stab-System dient der adäquaten Dekompression des Spinalkanals und der daraus folgenden besseren Erreichbarkeit des Zwischenwirbelbereichs. Die Freilegung des Zwischenwirbelbereichs ermöglicht die restlose Entfernung der Zwischenwirbelscheibe, um eine möglichst ideale Fusion zwischen Implantat und Wirbelkörper zu gewährleisten [Qui21]. Unter Verwendung des PLIF-Verfahrens ist jedoch die Resektion des vollständigen Dornfortsatzes sowie beider angrenzender Facettengelenke notwendig. Resultierend wird die postoperative Instabilität erhöht, die bei fehlender dorsaler Instrumentierung zum Versagen führen kann [RRF15]. Weiter ist für die Zugänglichkeit des Zwischenwirbelraums die Retraktion der Nervenwurzel und der Dura notwendig, was mit der Gefahr einer neurologischen Schädigung einhergeht [VG12]. Zur Reduzierung des freizulegenden und zu beschädigenden Gewebes ist eine minimal invasive Version des klassischen PLIF-Verfahrens entwickelt worden, ohne die Ziele des klassischen Verfahrens außer Acht zu lassen [KPL+02]. Dazu werden röhrenförmige Retraktorsysteme verwendet, die zur Dissektion der gewünschten Anatomie entsprechend ausgerichtet werden können. Die Schritte gleichen denen des klassischen Verfahrens, aber innerhalb des Wirkungsraumes der verwendeten Tuben [MMS19].

#### 2.4.3 Transforaminale lumbale interkorporelle Fusion (TLIF)

Zur Reduktion der Nachteile sowie der bestehenden Risiken des PLIF-Verfahrens wurde das TLIF-Verfahren entwickelt [RRF+15]. Abbildung 2.13 veranschaulicht die Reduktion der benötigten Resektion der Wirbelsegmente und die Verschiebung des Zugangs in lateraler Richtung. Seit ihrem ersten Einsatz 1993 und der Entwicklung spezieller bananenförmiger Cages 2002 [BMB+17] ist die transforaminale lumbale interkorporelle Fusion zu einem der zuverlässigsten Verfahren zur Dekompression des Spinalkanals und der Stabilisierung der Lendenwirbelsäule geworden [Tum20], mit Fusionsraten von 90 % in Abhängigkeit von der Präparation der Kontaktflächen der Wirbelkörper [RRF+15]. Das TLIF-Verfahren dient der Wiederherstellung der anterioren Säule des Lendenwirbelsäulensegments bei gleichzeitiger posteriorer Fixation, die eine Steigerung der Fusionsrate der Wirbelkörper ermöglicht. Zusätzlich ist es möglich, die ursprüngliche Höhe des Zwischenwirbelräume zurückzuerlangen und die natürliche Lordose wiederherzustellen [Qui21]. Wie bereits beim PLIF-Verfahren besteht die Möglichkeit des klassischen offenen Zugangs und des minimalinvasiven Zugangs. Die entstehenden Vor- und Nachteile der Zugangsarten gleichen denen des PLIF-Verfahrens. Bei beiden Zugangswegen wird der Eingriff auf der stärker symptomatischen Seite durchgeführt. Dabei werden zum Teil das Facettengelenk des kaudal liegenden Wirbels sowie Teile des distal liegenden Wirbelbogens entfernt [MMS19]. Bedingt durch den transforaminal liegenden Zugang benötigen die Dura und die Nervenwurzel nur minimale Retraktion, wodurch das Risiko einer Schädigung der neuronalen Strukturen im Vergleich zum PLIF-Verfahren reduziert wird [Qui21].



**Abbildung 2.13:** Grafische Darstellung des TLIF-Implantationsverfahrens  
 a) Ansicht einer Funktionseinheit mit Schraube-Stab-System aus dorsal  
 b) Ansicht einer Funktionseinheit mit Schraube-Stab-System aus lateral  
 c) Ansicht des Zwischenwirbelraums mit Implantationsrichtung

#### 2.4.4 Grenzen der Behandlung

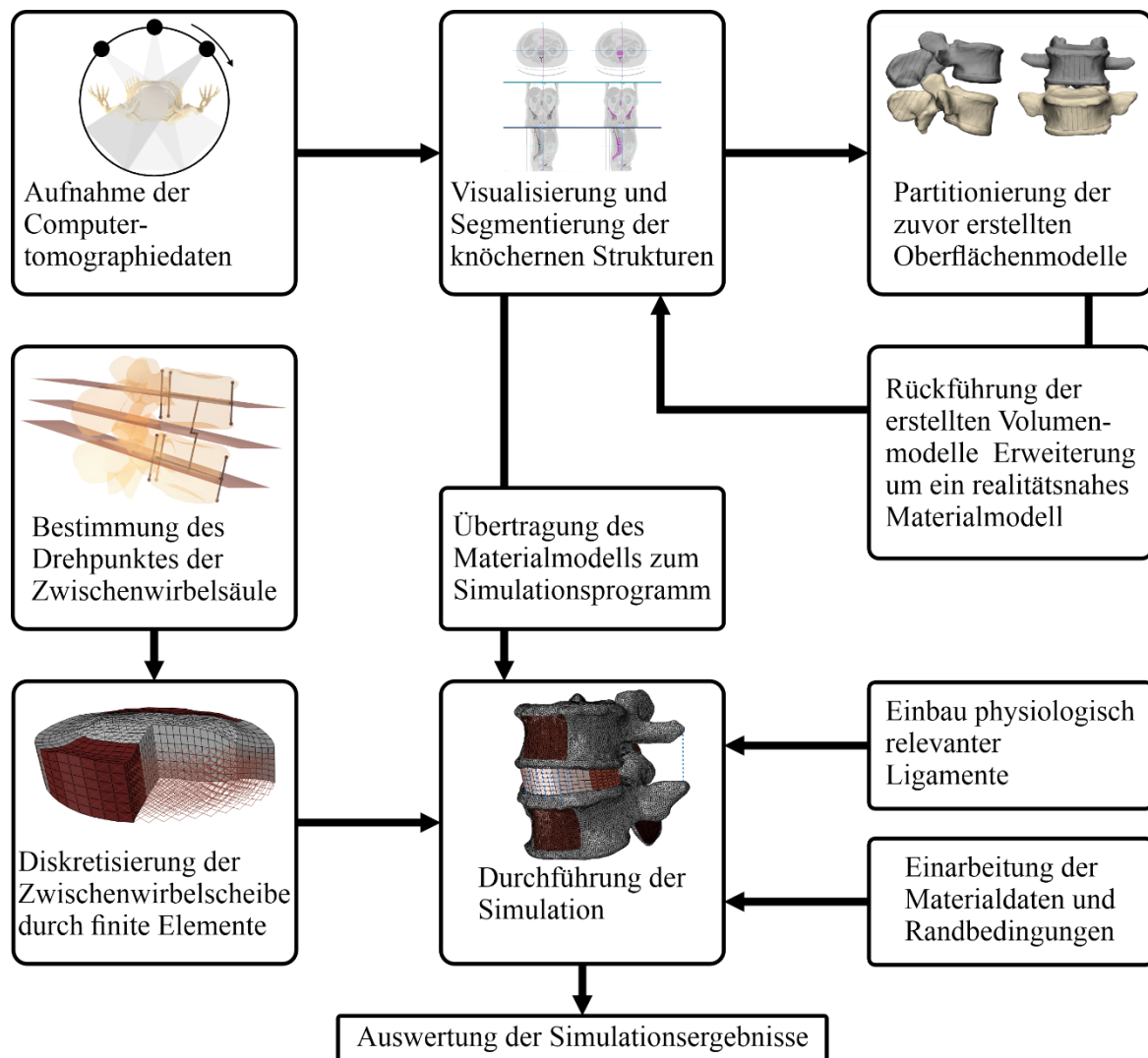
Nachdem die Indikation für einen operativen Eingriff und die verwendeten Operationsverfahren beschrieben sind, folgt die Beschreibung der Kontraindikationen, also derjenigen Faktoren, die einen möglichen Eingriff erschweren oder sogar vollständig ausschließen lassen. Darüber hinaus werden mögliche Komplikationen beschrieben, die während eines operativen Eingriffes oder im Anschluss an einen operativen Eingriff entstehen können. Eine erfolgreiche Operation beginnt immer mit der detaillierten Planung des bevorstehenden Eingriffs, um die gesetzten Ziele zu erreichen und mögliche Komplikationen zu minimieren [BA08]. Dabei gilt es zu beachten, dass eine technisch einwandfreie Operation, die an einem dafür ungeeigneten Patienten durchgeführt worden ist, zwar die chirurgischen Ziele des Eingriffs erreichen kann, dennoch ist es unwahrscheinlich, die anfänglichen Beschwerden des Patienten zu beheben. Wodurch eine klinische Verschlechterung der Ausgangssituation für den betroffenen Patienten in der Zukunft wahrscheinlich wird [SBB21]. Eine Reihe von Begleiterkrankungen oder externen Faktoren, wie Diabetes mellitus,

Osteoporose und Rauchen, können ein gutes Ergebnis beeinträchtigen. Bei Patienten mit Diabetes mellitus ist die Komplikationsrate nach einer Wirbelsäulenoperation wesentlich höher, wobei Infektionen an der Operationsstelle einen Großteil der Probleme ausmachen. Bei Rauchern ist eine reduzierte Fusionsrate zwischen Implantat und Wirbelkörper zu erkennen. Osteoporose ist ein weithin bekannter Faktor für ein erhöhtes Risiko von Implantatversagen und daraus entstehenden Frakturen, wie dem Kollabieren des Wirbelkörpers. Bei übergewichtigen Patienten ist das ALIF-Verfahren schwerer durchzuführen, da hier ein größerer Abstand zur Lendenwirbelsäule zu überwinden ist. Weiter besteht die Möglichkeit von Komplikationen bei Patienten mit komplizierter Gefäßstruktur [MMS19]. Weitere patientenbezogene Risikofaktoren sind fortgeschrittenes Alter, aktuelle oder vormalige Infektionen im Operationsbereich und übermäßiger Alkoholkonsum [Qui21].

Die verheerendste Komplikation, die im Anschluss an die lumbale interkorporelle Fusion eintreten kann, ist der Tod. Die Sterblichkeitsrate nach einem operativen Eingriff an der Wirbelsäule liegt jedoch bei lediglich 0,15 % bis hin zu 0,29 % [Qui21]. In der frühen postoperativen Phase ist die Migration des Implantats eine mögliche Komplikation. Zwei Gründe, die primär für die Migration verantwortlich sind, können wie folgt angeführt werden: Erstens, ein unterdimensioniertes Implantat und zweitens, eine Verletzung der kortikalen Endplatte des Wirbelkörpers. Die Implantatgeometrie spielt dabei eine entscheidende Rolle, so neigen insbesondere Implantatgeometrien mit einer Keilform eher zur Migration als beispielsweise die bananenförmigen Implantate des TLIF-Verfahrens [Tum20]. Die konkave Form der Wirbelkörperendplatten reduziert zudem die Kontaktfläche mit dem aufliegenden Implantat, was in einer Steigerung des Kontaktdruckes resultiert, wodurch ein mögliches Kollabieren begünstigt wird [ZBR09]. In der späten postoperativen Phase können weitere Komplikationen auftreten. Dazu zählt die Pseudoarthrose, die das Ausbleiben einer Fusion zwischen dem Implantat und den Wirbelkörpern beschreibt. Gründe dafür sind eine mangelhafte Präparation der Wirbelkörperendplatten und die Migration des Implantats [Tum20]. Hier liegt dem Problem das Implantatdesign zu Grunde. Zum einen muss das Implantat widerstandsfähig genug sein, um die Distanz der Wirbelkörper im Zwischenwirbelraum aufrecht zu erhalten. Zum anderen müssen die Knochenspäne im Wirbelzwischenraum beansprucht werden, um die benötigten biologischen Wachstumssignale zum Knochenaufbau zu erhalten. Das so genannte Stress-Shielding begünstigt das Entstehen der Pseudoarthrose und ist bei der überwiegenden Zahl der heutigen Implantatgeometrien und –materialien ein Problem [BA08]. In der ferneren postoperativen Phase tritt die Komplikation mit der höchsten Inzidenz auf. Die kranial oder kaudal zur Fusionssebene befindlichen Funktionseinheit erkranken mit den Folgen der Degeneration oder des Bandscheibenvorfalles [Qui21]. Als natürlicher Vorgang, der durch eine Wirbelfusion lediglich beschleunigt wird, ist eine Anschlussdegeneration der benachbarten Funktionseinheit kaum zu vermeiden. Um eine Zerstörung der natürlichen Lordose und die Beschädigung der Muskulatur und der Facettengelenke zu vermeiden, ist ein präzise geplanter Eingriff unvermeidlich [Tum20]. Zur präzisen Planung des Einsatzes können CAE-Methoden eingesetzt werden. Beispielsweise kann die Finite-Elemente-Methode ein hilfreiches Werkzeug während der Bestimmung einer vorteilhaften Implantatposition sein. Weiter ist es möglich, postoperative Einflüsse des Implantats auf die Physiologie der lumbosakralen Wirbelsäule zu analysieren.

### 3 ENTWICKLUNG EINES FINITE-ELEMENTE-MODELLS DER MENSCHLICHEN LENDENWIRBELSÄULE

Das nachfolgende Kapitel behandelt die Erstellung eines FE-Modells der menschlichen Lendenwirbelsäule unter Verwendung individueller Computertomographie (CT) Daten eines Patienten. Beginnend mit der Segmentierung der vorliegenden Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)-Daten sind dreidimensionale Oberflächenmodelle der Wirbelkörper erstellt worden, die durch entsprechende Nachbearbeitungen für die spätere Verwendung als Simulationsmodell optimiert werden. Zusätzlich wird die Rekonstruktion der Weichteile in Form der Zwischenwirbelscheiben, der Facettengelenke und der Ligamente im Verlauf des nachfolgenden Kapitels beschrieben. Zur Visualisierung des Vorhabens und der dazu benötigten Schritte ist in Abbildung 3.1 ein Struktogramm dargestellt.



**Abbildung 3.1:** Struktogramm der Arbeitsschritte zur Erstellung eines FE-Modells und der Durchführung einer FE-Simulation

### 3.1 Finite-Elemente-Methode

Mit dem Potential, die Qualität der Patientenversorgung zu verbessern, stellt die Finite-Elemente-Methode eine vielversprechende Möglichkeit zur Analyse komplexer biologischer Systeme wie das der lumbosakralen Wirbelsäule bereit. Gegenüber *in vitro* sowie *in vivo* Untersuchungen ermöglicht der computergestützte Ansatz eine kosteneffiziente und leistungsstarke Alternative für die Untersuchung. Gleichzeitig werden ethische Bedenken im Zusammenhang mit der Verwendung von Lebewesen in Experimenten adressiert. Darüber hinaus kann der Untersuchungsbedarf an postmortalen menschlichen oder tierischen Proben signifikant verringert werden. [DZS+14]

Als numerisches Näherungsverfahren ist die Grundidee der Finite-Elemente-Methode (FEM) eine komplexe Problemstellung, für die Lösungen von Differentialgleichungssystemen gesucht werden, in die so genannten finiten Elemente, eine endliche Anzahl an kleineren einfacheren Teilproblemen, zu zerlegen. Jedem Element wird eine Ansatzfunktion zugeordnet, deren gesuchte Feldgröße z. B. die Verschiebung sein kann. Jedes Teilproblem besitzt eine Näherungsfunktion deren Summe das Gesamtproblem bildet. Durch die Lösung des entstehenden Gleichungssystems lassen sich Verschiebungen, Verzerrungen und Spannungen für komplexe Systeme ermitteln. Bei der biomechanischen Untersuchung des Bewegungsapparates ist wie im klassischen Anwendungsgebiet der FEM ein strukturmechanisches Problem gegeben [RK20]. Im Kontext der Wirbelsäulenforschung wird die Untersuchung komplexer mechanobiologischer Phänomene zunehmend durch computergestützte Modelle, auch *in silico* Modelle genannt, realisiert. Die numerische Modellierung bietet dabei eine praktikable Alternative, um die physikalischen und materiellen Eigenschaften der Wirbelsäule zu untersuchen [GEB+18]. Bei dieser Art der Untersuchung wird das im Fokus stehende Körperteil durch Diskretisierung mit finiten Elementen nachgebildet [SB16]. Speziell die Wirbelsäule ist durch die hohe Anzahl an Gelenken und der individuellen Variation der geometrischen Abmessungen von Wirbeln und Weichteilen zwischen einzelnen Personen eine der Strukturen, die in der numerischen Nachbildung die höchste Komplexität aufweisen [LPA+13]. Zusätzlich spielen die inhomogene Zusammensetzung der Materialien sowie das nicht nichtlineare Verhalten in Kombination mit komplexen Belastungssituationen eine große Rolle in der Komplexitätssteigerung beim Modellaufbau [NWS12]. Die Festlegung der statischen sowie der kinematischen Randbedingungen bei der Erstellung eines FE-Modells des menschlichen Bewegungsapparates sind maßgeblich für die Güte des Modells [RK20].

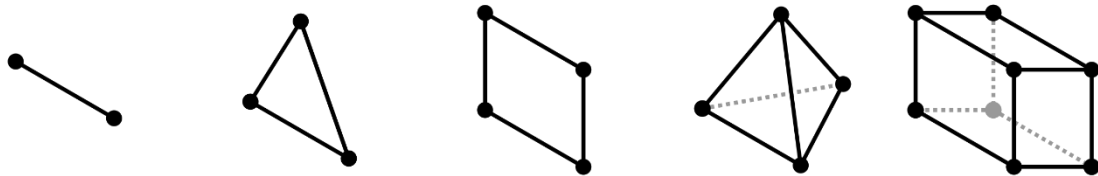
Bereits 1922 ist die FEM von Richard Courant [Hur22] vorgestellt worden. Das damalige zeitintensive händische Lösen der Vielzahl von entstehenden linearen Gleichungen machte diese Methode zur Zeit seiner Entwicklung wenig praktikabel. Mit der Einführung automatisierter Rechenmethoden erfuhr die FEM ab den 1950er Jahren eine stetig steigende Popularität. Der Einzug als Berechnungsmethode für Problemstellungen im Bereich der menschlichen Wirbelsäule fand im Jahr 1973 [LR73] statt. Seitdem steigt stetig die Relevanz der FEM im Bereich der Wirbelsäulenforschung zur Steigerung des Verständnisses deren biomechanischer Eigenschaften [KD06]. Simulationsmodelle der Wirbelsäule können

geometrisch parametrisiert [MHH+10], patientenspezifisch [CWZ+09] oder eine Kombination beider Ansätze [LVP+09] sein. Parametrisierte Modelle dienen der Erhebung allgemeiner Informationen über Pathomechanismen oder Frakturrisiken, während patientenspezifische Modelle auf Röntgenaufnahmen, Computertomographie (CT) oder Magnetresonanztomographie (MRT) basieren und es ermöglichen, Kontinuumsmodelle individueller Wirbelsäulen zu erstellen [EFN+09, PZ09].

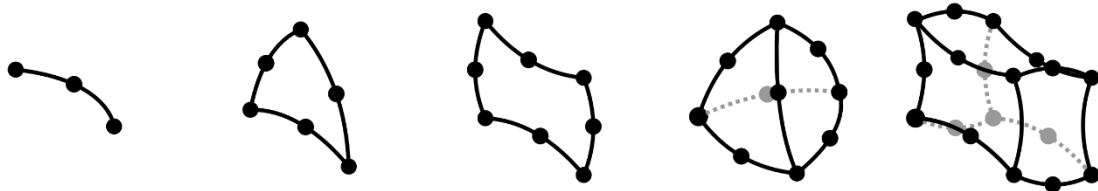
Das Vorgehen einer jeden FE-Analyse kann in sechs Schritte unterteilt werden. Im ersten Schritt geht es um die Bildung eines mechanischen Ersatzmodells einer realen Struktur, welches durch ein FE-Modell nachgebildet wird. Die Güte der mechanischen Modellbildung ist ausschlaggebend für die Gültigkeit einer FE-Analyse und entscheidet so über den voraussichtlichen Erfolg oder Misserfolg. [RK20]

Das sogenannte Preprocessing bildet den zweiten Schritt der FE-Analyse. Hierfür stehen üblicherweise Programme zur Verfügung, die auf die Diskretisierung, also die Zerlegung des Gesamtgebiets in finite Elemente, spezialisiert sind. Die Wahl des Elementtyps, der Elementgröße sowie des Verschiebungsansatzes hat erheblichen Einfluss auf die Ergebnisgenauigkeit. Die Art und Feinheit der Vernetzung ist von den Anforderungen an die Genauigkeit der erwarteten Ergebnisse abhängig. Daher können für das Ergebnis irrelevante Bereiche gröber vernetzt werden, als die bei denen hohe Ergebnispräzision erforderlich ist [VWZ+18]. Zur Verfügung stehen dazu ein-, zwei- und dreidimensionale Elemente wie sie in Abbildung 3.2 dargestellt sind.

a)



b)



**Abbildung 3.2:** Finite Elemente für ein-, zwei- und dreidimensionale Modelle

a) Elemente mit linearem Verschiebungsansatz

b) Elemente mit quadratischem Verschiebungsansatz

Die trivialsten Elemente sind die, deren Kanten gerade sind und für die ein linearer Verschiebungsansatz aufgestellt werden kann. Für eindimensionale Modelle stehen Geraden zur Verfügung an deren Enden sich Knoten befinden. Für zweidimensionale Modelle sind drei- oder viereckige Elemente zu nennen mit Knoten an den jeweiligen Ecken. Tetraeder- oder Hexaederelemente decken den dreidimensionalen Bereich mit Knoten an den vier beziehungsweise acht Ecken des jeweiligen Elements ab. Werden die zuvor beschriebenen Elemente um zusätzliche Mittelknoten auf den Elementkanten erweitert spricht man von einem quadratischen Verschiebungsansatz. Der wesentliche Unterschied liegt darin, dass beim

linearen Verschiebungsansatz die sekundären Unbekannten wie zum Beispiel die Dehnungen und Spannungen lediglich als konstante Größe berechnet werden können. Verwendet man Elemente des quadratischen Verschiebungsansatzes ist die Berechnung eines linearen Verlaufs dieser Größen möglich. Dabei erhöht sich die Genauigkeit der Lösungen des FE-Modells, welches das mechanische Modell beschreibt. [RK20]

Die zu berücksichtigenden Randbedingungen werden im dritten Schritt der FE-Analyse bedacht. Im Wesentlichen sind zwei Arten von Randbedingungen zu unterscheiden, (i) die kinematischen Randbedingungen (z. B. Verschiebungsrandbedingungen) und (ii) die statischen Randbedingungen (äußere Belastungen). Kinematische Randbedingungen werden bestimmten Knoten zugeordnet und können durch Verschiebungen und Verdrehungen definiert sein. Darüber hinaus können auch Freiheitsgrade der Knoten begrenzt werden. In Abhängigkeit von ihrem Typ werden die statischen Randbedingungen auf den Knoten, den Elementoberflächen oder dem Elementvolumen zugewiesen. Weiter kann es notwendig sein, bei FE-Modellen mit mehreren Körpern Randbedingungen zu definieren, die den Kontakt zwischen einzelnen Teilkörpern beschreiben. Dabei werden die übertragenen Kräfte und die Relativbewegungen zwischen den Teilkörpern berücksichtigt. [RK20]

Die erfolgreiche Bearbeitung der zuvor beschriebenen Schritte führt zum vierten Schritt der FE-Analyse, bei der die Gleichungssysteme vom Solver des FE-Programms gelöst werden. Das Ergebnis sind die Verschiebungen eines jeden Knotens. Weiterführend kann beispielsweise durch die Anwendung des Hookeschen Gesetzes die Spannung innerhalb eines Elements berechnet werden [Kle15]. Dies führt zum fünften Schritt, bei dem in der heutigen Zeit die Aufbereitung der Ergebnisse auch in grafischer Form erfolgt. Das sogenannte Postprocessing gibt zum Beispiel Verzerrungen und Spannungen in einer entsprechenden Farbskala auf der Bauteilgeometrie aus. Darüber hinaus stehen zahlreiche weitere Funktionen, die der Auswertung dienen, bei modernen FE-Programmen zur Verfügung [VWZ+18, RK20].

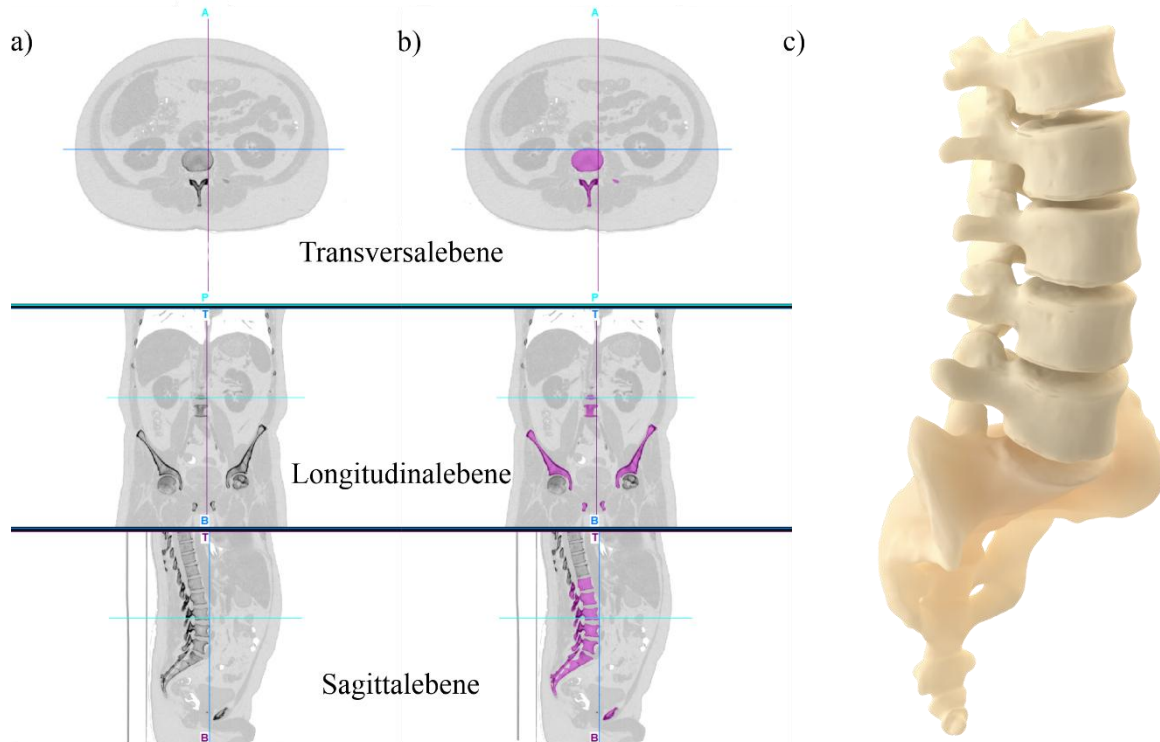
Im abschließenden sechsten Schritt gilt es, die erhaltenen Ergebnisse zu interpretieren und auszuwerten. Für die Auswertung müssen die erhaltenen Ergebnisse Referenzwerten gegenübergestellt werden, um einen entsprechenden Vergleich zu ermöglichen [VWZ+18]. Darüber hinaus muss entschieden werden, ob die erhaltenen Ergebnisse valide sind oder zur Verbesserung der Ergebnisgenauigkeit Korrekturen am FE-Modell notwendig sind [RK20].

## **3.2 Modellierung der knöchernen Lendenwirbelsäule**

### **3.2.1 Segmentierung der Lendenwirbelsäule**

Die Basis des zu erstellenden Finite-Elemente-Modells der lumbosakralen Wirbelsäule bilden dreidimensionale Oberflächenmodelle der Wirbel. Diese Oberflächenmodelle werden wiederum aus CT-Daten abgeleitet, die von einem Patienten stammen. Die erstellten CT-Daten werden im DICOM Format ausgegeben. Für deren weitere Verarbeitung wird eine Software benötigt die das Betrachten und Bearbeiten der Daten ermöglicht. Beispielsweise die Fa. Materialise bietet dazu eine in dieser Arbeit verwendete Software mit dem Namen Mimics 25.0 an. Diese Software ermöglicht die Betrachtung der CT-Daten aus den drei

Körperebenen, die in Abbildung 3.3 a) und b) dargestellt sind. Softwareinterne Funktionen ermöglichen eine nahezu automatisierte Markierung der benötigten Knochenstrukturen der Lendenwirbelsäule unter Ausnutzung der gegebenen Graustufen und den entsprechenden Hounsfield-Einheiten.



**Abbildung 3.3:** Segmentierung der CT-Daten und resultierendes Oberflächenmodell  
a) CT-Daten der Wirbelsäule mit invertierter Farbgebung  
b) Segmentierung der knöchernen lumbosakralen Wirbelsäule  
c) Oberflächenmodell der knöchernen lumbosakralen Wirbelsäule

Die zugrundeliegenden Bildschichten liegen in einem Abstand von lediglich  $0,8\text{ mm}$  zueinander. Jede dieser Bildschichten verfügt über  $512 \times 512$  Bildpunkte mit einer Größe von  $0,869\text{ mm} \times 0,869\text{ mm}$ . Der geringe Schichtabstand minimiert die zu interpolierende Distanz zwischen den einzelnen Bildschichten, wodurch die Nachbildung der Wirbelkörper mit hoher geometrischer Genauigkeit möglich ist. Die aus der Segmentierung der CT-Daten resultierenden Oberflächenmodelle des Sakrums und der fünf Lendenwirbel bilden die Grundlage für die weiterführende Nachbearbeitung. Die segmentierten und triangulierten Oberflächenmodelle der knöchernen Strukturen werden im \*.stl-Dateiformat ausgegeben und ermöglichen so eine softwareübergreifende Nutzung der Daten. Abbildung 3.3 stellt vereinfacht die relevanten Arbeitsschritte mit deren Ergebnissen dar. Dem Grundprinzip der klassischen Radiologie folgend, passieren beim CT-Verfahren Röntgenstrahlen aus einer rotierenden Röhre den menschlichen Körper senkrecht zur Körperachse. Bei dem 1967 vom Physiker Hounsfield eingeführten CT-Verfahren handelt es sich um ein Röntgenschnittverfahren. Der wesentliche dadurch entstehende Vorteil ist, dass mit Hilfe der Rechenleistung von Computern zwei zusätzliche axial ausgerichtete Schnitte des Körpers erzeugt werden können. Die aus einer Vielzahl von äquidistanten Schichten bestehenden Datensätze beinhalten, im Gegensatz zum klassischen Röntgenverfahren, überlagerungsfreie

Darstellungen der betrachteten Schichten. Zur Erzeugung dieser Schichten verfährt die um die Körperachse rotierende Röhre entlang ebendieser. Der Strahlenquelle gegenüberliegend und sich hinter dem Patienten befindend sind Detektoren angeordnet, die die Messung der Intensitätsminderung, der initialen den Körper durchdringenden Strahlen, ermöglichen.

Die so bestimmten Absorptionswerte lassen sich quaderförmigen Volumina, den sogenannten Voxeln, zuordnen [SWK13]. Jedes Voxel entspricht einem Bildelement. Ein Bildelement und dessen Volumen wird durch die Schichtdicke, Matrixgröße und den Scanfelddurchmesser bestimmt. Die Bildmatrix unterliegt einem quadratischen Aufbau und kann je nach Gerätetyp bis zu 2048x2048 Bildpunkte beinhalten [Cir11]. In dieser Matrix sind die einzelnen Bildpunkte durch ein Koordinatensystem definiert und werden von der oberen linken Ecke ausgehend nummeriert. Jedes einem Bildpunkt zugeordnete Voxel wird durch einen Dichtewert charakterisiert. Dieser Zahlenwert ist durch den Absorptionswert des im Voxel enthaltenen Gewebes definiert. Der Dichtewert des Gewebes steht in direkter linearer Beziehung zum Schwächungskoeffizienten, der eine Gewebekonstante darstellt, welche die Absorption von Röntgenstrahlen kennzeichnet. Zur Bestimmung der Dichtewerte wird eine Skala, die nach Hounsfield benannt worden ist, verwendet. Die Geräte sind so kalibriert, dass der Dichtewert von Wasser auf 0 Hounsfield Einheiten (HE) und der von Luft auf -1000 HE festgesetzt wird. Damit ist die Bestimmung der Dichtewerte unabhängig von der Röhrenspannung und kann für die übrigen Gewebearten verwendet werden. Darüber hinaus sind die Dichtewerte proportional zum linearen Schwächungskoeffizienten und demzufolge dem Schwächungsgesetz unterliegende, willkürlich festgesetzte Relativwerte [Kul98, Wei02]. In der Tabelle 3.1 sind beispielhaft Richtwerte für Hounsfield Einheiten menschlicher Körpergewebe aufgeführt. Zu beachten ist, dass sich die angegebenen Werte von einem Menschen zum nächsten Menschen unterscheiden können. Aus Tabelle 3.1 wird der Vorteil des CT-Verfahrens zur Betrachtung der knöchernen Strukturen der Lendenwirbelsäule deutlich.

**Tabelle 3.1:** Richtwerte für Hounsfieldeinheiten menschlicher Körpergewebe [SWK13]

| Organ bzw. Substanz        | Dichtewerte in Hounsfield Einheiten HE | Organ bzw. Substanz | Dichtewerte in Hounsfield Einheiten HE |
|----------------------------|----------------------------------------|---------------------|----------------------------------------|
| <b>Knochen (Kompakta)</b>  | <b>300-1000</b>                        | Nebenniere          | 5-20                                   |
| <b>Knochen (Spongiosa)</b> | <b>100-300</b>                         | Exsudat             | 20-30                                  |
| Geronnenes Blut            | 80 ± 10                                | Transsudat          | 10-20                                  |
| Fließendes Blut            | 55 ± 5                                 | Liquor              | 7                                      |
| Milz                       | 40 - 60                                | Zysteninhalt        | 5-10                                   |
| Leber                      | 55 - 60                                | <b>Wasser</b>       | <b>0</b>                               |
| Muskulatur                 | 45 ± 5                                 | Fettgewebe          | -65 ± 5                                |
| Graue Hirnsubstanz         | 35-45                                  | Lunge               | -400-175                               |
| Weißer Hirnsubstanz        | 20-35                                  | <b>Luft</b>         | <b>-1000</b>                           |

Aus dem angegebenen Dichtespektrum kann die kontrastreiche Darstellung der Knochen abgeleitet werden, deren Dichte separat am Ende der Dichteskala zu finden ist und damit gut trennbar von den anderen Gewebearten vorliegt. Das übrige Gewebe ist durch die nahezu identischen Dichtewerte schlecht zu differenzieren und verhindert pathologische Befunde durch die Computertomographie.

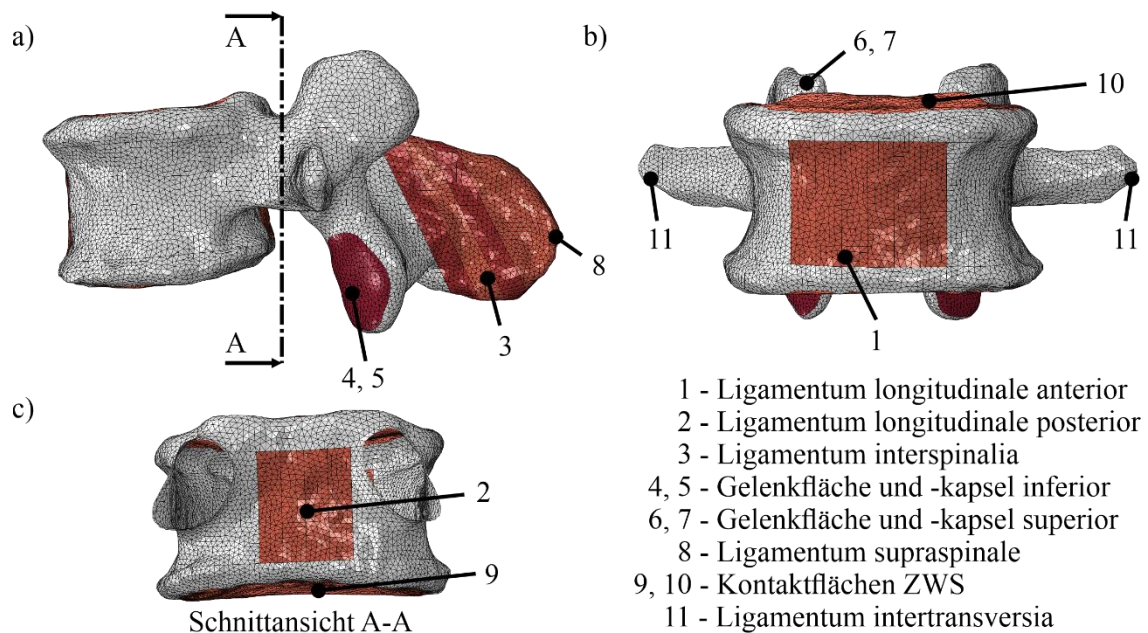
### 3.2.2 Partitionierung der knöchernen Strukturen

Die Weiterverarbeitung der Oberflächenmodelle wird in einer auf Mimics 25.0 aufbauenden Software mit dem Namen 3-Matic 17.0 der Fa. Materialise durchgeführt. Zur späteren Verwendung als Finite-Elemente-Modell sind zusätzliche Schritte der Vorbereitung unerlässlich. Das dabei entstehende Volumenmodell der knöchernen Lendenwirbelsäule soll durch immer gleichbleibende Ansatzpunkte der Ligamente und der Kontaktflächen der Zwischenwirbelscheiben eine hohe Ergebnisqualität gewährleisten.

Für die physiologisch korrekte Erstellung der Ansatzpunkte der Ligamente wird auf das Wissen aus Abschnitt 2.2.4 zurückgegriffen. Die dort beschriebenen Ligamente sollen in dem späteren FE-Modell verwendet werden und benötigen definierte Positionen für deren Anfangs- und Endpunkte. So soll gewährleistet werden, dass jegliche Erweiterungen und Anpassungen des FE-Modells identische Grundvoraussetzungen für die Ansatzpunkte der Ligamente vorweisen können. Um im späteren FE-Modell die einzelnen Regionen des Wirbels unterscheiden zu können, werden bereits in 3-Matic 17.0 die benötigten Partitionen erstellt. Abbildung 3.4: bildet beispielhaft den Wirbel L4 der Lendenwirbelsäule ab und verdeutlicht die Unterteilung des Lendenwirbels in spezifische Regionen. Die Ansatzpunkte der einzelnen Ligamente sind der Literatur [SSS+18] entnommen und die Modelle der Wirbel werden entsprechend der Literatur partitioniert. Dabei ist zu beachten, dass die exakten Positionen von Person zu Person variieren können, die grundlegende Position am Wirbel jedoch gleichbleibend ist.

Für die Partitionierung der Gelenkflächen der Facettengelenke gilt ein identisches Vorgehen, wie es zuvor für die Ligamente durchgeführt worden ist. Dem biologischen Vorbild entsprechend werden Position und Größe der Gelenkflächen bestimmt und als definierte Bereiche der Wirbeloberfläche hinzugefügt. Abschließend sind die Kontaktbereiche der Zwischenwirbelscheiben mit den Wirbeln zu bestimmen. Bei Betrachtung der CT-Daten sind die Positionen der Zwischenwirbelscheiben zu erkennen. Diese werden auf die Oberflächen der Wirbel übertragen. Finalisiert wird die Bearbeitung des zuvor mit Dreieckselementen vernetzten Oberflächenmodells durch die Erweiterung zu einem Volumenmodell. Verwendung finden dazu Tetraederelemente, die eine Kompatibilität mit dem im Anschluss zu verwendenden Simulationsprogramm Abaqus 17.0 der Fa. Dassault Systems aufweisen. Dabei ist zu beachten, dass eine möglichst kleine Größe der Tetraeder zu verwenden ist, um die Verfälschung der Wirbelgeometrie durch die Elemente zu minimieren. Durch die Vernetzung mit Tetraederelementen wird das vorherige Oberflächenmodell zu einem Volumenmodell transferiert. Daraus ergibt sich im Zusammenspiel mit den Programmen 3-Matic und Mimics die Möglichkeit, dass jedem Tetraeder eine bestimmte Dichte und darauf aufbauend ein Elastizitätsmodul ( $E$ -Modul) sowie die entsprechende Poissonzahl zugeordnet werden kann.

Die Funktionsweise ist in Abschnitt 3.2.1 bezugnehmend auf die Voxel beschrieben worden und ist analog für Tetraeder anzuwenden.



**Abbildung 3.4:** Partitionierung der Ligamentansatzflächen und der Facettengelenkflächen der Wirbel nach physiologischem Vorbild  
 a) Ansicht von lateral des Wirbels L4  
 b) Ansicht von ventral des Wirbels L4  
 c) Dorsale Schnittansicht des Wirbels L4

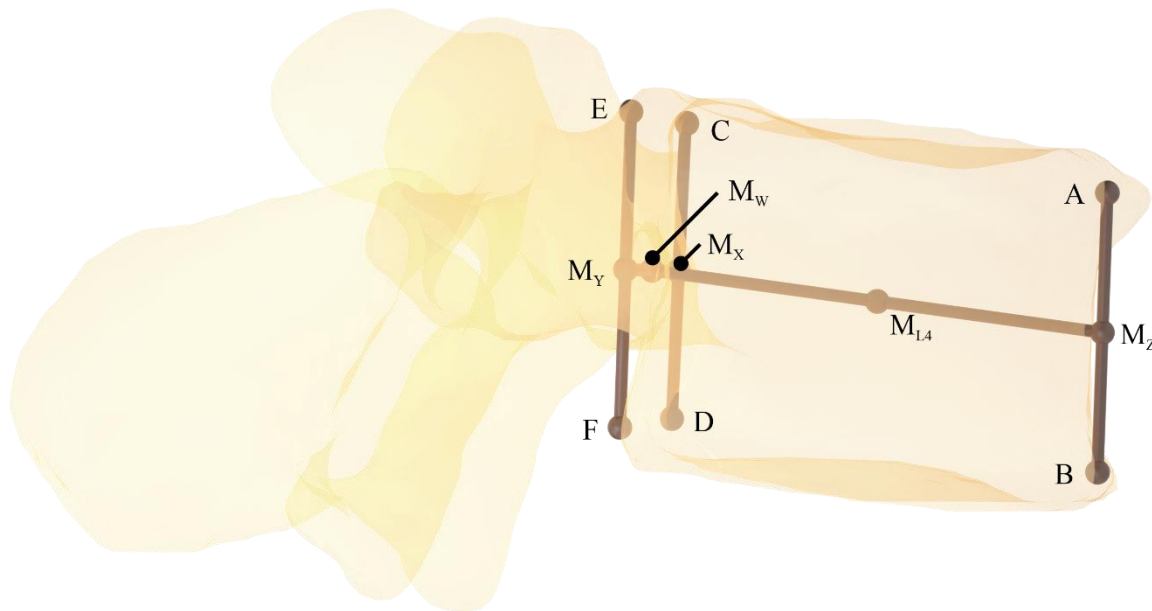
Die Partitionierung der zuvor beschriebenen Oberflächenelemente hat den Nutzen, dass diese bei späterer Verwendung im Simulationsprogramm als sogenannte *sets* vorliegen. Ein *set* ist ein definierter Bereich oder eine Sammlung von Entitäten, die verschiedene Funktionen erfüllen können. Sobald ein *set* erstellt worden ist, kann es beispielsweise für die Erstellung von Kontaktpaaren verwendet werden. Die Partitionierung des Volumenmodells reduziert den benötigten Aufwand für die nachfolgende Erstellung des numerischen Modells.

### 3.3 Modellierung der Zwischenwirbelscheiben

Zu den kraftübertragenden Strukturen der Lendenwirbelsäule zählen die Zwischenwirbelscheiben, Facettengelenke und die Ligamente. Die dazugehörige Muskulatur wird in der vorliegenden Arbeit nicht betrachtet. Für die physiologisch korrekte Funktionsweise der Zwischenwirbelscheibe ist deren Rotationsmittelpunkt von entscheidender Bedeutung, da dieser als Zentrum des Nucleus pulposus dienen soll. Aus diesem Grund wird die konstruktive Ermittlung der individuellen ZWS-Mittelpunkte nach Frobin et al. [FBB+97] angewendet. Abschließend wird die Modellierung der Zwischenwirbelscheibe und die Umsetzung für das spätere FE-Modell beschrieben.

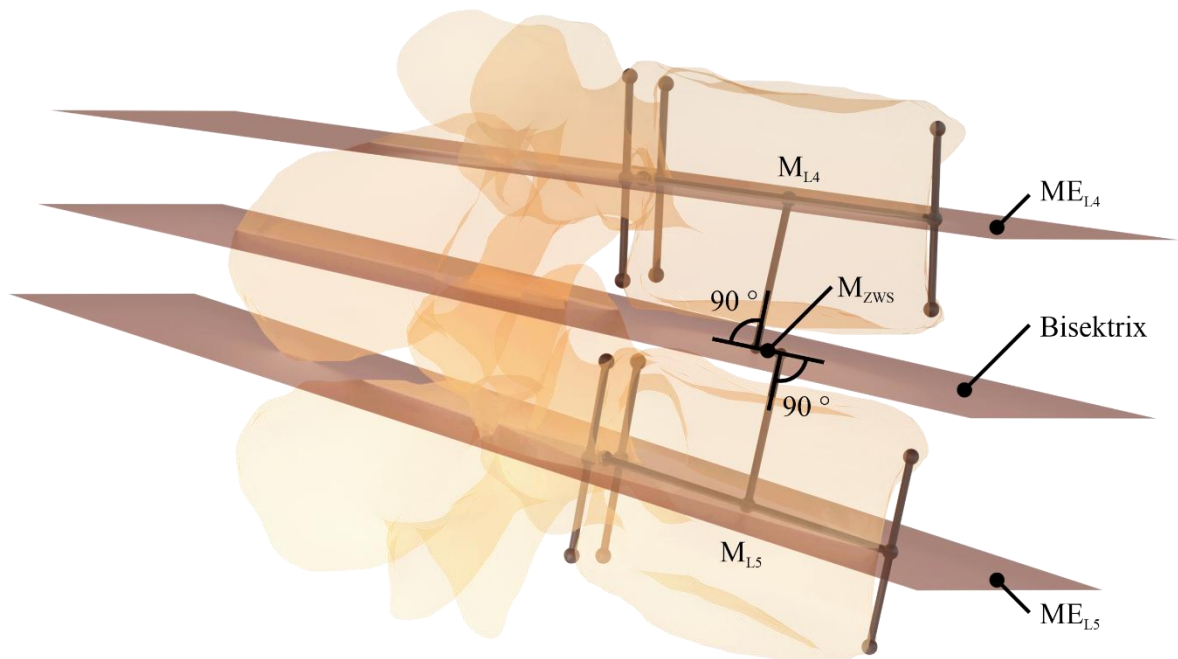
### 3.3.1 Berechnung des Zwischenwirbelscheibenmittelpunktes

Im Jahr 1997 stellten Frobin et al. [FBB+97] eine Berechnungsmethode vor, mit der die sagittale Ebenenverschiebung zwischen zwei benachbarten Wirbeln bestimmt werden kann. Dieses Vorgehen kann darüber hinaus für die konstruktive Ermittlung des Rotationsmittelpunktes zweier benachbarter Wirbel verwendet werden.



**Abbildung 3.5:** Konstruktive Bestimmung des Mittelpunktes des Wirbels L4

Für die Bestimmung des Wirbelmittelpunktes wird Abbildung 3.5 entsprechend ein Wirbel mit 6 Landmarken versehen, die markante topografische Orientierungspunkte am Wirbelkörper darstellen. Die auszuwählenden Punkte sind zum einen die am weitesten ventral befindlichen Punkte der oberen und der unteren Deckplatte des Wirbelkörpers. Diese sind in der Abbildung 3.4 mit den Buchstaben A und B gekennzeichnet. Zum anderen werden auf der linken sowie auf der rechten Seite des Wirbelkörpers die Strukturen der oberen und der unteren Deckplatte ausgewählt, deren Positionen am weitesten dorsal liegen. In Abbildung 3.5 sind diese durch die Buchstaben C, D, E und F markiert. Dadurch entstehen, wie in Abbildung 3.5 grafisch verdeutlicht, 3 lotrechte Linien. Zu Zeiten der Untersuchungen von Frobin et al. [FBB+97] stellt die Ermittlung der dorsal liegenden Punkte aus einem eindimensionalen Röntgenbild mit entsprechend überlagerten knöchernen Strukturen, eine Schwierigkeit dar. Am vorliegenden dreidimensionalen Modell ist die Lokalisierung der entsprechenden Punkte ohne Schwierigkeiten zu realisieren. Von jeder der erzeugten lotrechten Linien wird der jeweilige Mittelpunkt ( $M_X$ ,  $M_Y$ ,  $M_Z$ ) bestimmt. Dadurch ist die Erzeugung einer weiteren Linie zwischen den Mittelpunkten der dorsal liegenden Lote möglich. Von dieser neu erstellten Linie wird ebenfalls der Mittelpunkt  $M_W$  bestimmt. Durch das Aufspannen einer Verbindung zwischen dem ventralen Mittelpunkt  $M_Z$  und dem dorsalen Mittelpunkt  $M_W$  kann final der Wirbelmittelpunkt ( $M_{L4}$ ) als der entsprechende Linienmittelpunkt bestimmt werden. Unter Zuhilfenahme der Mittelpunkte  $M_X$ ,  $M_Y$ ,  $M_Z$  wird eine Mittelebene im Wirbelkörper erzeugt, die wie auch der Wirbelmittelpunkt für jeden Wirbel individuell ist.



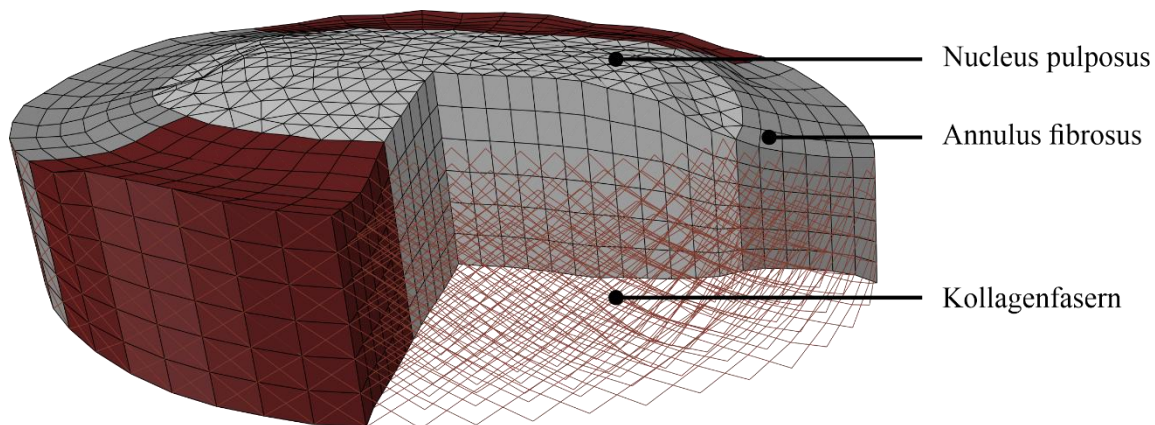
**Abbildung 3.6:** Konstruktive Bestimmung des Zwischenwirbelmittelpunktes

Die zuvor beschriebene Methode ist für jeden der fünf Lendenwirbel in ihrem Ablauf identisch. Im Anschluss an die Ermittlung der Wirbelmittelebene und des Wirbelmittelpunktes der einzelnen Wirbel wird die winkelhalbierende Ebene zwischen jedem benachbarten Wirbelpaar bestimmt. Das finale Ergebnis dieser konstruktiven Bestimmung des Mittelpunktes der Zwischenwirbelscheibe ist in der Abbildung 3.6 grafisch dargestellt. Diese neu erzeugte Ebene wird Bisektrix genannt. Ausgehend von den Mittelpunkten der eine Bisektrix umgebenden Wirbelkörper wird jeweils eine zur Bisektrix lotrechte Linie erzeugt. Die auf der Winkelhalbierenden aufliegenden Endpunkte der neu erzeugten Lote werden innerhalb der Ebene mit einer Linie verbunden. Der dadurch neu entstandene Mittelpunkt der Linie bildet den Mittelpunkt der Zwischenwirbelscheibe und somit den Ursprung des Rotationszentrums der ZWS. Auch dieses Vorgehen wird für alle Wirbelzwischenräume durchgeführt. Die erzeugten Rotationszentren dienen der Modellierung der Zwischenwirbelscheibe und bilden das Zentrum des jeweiligen Nucleus pulposus.

### 3.3.2 Aufbau und Modellierung der Zwischenwirbelscheibengeometrie

Werden die knorpeligen Endplatten vernachlässigt, so kann dem Abschnitt 2.2.3 entsprechend entnommen werden, dass die Zwischenwirbelscheibe im Wesentlichen aus zwei Teilen besteht. Zum einen der Nucleus pulposus (NP), der den Kern bildet, und zum anderen die umgebende Struktur des Anulus fibrosus (AF). Für die Modellierung des komplexen strukturellen Aufbaus der ZWS wird mit der Software Hypermesh der Fa. Altair ein kommerzieller Netzgenerator verwendet. Der Aufbau für das FE-Modell ist in Abbildung 3.7 dargestellt. Mit dem zuvor ermittelten Rotationszentrum als Ausgangspunkt wird im ersten Schritt die Lage des NP im Wirbelzwischenraum festgelegt. Zu beachten ist dabei, dass der NP einen prozentualen Anteil von 43-45 % des Gesamtvolumens der ZWS einnimmt [WP91; NLC+17]. Zusätzlich ist eine Verschiebung des Zentrums des NP um ein Drittel der posterioren Dicke der ZWS in posteriorer

Richtung zu berücksichtigen [NWP+07]. Für den Aufbau des FE-Modells wird der NP durch die Verwendung von Wedge-Elementen modelliert. Der Anulus fibrosus (AF), dessen äußere Geometrie der Literatur [SSS+18] entnommen und nachempfunden ist, wird zur Realisierung der einzelnen Faserringe mit Hexaeder-Elementen vernetzt. Goel et al. [GMG+95] haben zeigen können, dass für die simulative Darstellung der Ausbeulung der belasteten ZWS die Vereinfachung mit sechs Faserringen ausreichend genau ist. Die Breite eines Faserrings wird durch die Ausdehnung eines Hexaeder-Elements abgebildet. Die Höhe der ZWS wird durch sechs Elemente definiert. Zur Darstellung der Kollagenfasern, die sich in der Grundsubstanz des AF befinden, werden Truss-Elemente eingesetzt, die in sich überkreuzender Anordnung an den jeweiligen Ecken der Hexaeder-Elemente befestigt sind [EHS00].



**Abbildung 3.7:** Aufbau der Zwischenwirbelscheibe

Das Truss-Element kann lediglich Zugbeanspruchungen aufnehmen und eignet sich dementsprechend für die numerische Nachbildung der Kollagenfasern. Unter Zuhilfenahme der Funktion *embedded-region* werden die Truss-Elemente der Kollagenfasern während der Modellierung des numerischen Modells der Zwischenwirbelscheibe mit den Hexaedern der Grundsubstanz zu einer Einheit fusioniert. Auf Grund dessen entsteht eine Wechselwirkung zwischen den Kollagenfasern und der Grundsubstanz, wodurch die strukturellen Eigenschaften des gesamten Anulus fibrosus durch beide Anteile gleichermaßen beeinflusst werden.

### 3.4 Modellierung der Ligamente

Modelliert werden die in Abschnitt 2.2.4 beschriebenen Ligamente. Diese werden als rein axial wirkende Connector-Elemente modelliert, die lediglich mit Zugbelastung beaufschlagt werden können. Für die Auswahl eines geeigneten Materialmodells zur Nachbildung der Ligamenteigenschaften steht eine Vielzahl von Datensätzen aus der Literatur zur Verfügung. Bei der Auswahl des Datensatzes ist darauf zu achten, dass der verwendete Datensatz nach Möglichkeit alle zu betrachtende Ligamente enthält. Dabei ist eine Kombination von Datensätzen auf Grund der stark unterschiedlichen Basisdaten zu vermeiden. Um die individuellen Eigenschaften der Ligamente abbilden zu können, erhält jedes Ligament eine Kraft-Verschiebungs-Kurve. Das grundlegende Verhalten der Ligamente der Wirbelsäule ist in der Abbildung 2.7 dargestellt. Der verwendete Datensatz entstammt den

Forschungsergebnissen von Damm et al. [DRG20] und umfasst die Gesamtheit der erforderlichen Ligamentkennlinien. Die Nachbildung des Verhaltens der benötigten Kennlinien wird durch die untenstehende Formel (3.1) von Brown et al. [BSL96] ermöglicht.

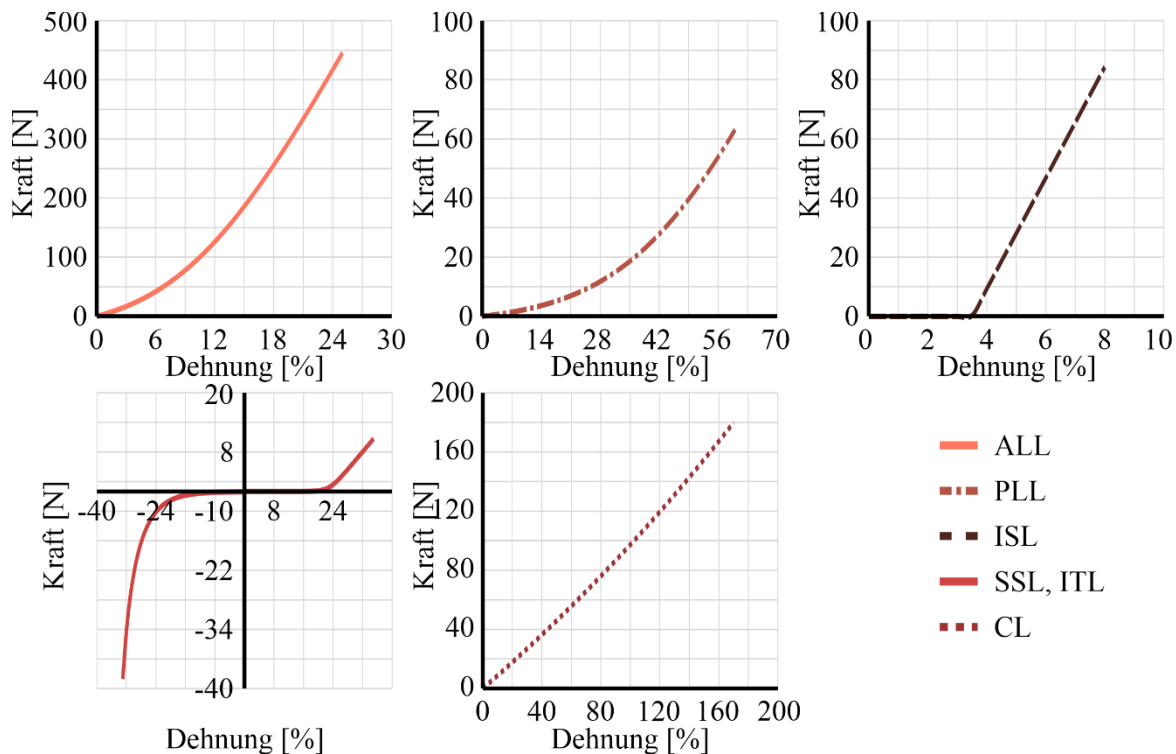
$$F_{Ligament} = \alpha \cdot \ln \left( e^{\frac{\varepsilon+b}{d}} + 1 \right) + c \quad (3.1)$$

Die zwischen den zuvor definierten Ansatzpunkten erstellten Ligamente besitzen regionsspezifische Vorspannungen, die der nachstehenden Tabelle 3.2 zu entnehmen sind. Aus diesem Grund besitzen die Ligamente eine Ruhelänge, die nachfolgend mit  $l_0$  bezeichnet wird und eine Länge  $l_i$ , die durch die geometrischen Eigenschaften bestimmt wird. Die in Prozent angegebenen Werte für die Vordehnung werden der entsprechenden Literatur (Tabelle 3.2) entnommen und werden mit  $\varepsilon_0$  angegeben. Die zu berechnende Ruhelänge  $l_0$  bezeichnet die Länge, bei der unter Dehnung noch keine Kraft übertragen wird. In Anlehnung an Rupp et al. [REK+15] wird mit nachfolgender Formel (3.2) die Ruhelänge  $l_0$  einmalig vor der Simulation berechnet.

$$l_0 = \frac{l_i}{1 + \varepsilon_0} \quad (3.2)$$

**Tabelle 3.2:** Vorspannungen  $\varepsilon_0$  der Ligamente des FE-Modells

| Ligament | Vordehnung $\varepsilon_0$ [%] | Literatur         |
|----------|--------------------------------|-------------------|
| ALL      | $\approx 8$                    | [Tka68], [RVA+13] |
| PLL      | $\approx 10$                   | [Tka68], [RVA+13] |
| ISL      | $\approx 4$                    | [RVA+13]          |
| ITL      | $\approx 10$                   | [MHH+10]          |
| SSL      | $\approx -6$                   | [RVA+13]          |
| CL       | $\approx 10$                   | [MHH+10]          |



**Abbildung 3.8:** Kraft-Verschiebungs-Kurven der Ligamente im FE-Modell

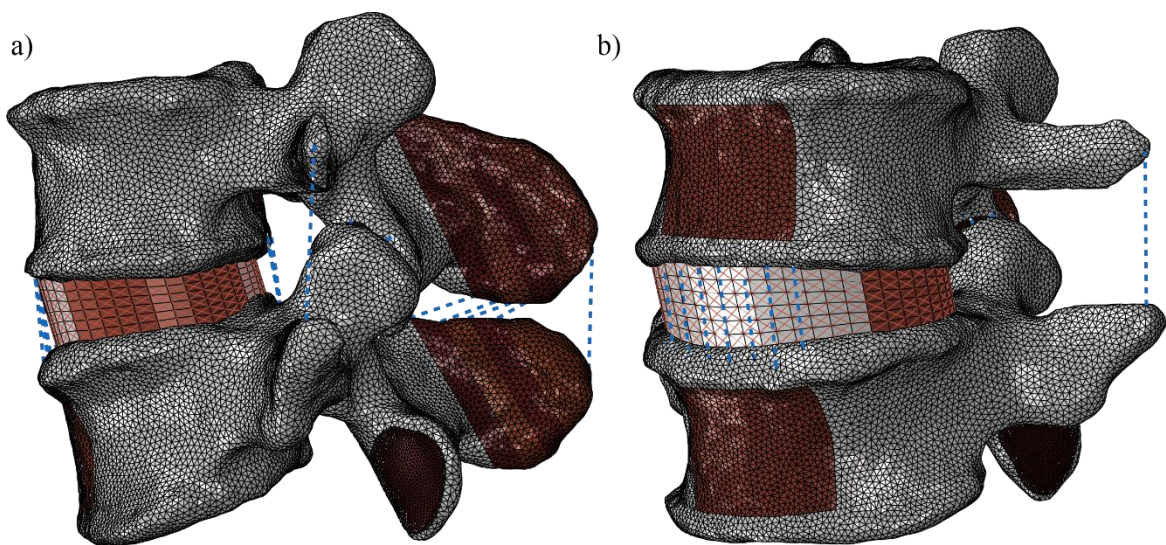
Die resultierende Kraft in Folge der aufgebrauchten Dehnung kann aus den dazugehörigen Kennlinien entnommen werden. Die resultierenden Kraft-Verschiebungs-Kurven für die einzelnen Ligamente sind ohne die zuvor erwähnte Ruhedehnung in Abbildung 3.8 dargestellt.

### 3.5 Die Funktionseinheit L4-L5

Das Ziel dieses Abschnitts besteht darin, zu evaluieren, ob die eingesetzten Materialmodelle und Materialparameter realitätsnahe und valide Ergebnisse liefern. Dazu wird die Funktionalität zunächst anhand eines FE-Modells der Funktionseinheit überprüft. Diese besteht, entsprechend Abbildung 3.9 aus den Lendenwirbeln L4 und L5, der Zwischenwirbelscheibe, den Facettengelenken und den dazugehörigen Ligamenten. Dieser Aufbau bildet die geringste Anzahl an Segmenten einer Wirbelsäule mit denen die überwiegende Anzahl an biomechanischen Problemstellungen effizient untersucht werden kann.

Die Kontaktbedingung der Zwischenwirbelscheibe mit den umgebenden Wirbeln wird mittels *tie-constraint* abgebildet, um das angewachsene Verhalten dieses Verbundes zu modellieren. Für den Kontakt der Facettengelenkknorpel mit den zugehörigen Wirbeln wird ebenfalls ein *tie-constraint* verwendet. Der Kontakt zwischen den gegenüberliegenden Gelenkflächen der Facetten wird mit einem reibungsfreien *surface-to-surface* Kontakt modelliert. So kann die physiologische Verhaltensweise dieser Gelenkpaare nachgebildet werden. Für die Lagerung der Funktionseinheit wird die inferiore Deckfläche des Lendenwirbels L5 entsprechend dem Vorgehen von Wilke et al. [WWC98] mit einem *coupling-constraint* zu einem *reference point* verbunden. Dieser *reference point*, dessen Lage im Flächenmittelpunkt der Wirbeldeckfläche definiert ist, wird in den sechs zur Verfügung stehenden Freiheitsgraden fixiert. Analog dazu

wird der Punkt der Krafteinleitung an der superioren Deckfläche des Lendenwirbels L4 erzeugt. Den experimentellen Ablauf von Wilke et al. [WWC98] nachbildend wird ein reines Moment in den Höhen von 1 Nm, 2,5 Nm, 5 Nm, 7,5 Nm und 10 Nm bei diesem *reference-point* eingeleitet. Die Orientierung und die Höhe der einzuleitenden Momente entsprechen den Bewegungsrichtungen der Flexion, das nach vorne Lehnen des Oberkörpers, der Extension, das nach hinten Lehnen, und der lateralen Flexion, das zur Seite Lehnen, sowie der axialen Rotation, dem Verdrehen des Oberkörpers um die eigene Achse. Die Auswahl der Bewegungsrichtungen entspricht den Daten von Dreischarf et al. [DZS+14]. Zur Vereinfachung des vorliegenden Modells ist die axiale Belastung entlang der Lendenwirbelsäule, die die Kompression widerspiegelt, vernachlässigt worden. Dadurch wird bei der späteren Validierung lediglich die RoM der Funktionseinheit und der lumbosakralen Lendenwirbelsäule betrachtet.

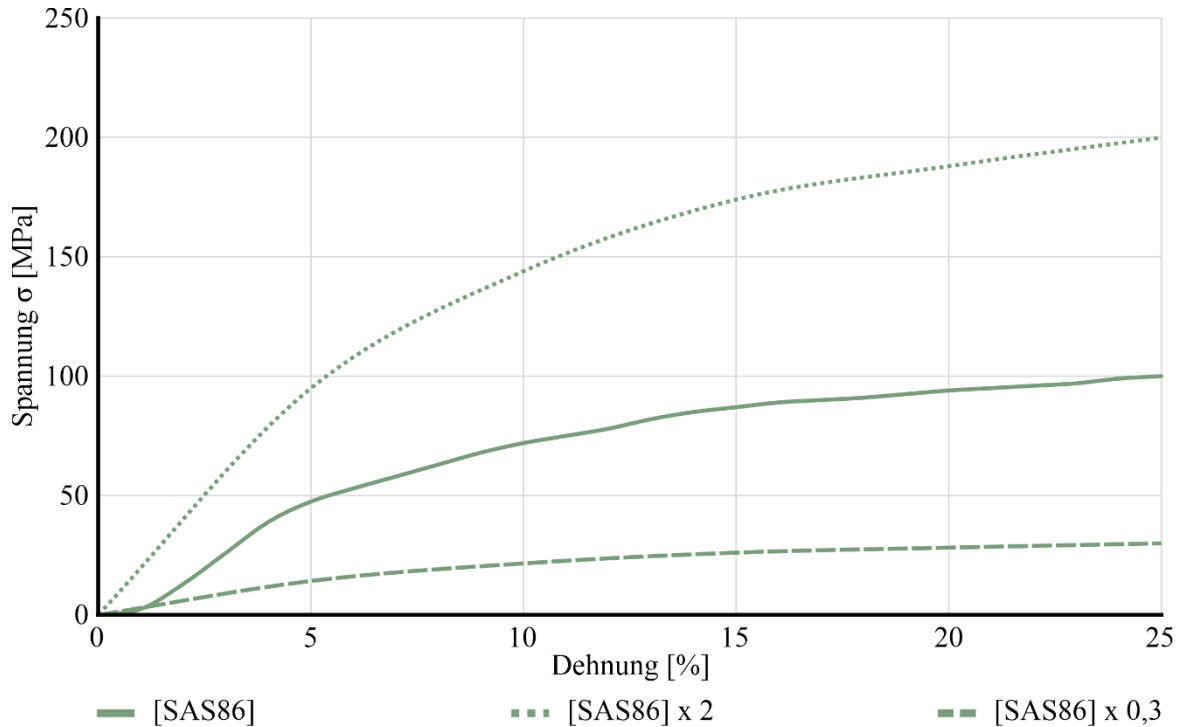


**Abbildung 3.9:** Die Funktionseinheit bestehend aus den Wirbeln L4 und L5  
 a) Ansicht der Funktionseinheit von links lateral  
 b) Ansicht der Funktionseinheit von anterior transversal

### 3.5.1 Kalibrierung der Zwischenwirbelscheibe

Die in Abschnitt 3.5.1 beschriebenen Materialmodelle und die dazugehörigen Materialkonstanten bilden die Grundlage für die Optimierung der einzelnen Bereiche der Zwischenwirbelscheibe. Zur Kalibrierung der ZWS wird ein Verfahren angewandt, das sich an der von Schmidt et al. [SHS+06] entwickelten Methode zur Optimierung der Materialparameter orientiert. Wie bereits bei den Ligamenten werden die Kollagenfasern der Zwischenwirbelscheibe ebenfalls durch eine nichtlineare Funktion beschrieben. Diese beruht auf den Messungen von Shirazi-Adl et al. [SAS86] und ist in dem nachstehenden Diagramm in Abbildung 3.10 dargestellt. In Untersuchungen von Schmidt et. al. [SHS+06] ist festgestellt worden, dass die außenliegenden Kollagenfasern ein steiferes Verhalten aufweisen als die innenliegenden. Aus diesem Grund findet eine steifigkeitsabhängige Gewichtung der Faserringe statt. Die äußeren Lagen 1-2 erhalten einen Gewichtungsfaktor von 1,0, die Lagen 3-4 einen Faktor von 0,9, die Lagen 5-6 einen Faktor von 0,75 und die innersten Lagen 7-8

einen Faktor von 0,65 [SHS+06]. Auf Grund dieser Materialeigenschaften ist es möglich, die abfallende Steifigkeit der Kollagenfasern numerisch zu modellieren. Für die gezielte Optimierung des Anulus fibrosus und dessen Kollagenfasern sind alle weiteren Strukturen von der Funktionseinheit entfernt worden, sodass keine Ligamente, Facettengelenke oder auch der Nucleus pulposus einen Einfluss auf die Ergebnisse ausüben.



**Abbildung 3.10:** Spannungs-Dehnungs-Diagramm der ZWS-Kollagenfasern nach [SAS86]

Ermittelt wird der erreichbare Bewegungsumfang, also die Range of Motion (RoM), der Funktionseinheit. Diese muss eine Übereinstimmung mit den *in vitro* gemessenen RoM vorweisen können. Für die Kalibrierung stehen unterschiedliche Parameter zur Verfügung deren Änderung Einfluss auf das Verhalten der ZWS besitzt. Die Steifigkeit der Kollagenfasern kann in einem Bereich von 0,3 bis hin zu 2,0 in ihrer Gewichtung angepasst werden [SAS86, GMG+95, SLR95]. Werte die kleiner als 1,0 sind, reduzieren die Steifigkeit und Werte die 1,0 überschreiten, erhöhen die Steifigkeit der Kollagenfasern. Darüber hinaus können die Materialkonstanten der Grundsubstanz des Anulus fibrosus angepasst werden. Der dafür von Schmidt et al. [SHS+06] ermittelte Bereich für die Gewichtung beträgt 0,0025 bis zu 238. Diese Werte entsprechen unter Berücksichtigung der Formel (3.3) einem  $E$ -Modul von 0,1 bis 1000 MPa [SHS+06].

$$E \cong 6 \cdot (c_1 + c_2) \quad (3.3)$$

Anders als Schmidt et al. [HSK+06], die einen Algorithmus zur Optimierung der Parameter verwendet haben, wird in der vorliegenden Arbeit ein iteratives Verfahren angewandt. Bei der Durchführung werden die Konstanten  $c_1$  und  $c_2$  einer zwei Parameter Mooney-Rivlin Funktion variiert. Durch dieses Materialmodell wird das hyper-elastische Materialverhalten der ZWS nachgebildet. Die Ergebnisse der RoM werden denen der Literatur [HSK+06]

gegenübergestellt. Schrittweise werden die Parameter  $c_1$  und  $c_2$  aus Tabelle 3.3 die als Basiswerte dienen, angepasst, wobei die Werte in einem Verhältnis von  $c_2 = 0,25c_1$  stehen [HSK+06]. Die Parameter werden angepasst, bis die simulierte RoM der Funktionseinheit den Literaturwerten [HSK+07] entspricht. Für die Kollagenfasern wird entsprechend Abbildung 3.10 initial mit einem Faktor von 2,0 die höchstmögliche Steifigkeit gewählt. Die gewählte Steifigkeit ist über den gesamten Optimierungsprozess der Parameter der Grundsubstanz gleichbleibend.

**Tabelle 3.3:** Basisparameter der Grundsubstanz und der Kollagenfasern des Anulus fibrosus

| Segment          | Materialparameter            | Poissonzahl  | Literatur       |
|------------------|------------------------------|--------------|-----------------|
| Anulus fibrosus  | $c_1=0,56$ , $c_2=0,14$      | $\nu=0,45$   | [SHS+06]        |
| Nucleus pulposus | $c_1=0,12$ , $c_2=0,09$      | $\nu=0,4999$ | [SHS+06]        |
| Kollagenfasern   | $\sigma$ - $\epsilon$ -Kurve | -            | [SAS86, SHS+06] |

Während des iterativen Optimierungsprozesses konnten keine im Anulus fibrosus einheitlichen Parameter ermittelt werden, die für alle Bewegungsrichtungen zufriedenstellende Ergebnisse ermöglichen. Aus diesem Grund wird der Anulus fibrosus in vier Bereiche unterteilt. Es sind ein anteriorer und ein posteriorer sowie ein links und ein rechts liegender lateraler Bereich entstanden, deren Parameter in Tabelle 3.4 aufgeführt sind. Aus der iterativen Parameterermittlung resultiert, dass für die Flexion und Extension identische Werte verwendet werden können. Für die laterale Flexion und die axiale Rotation ergeben übereinstimmende Werte ebenfalls zufriedenstellende Ergebnisse.

**Tabelle 3.4:** Optimierte Parameter der Grundsubstanz und der Kollagenfasern des Anulus fibrosus

| Bereich                              | Materialparameter            | Poissonzahl  | Literatur       |
|--------------------------------------|------------------------------|--------------|-----------------|
| Anteriorer und posteriorer Bereich   | $c_1=0,168$ , $c_2=0,042$    | $\nu=0,45$   | -               |
| Linker und rechter lateraler Bereich | $c_1=0,112$ , $c_2=0,028$    | $\nu=0,4999$ | -               |
| Kollagenfasern                       | $\sigma$ - $\epsilon$ -Kurve | -            | [SAS86, SHS+06] |

Die optimierten Parameter liefern gute Übereinstimmung mit den Ergebnissen verschiedener *in vitro* sowie *in silico* Untersuchungen anderer Forschungsgruppen [HSK+07, SHS+06, SHD+07, RLN+21]. Die Vergleichbarkeit mit den Ergebnissen anderer Forschungsgruppen in Abbildung 3.11 und Abbildung 3.12 verdeutlichen den Erfolg des Optimierungsprozesses.

### 3.5.2 Einflussanalyse der Ligamente

Jede der Ligamentengruppen der Funktionseinheit besitzt in Abhängigkeit der Bewegungsrichtung einen individuellen Einfluss auf die RoM. Durch die im Nachfolgenden beschriebene Untersuchung wird der individuelle Einfluss einer Ligamentengruppe auf die jeweilige RoM isoliert betrachtet. Heuer et al. [HSC+07] haben für die von ihnen durchgeführten *in vitro* Untersuchungen ein Vorgehen entwickelt, bei dem von einer gesunden Funktionseinheit ausgehend, schrittweise Ligamente und weitere Strukturen der Wirbel entfernt worden sind. Im Nachfolgenden wird in dieser Arbeit gezeigt, dass dieses Vorgehen für die Kalibrierung und Validierung eines FE-Modells von großem Nutzen ist. Der experimentelle Versuchsablauf sollte jedoch zur Analyse des FE-Modells in umgekehrter Reihenfolge angewandt werden. Begonnen wird die Untersuchung mit den zwei Wirbeln der Funktionseinheit und dem dazugehörigen Anulus fibrosus der Zwischenwirbelscheibe. Fortführend werden kumulativ Strukturen hinzugefügt, bis die vollständige und gesunde Funktionseinheit vorliegt [HSC+07]. Dem empfohlenen Vorgehen entsprechend wird im ersten Schritt dieser Untersuchung ein Modell der Funktionseinheit verwendet, das lediglich aus den Wirbeln und dem Anulus fibrosus besteht. In Tabelle 3.5 sind der zuvor beschriebene und alle darauffolgenden Untersuchungsschritte dargestellt. In jedem der beschriebenen Schritte wird jede der Bewegungsrichtungen isoliert untersucht. Die daraus resultierenden Daten sind in Abbildung 3.11 dargestellt und geben die exakten Einflüsse der einzelnen Ligamente wieder, den diese auf die untersuchte Bewegungsrichtung besitzen.

**Tabelle 3.5:** Reihenfolge des umgekehrten Stepwise-Reduction Experiments nach [HSC+07]

| Schritt | Kurzbeschreibung | Beschreibung                                                                             |
|---------|------------------|------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1.      | ZWS ohne NP      | Funktionseinheit mit knöchernen Strukturen und dem Anulus fibrosus ohne Nucleus pulposus |
| 2.      | ZWS              | Funktionseinheit mit knöchernen Strukturen und intakter Zwischenwirbelscheibe            |
| 3.      | ALL hinzugefügt  | Hinzufügen der ALL, die den anterioren Teil des Wirbelkörpers überspannen                |
| 4.      | PLL hinzugefügt  | Hinzufügen der PLL, die den posterioren Teil des Wirbelkörpers überspannen               |
| 5.      | CL hinzugefügt   | Hinzufügen der CL, die die Gelenkkapsel der Facettengelenke bilden                       |
| 6.      | ISL hinzugefügt  | Hinzufügen der ISL, die die Dornfortsätze der benachbarten Wirbelkörper verbinden        |
| 7.      | SSL hinzugefügt  | Hinzufügen des SSL, das am weitesten dorsal liegende Band am Dornfortsatz                |

In Abbildung 3.11 gilt es zu beachten, dass die durchgeführten und in Tabelle 3.5 aufgelisteten Schritte beginnend bei Schritt 1 von rechts und endend bei Schritt 7 nach links zu lesen sind. Dieses Vorgehen wird umgesetzt, um die Vergleichswerte der *in vitro* Untersuchungen aus der Literatur [HSC+07] den numerischen erhaltenen Werten besser gegenüberstellen zu können.

Beim Fehlen jedweder Struktur, abgesehen vom Anulus fibrosus, ist die erreichbare RoM in allen vier Bewegungsrichtungen signifikant höher als in allen darauffolgenden Konfigurationen. Das Hinzufügen des Nucleus pulposus zum FE-Modell hat bei drei der vier Bewegungsrichtungen einen hohen Einfluss und reduziert deutlich die RoM. Lediglich bei der Extension fällt die Auswirkung der strukturellen Änderung weniger ausgeprägt aus. Zudem ist bei der Extension die Tendenz zum Unterschätzen der Literaturangaben für das Hinzufügen des Nucleus pulposus zu erkennen. Dieses Phänomen ist zusätzlich bei der axialen Rotation deutlich zu erkennen. Genau gegenläufig fällt der Einfluss beim Hinzufügen der ALL aus. Für das Hinzufügen der anterioren Ligamente ist der Einfluss auf die RoM bei der Extensionsbewegung am deutlichsten und führt zu einer beträchtlichen Reduktion des erreichbaren Bewegungsumfanges. Der Einfluss auf die RoM fällt durch die Addition des PLL für alle Bewegungsrichtungen nur gering aus. Die Ligamente der Facettengelenkkapsel reduzieren die RoM für die Bewegungen Extension, laterale Flexion und axiale Rotation deutlich, haben aber bei der Flexionsbewegung den höchsten Einfluss.

Hier wird die RoM nahezu um die Hälfte des erreichbaren Bewegungsumfanges reduziert. Ein deutlich geringerer, dennoch signifikant ausfallender Einflussfaktor ist das zusätzliche ISL, welches die Flexion reduziert. Bei den weiteren Bewegungsrichtungen ist nur ein geringer Einfluss zu erkennen. Dieser geringe Einfluss setzt sich bei der Addition des letzten Ligaments SSL für alle RoM fort.

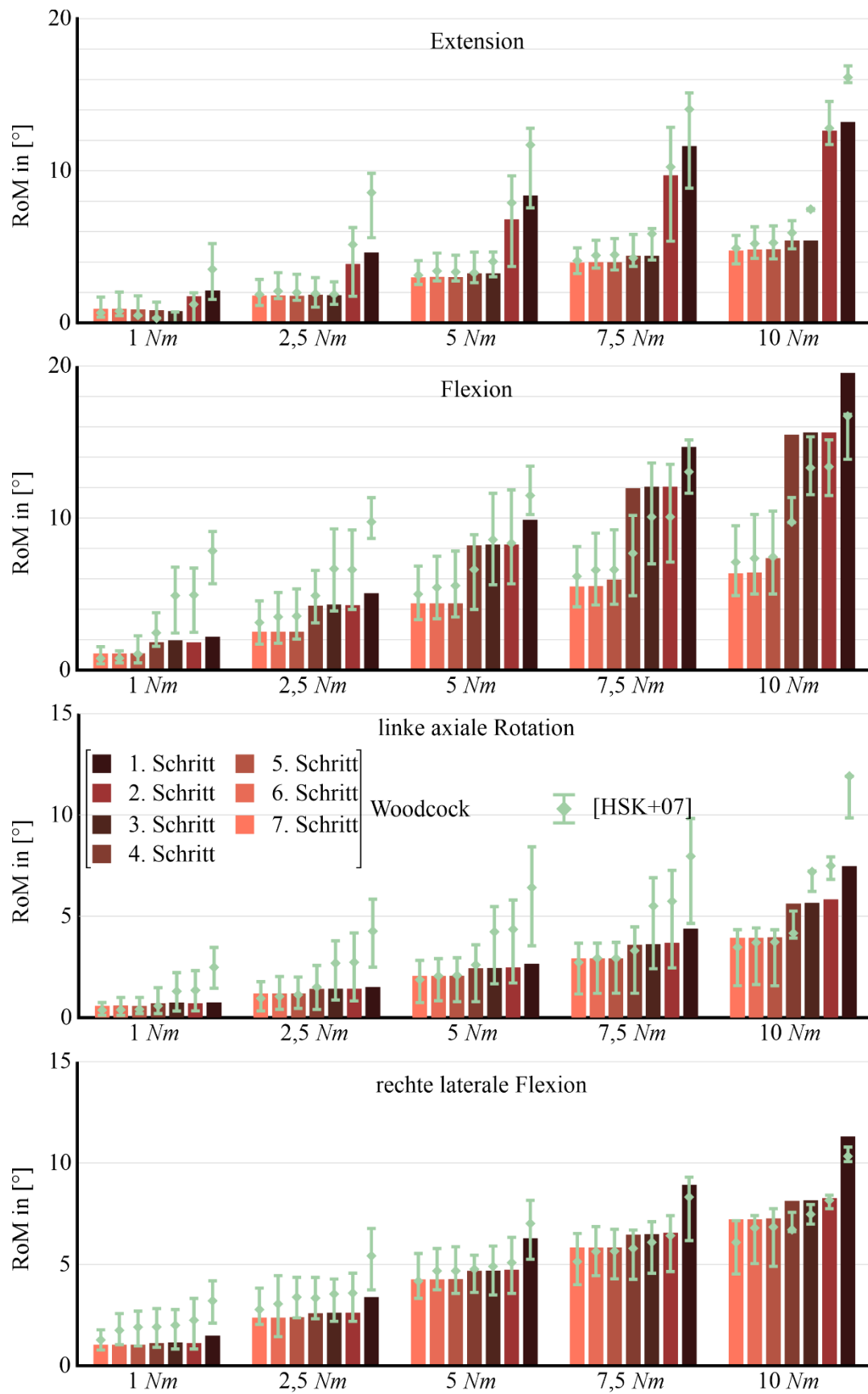
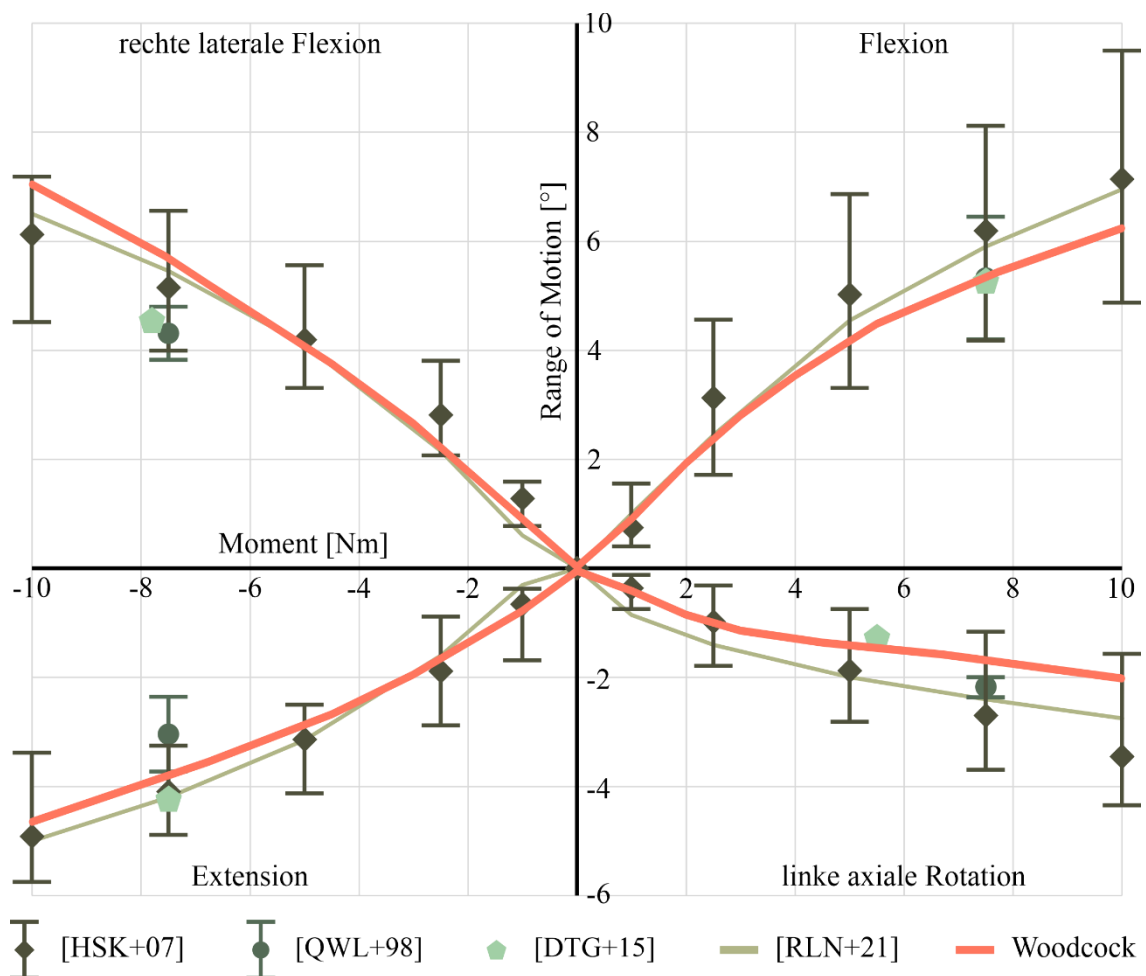


Abbildung 3.11: Einflussanalyse der Ligamente auf die erreichbare RoM

### 3.5.3 Validierung der Funktionseinheit L4-L5

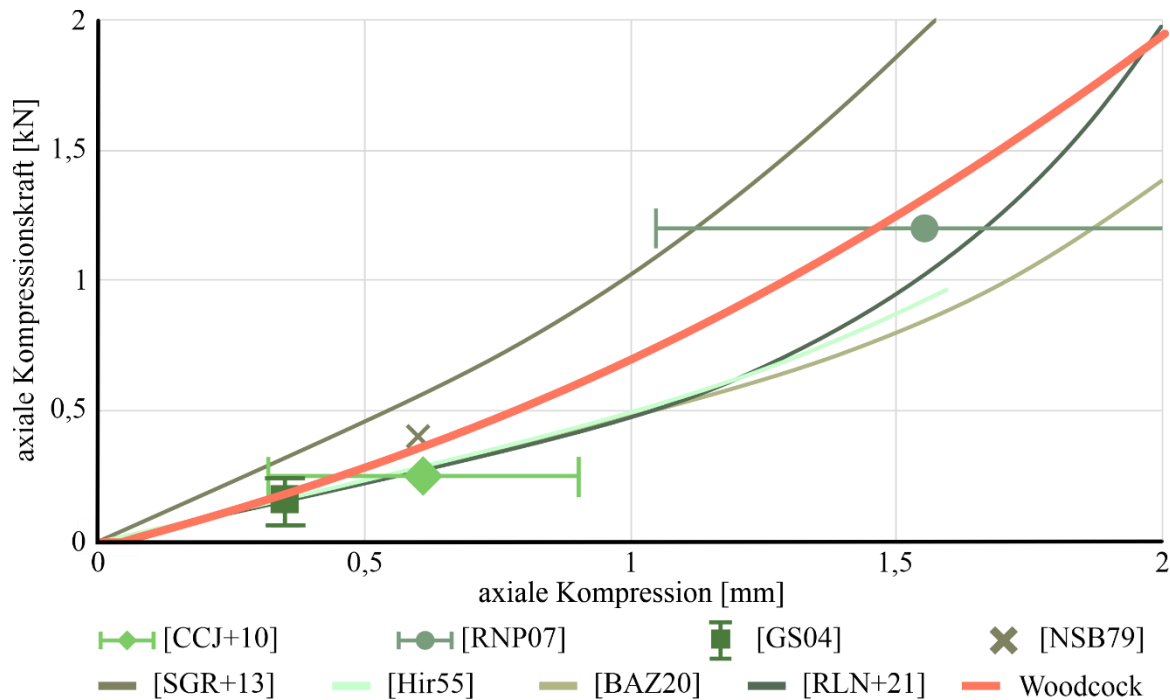
Der erfolgreiche Abschluss der Kalibrierung der Zwischenwirbelscheibe aus Abschnitt 3.5.1 und die Einflussanalyse der Ligamente aus Abschnitt 3.5.2 ermöglichen die finale Validierung des Simulationsmodells der Funktionseinheit. Für die vollständige Modellvalidierung sind mehrere Einflussfaktoren innerhalb der Funktionseinheit zu betrachten, um die Aussagekraft des Modells zu bestätigen. Zusätzlich zur RoM werden der intradiskale Druck (intradiscal pressure (IDP)) und die Facettengelenkkräfte (facet forces (FF)) untersucht. Ein ebenso fundamental wichtiger Gesichtspunkt wie die RoM ist der momentane Drehpunkt (instantaneous center of rotation (ICR)) des superior liegenden Wirbels L4 zum inferior liegenden Wirbel L5. Dessen Verschiebung unter Einbringung eines reinen Momentes wird in den drei Körperebenen betrachtet.



**Abbildung 3.12:** RoM der Funktionseinheit im Vergleich mit Literaturwerten

Alle ermittelten Werte werden den aus der Literatur entstammenden Daten, die mittels *in vitro* und *in silico* Untersuchungen anderer Forschungsgruppen generiert worden sind, gegenübergestellt. Werden die zu erreichenden RoMs und deren Verläufe über die Belastung von 1 Nm bis hin zu 10 Nm des vorliegenden FE-Modells Literaturdaten gegenübergestellt, ist in den vier Bewegungsrichtungen eine gute Übereinstimmung zu erkennen (Abbildung 3.12). Bei der rechten lateralen Flexion ist mit steigender Belastung im Vergleich zu den Daten von

Heuer et al. [HSK+07] eine geringe Überschätzung zu erkennen. Die linke axiale Rotation wird für kleine Momente gut abgebildet, erfährt jedoch mit steigender Belastung eine Tendenz zur oberen Grenze der ermittelten RoM-Werte von Heuer et al. [HSK+07]. Die RoM der Extensionsbewegung besitzt bei geringen wie auch bei hohen Momenten nahezu ideale Werte. Für Momente bis zu 5 Nm besteht ebenfalls eine nahezu ideale Nachbildung der RoM für die Flexion der Funktionseinheit. Erreichen die Flexionsmomente 7,5 Nm divergiert die RoM von dem Mittelwert der Literaturdaten leicht zur unteren Grenze der Standardabweichung. Zusammenfassend ist zu sagen, dass das vorliegende Modell für die erreichbaren Bewegungsumfänge der Literatur entsprechend realitätsnahe Werte liefert.

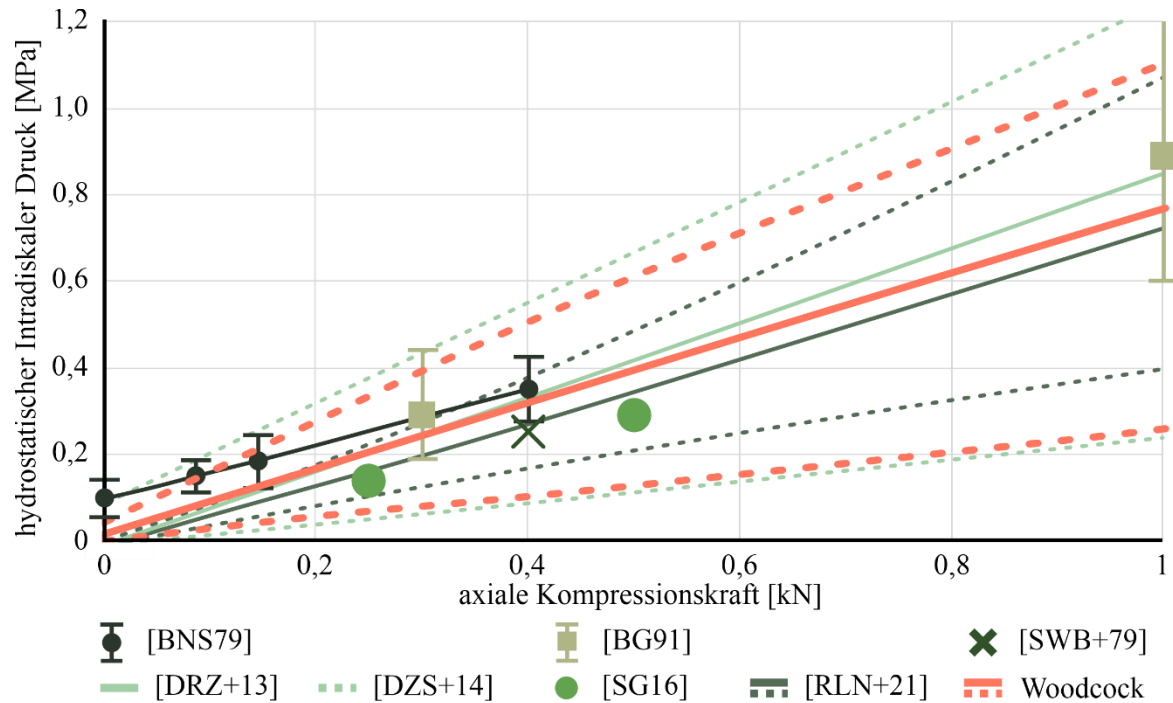


**Abbildung 3.13:** Axiale Kompression der Zwischenwirbelscheibe bei axialer Kompressionsbelastung

Die Auswirkungen des axialen Drucks während der stehenden Pose des Menschen werden in Abbildung 3.13 dargestellt. Das bei *in vitro* Untersuchungen gezeigte Verhalten kann durch das vorliegende FE-Modell in guter Übereinstimmung nachgebildet werden. So wird sowohl der anfängliche lineare Verlauf der axialen Höhenreduktion als auch die nichtlineare Versteifung bei höheren Kompressionsbelastungen durch das FE-Modell wiedergegeben. Im direkten Vergleich der Verschiebungskurven, die in Abbildung 3.13 dargestellt sind, fällt der nichtlineare Bereich weniger prägnant aus als beispielsweise bei der von Remus et al. [RLN+21] durch Auswertung von *in silico* Untersuchungen generierten Kurve. Die simulierte Verschiebungskurve befindet sich jedoch innerhalb der Grenzwerte von publizierten *in vitro* Untersuchungen.

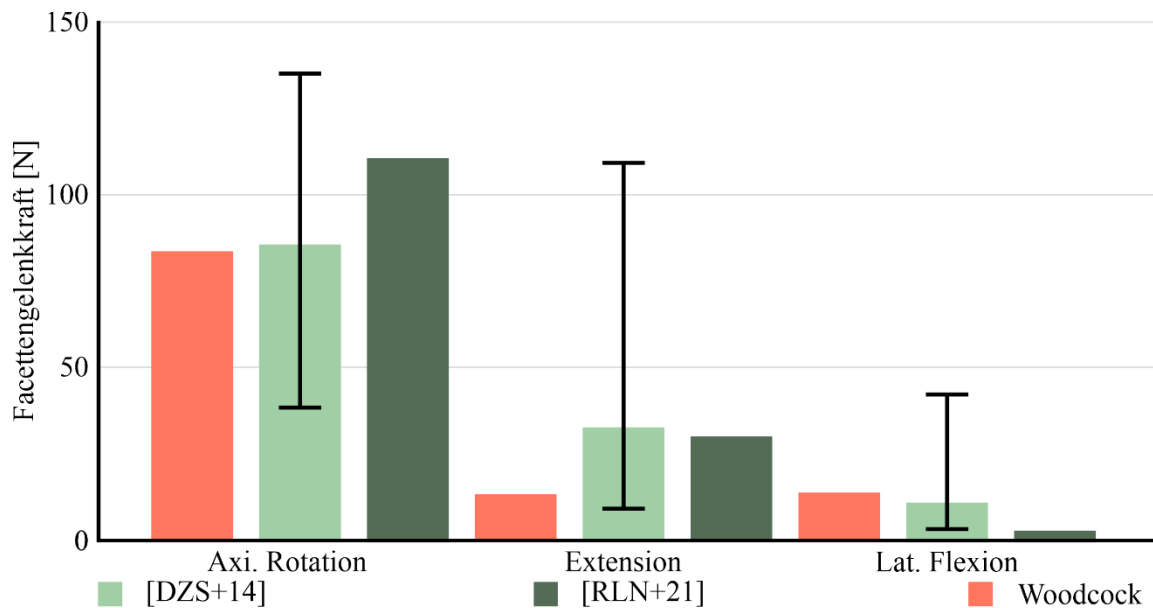
Hinsichtlich des innerhalb des Nucleus pulposus wirkenden intradiskalen Drucks zeigt das in Abbildung 3.14 ausgewertete Simulationsergebnis, dass bereits durch die Vorspannungskraft der vorhandenen Ligamente ein geringer Initialdruck vorliegt. Dieser erhöht sich infolge einer wirkenden axialen Kompressionskraft annähernd linear. Der initiale Druck im rein

vorgespannten Zustand der Funktionseinheit wird durch das FE-Modell im Vergleich zu den vorliegenden *in vitro* Untersuchungsergebnissen unterschätzt, findet jedoch mit den Werten aus *in silico* Untersuchungen eine gute Übereinstimmung wie der Visualisierung in Abbildung 3.14 zu entnehmen ist.



**Abbildung 3.14:** Steigerung des intradiskalen Drucks bei ansteigender axialer Kompressionskraft

Als weiterer Indikator für ein valides Funktionseinheitsmodell dient die wirkende Kraft in den Facettengelenken während der Hauptbewegungen. Zu berücksichtigen ist dabei, dass bei der Flexion die Gelenkflächen der Facettengelenke eine Öffnung erfahren und dadurch keine Kontaktkräfte bei dieser Bewegung übertragen werden. Bei den Bewegungen Extension, linke axiale Rotation und der rechten lateralen Flexion entstehen jedoch entsprechende Kräfte im Kontaktbereich der Gelenkflächen zwischen dem vierten und dem fünften Lendenwirbel. Bei diesem Indikator ist entsprechend Abbildung 3.15 für alle vorliegenden Daten eine gute Übereinstimmung mit den Literaturwerten für *in silico* Untersuchungen zu erkennen. Nicht zuletzt besitzen die Facettengelenke einen Einfluss auf den Momentendrehpunkt der Funktionseinheit unter den verschiedenen Belastungen durch Hauptbewegungen.

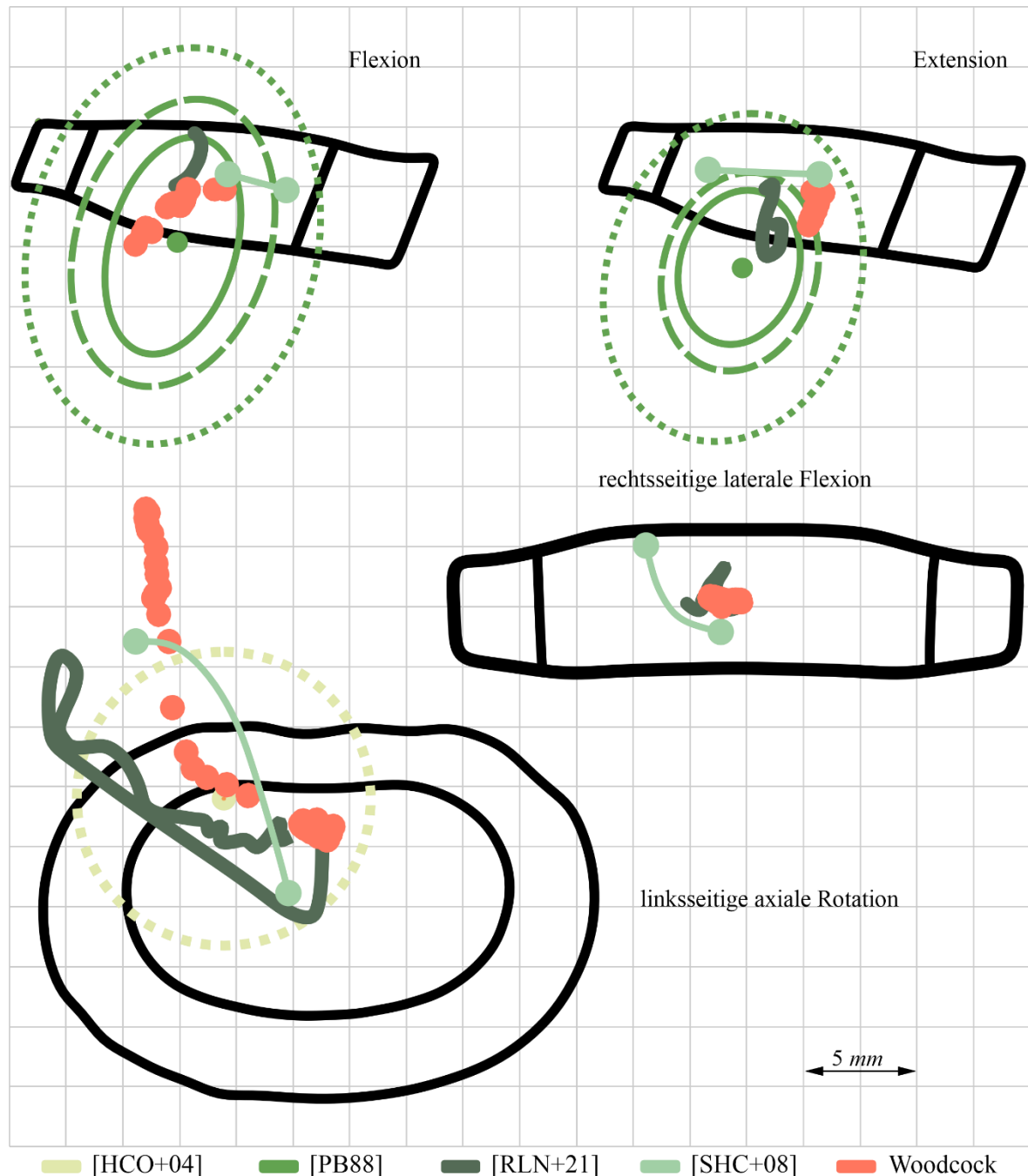


**Abbildung 3.15:** Facettengelenkkräfte während der Bewegung in den Hauptbewegungsrichtungen bei einem Moment von  $7,5 \text{ Nm}$

Reuleaux [Reu76] beschreibt ein Verfahren, das es ermöglicht, den Momentandrehpunkt eines sich bewegenden Systems im zweidimensionalen Raum zu ermitteln. Am nicht fixierten Objekt werden zwei Punkte bestimmt, deren Bewegungen nachverfolgt werden. Zwischen den Ausgangspositionen der jeweiligen Punkte und deren neuer Lage in der Ebene werden Geraden erzeugt. Von den Mittelpunkten der zuvor erzeugten Geraden ausgehend werden orthogonale Linien erstellt. Der Schnittpunkt dieser orthogonalen Linien beschreibt den Momentandrehpunkt. Mit jeder weiteren neuen Positionierung des beweglichen Objektes wird das zuvor beschriebene Vorgehen erneut durchgeführt. Dadurch wird die Nachverfolgung des Momentandrehpunktes über den gesamten Bewegungsumfang eines Objektes ermöglicht.

Besteht bei *in vitro* Untersuchungen eine gewisse Ungenauigkeit, wie von Bogduk et al. [PB88] beschrieben, auf Grund mangelnder Präzision bei der Bestimmung der nachzuverfolgenden Punkte, besitzen FE-Modelle den Vorteil, dass auch komplexe Bewegungsabläufe der Funktionseinheit präzise nachverfolgt werden können [SHC+08]. Für die Ermittlung des ICR für die Bewegungsrichtungen Flexion und Extension werden zwei Punkte in der Sagittalebene des Wirbels bestimmt. Einer der Punkte liegt im Bereich der anterioren und der zweite Punkt im Bereich der posterioren Ligamentenansatzpunkte. Für die Nachverfolgung des ICR der linksseitigen axialen Rotation und der rechtsseitigen lateralen Flexion wird ein Punkt auf der linken Seite und einer auf der rechten Seite des Wirbels auf der Frontalebene bestimmt. Abbildung 3.16 verdeutlicht durch die grafische Darstellung der ICR-Verläufe die gute Übereinstimmung mit den in der Literatur beschriebenen Pfaden aus *in vitro* und *in silico* Untersuchungen. Während der Extension befindet sich der ICR mittig in der Zwischenwirbelscheibe und verbleibt für die Belastung mit geringen Momenten annähernd in seiner Ursprungsposition. Mit dem Eintreten des Kontakts zwischen den Facettengelenkflächen und bei steigender Belastung tritt eine Verschiebung des ICR in kaudale Richtung mit Tendenz in Richtung dorsal ein. Während der Flexion befindet sich der ICR bei anfänglicher Belastung ähnlich der Extension mittig in der ZWS. Bereits bei geringer Steigerung der Belastung erfährt

der ICR eine deutliche Verschiebung in Richtung dorsal über das Zentrum der Zwischenwirbelscheibe hinaus. Mit steigender Belastung ist eine Verschiebung des ICR in kaudaler Richtung bis über die Grenzen der ZWS hinaus zu verzeichnen. Beide Bewegungsmuster stimmen mit den Erkenntnissen aus den *in silico* Untersuchungen von Remus et al. [RLN+21] überein, zeigen jedoch ein gegenläufiges Verhalten zu den Erkenntnissen von Schmidt et al. [SHC+08].

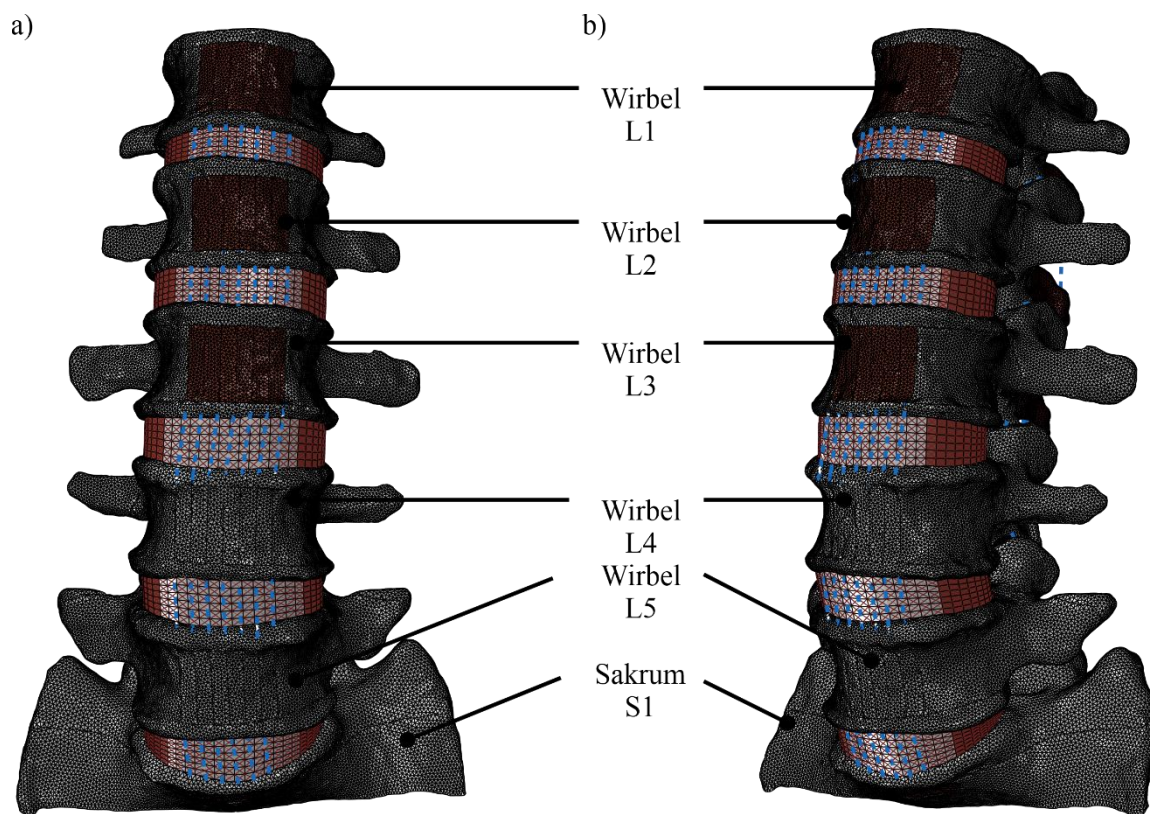


**Abbildung 3.16:** ICR-Verläufe des Wirbels L4 relativ zum Wirbel L5

Die Verschiebungen des Instantaneous Center of Rotation während der Flexion und der Extension liegen insgesamt innerhalb des Bereichs, der durch die zweifache Standardabweichung des ICR gemäß Percy und Bogduk [PB88] definiert wird und durch die

elliptisch geformten Bereiche kenntlich gemacht ist. Wird die laterale Flexion betrachtet, verbleibt der Momentandrehpunkt stets in der Mitte der Zwischenwirbelscheibe und erfährt keine kaudale oder kraniale Verschiebung. Bei steigender Belastung findet eine laterale Verschiebung des ICR in Bewegungsrichtung statt. Dieses Verhalten gleicht dem von Schmidt et al. [SHC+08] beschriebenen Verhalten der lateralen Flexion. Während der linksseitigen axialen Rotation findet eine Deviation des ICR in Richtung des rechten belasteten Facettengelenkes statt. Dabei verschiebt sich der Momentandrehpunkt bei steigender Belastung aus dem Zentrum der ZWS. Dieses Verhalten gleicht dem von Remus et al. [RLN+21] und Schmidt et al. [SHC+08] in *in silico* Untersuchungen festgestellten Verhalten. In *in vitro* Untersuchungen von Haberl et al. [HCO+04] findet ebenfalls eine Verschiebung des ICR zum belasteten Facettengelenk statt und wird durch einen zirkulären Bereich gekennzeichnet.

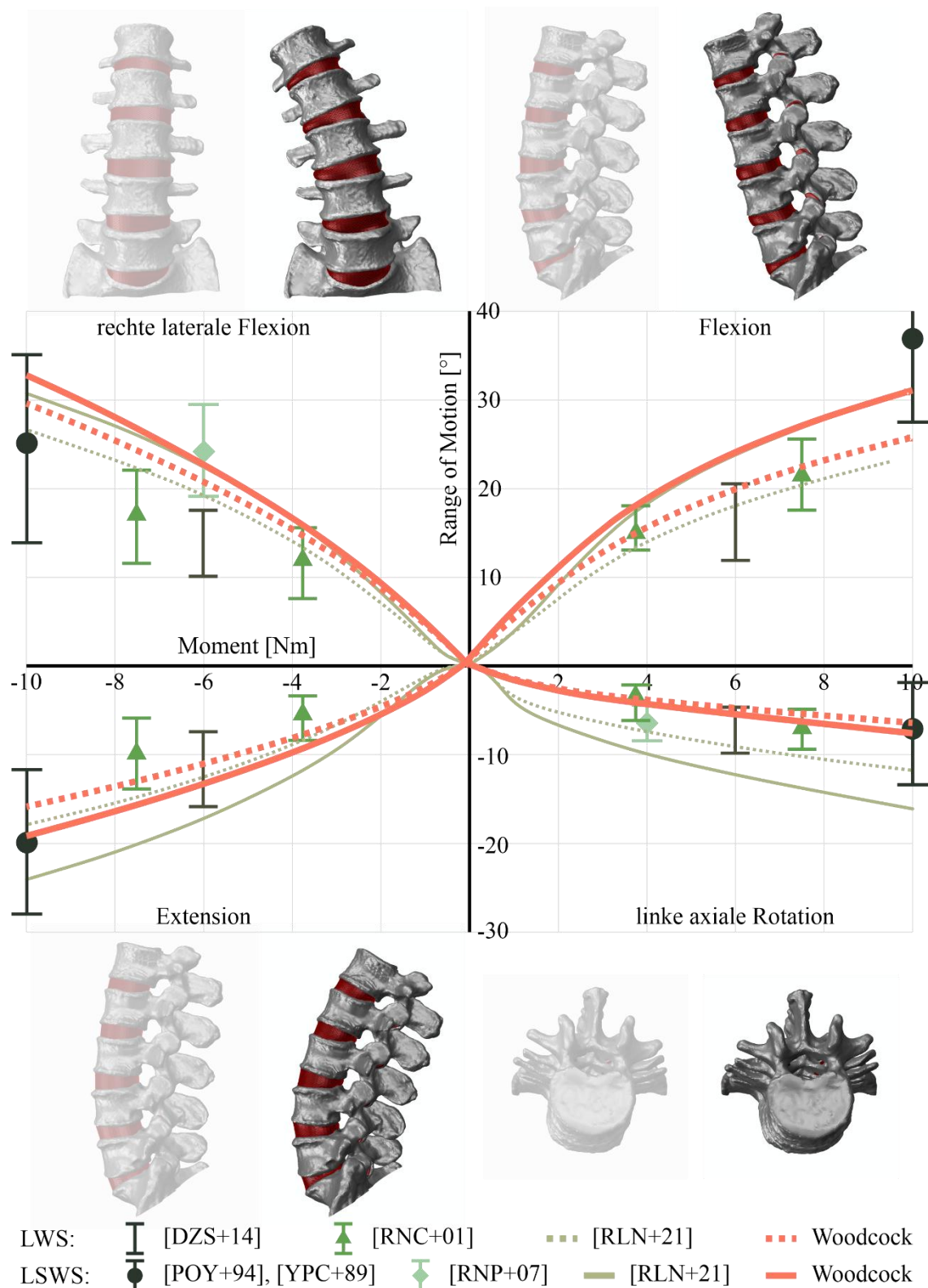
### 3.6 Die lumbosakrale Wirbelsäule



**Abbildung 3.17:** Das FE-Modell der lumbosakralen Wirbelsäule

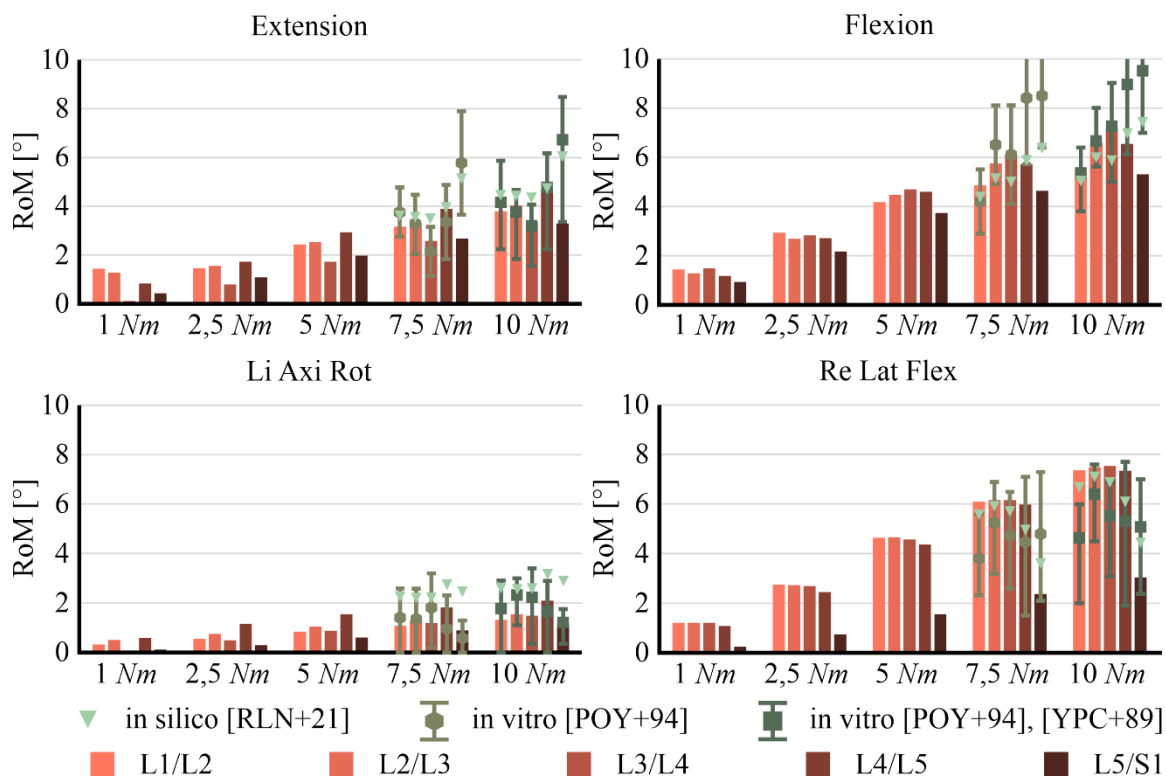
Die Validierung der Funktionseinheit der Wirbel L4 und L5 bildet den Grundstein für die Erweiterung des FE-Modells auf den Umfang der lumbosakralen Wirbelsäule, deren Aufbau in Abbildung 3.17 dargestellt ist. Es bestehen Differenzen bei der Anzahl an den in das FE-Modell einbezogenen knöchernen Strukturen. Einige Forschungsgruppen betrachten die lumbosakrale Wirbelsäule (LSWS), die das Sakrum sowie die unterste Zwischenwirbelscheibe mit in das FE-Modell einbeziehen [DRG20], andere Forschungsgruppen wiederum betrachten lediglich die lumbale Wirbelsäule (LWS) mit dem Umfang der Wirbel L1 bis L5 [DZS+14]. Diese Variation führt in der FE-Simulation zu veränderten Randbedingungen, die einen unmittelbaren Einfluss

auf den erreichbaren Bewegungsumfang besitzen. Das Fehlen des Sakrums sowie der damit verbundenen Zwischenwirbelscheibe führt zu einer Reduktion des maximal erreichbaren Bewegungsumfangs.



**Abbildung 3.18:** RoM der Lendenwirbelsäule aus *in vitro* und *in silico* Versuchen

In der vorliegenden Arbeit wird primär der Umfang der lumbosakralen Wirbelsäule betrachtet. Für den Vergleich mit bestehenden Untersuchungsergebnissen wird zusätzlich die lumbale Wirbelsäule berücksichtigt. Im Gegensatz zu den manuell symmetrisierten und idealisierten Modellen sowie den parametrisierten Modellen der lumbosakralen Wirbelsäule, die in der Literatur [DZS+14] zu finden sind, beinhaltet dieses Modell die knöchernen Strukturen in der auf den CT-Daten basierenden Position und Ausrichtung. Aus diesem Grund entstehen die in Abbildung 3.17 erkennbaren Verformungen und Verdrehungen der lumbosakralen Wirbelsäule. Wie bereits bei der Funktionseinheit dient auch bei der LSWS der Vergleich der RoM mit Literaturwerten, wie in Abbildung 3.18 dargestellt, der Validierung des FE-Modells. Des Weiteren besitzt die fünfte ZWS mit 8 mm eine deutlich geringere Höhe als die angegebene Ideelhöhe von 12 mm. Wie bereits bei der Funktionseinheit wird auch bei der lumbosakralen Wirbelsäule der Vergleich der Range of Motion mit Literaturwerten, wie in Abbildung 3.18 dargestellt, zur Validierung des FE-Modells herangezogen. Insgesamt beträgt die RoM für die Bewegungsrichtung Flexion 23,1°, für Extension 19,2°, für die rechtsseitige laterale Flexion 32,8° und für die linksseitige axiale Rotation 7,6°. Die entstehenden Verläufe der Bewegungen sind in der Abbildung 3.18 dargestellt, um den Vergleich zu bestehenden *in vitro* und *in silico* Untersuchungen herzustellen. Für den Modellaufbau ohne Sakrum wird für die Flexion eine maximale RoM von 25,8° erreicht, für die Extension von 15,9°, für die rechtsseitige laterale Flexion von 29,6° und für die linksseitige axiale Rotation von 6,4°. Sowohl die Ergebnisse der LWS wie auch die Ergebnisse für die LSWS besitzen eine qualitativ ähnliche Tendenz wie die in Abbildung 3.18 zusammengefassten Ergebnisse aus der Literatur. Bei rechtsseitiger lateraler Flexion übersteigt die RoM für die LWS die Ergebnisse aus der Literatur. Bereits bei einem Moment von 6 Nm erreicht der vorliegende Bewegungsumfang die Grenzen der Literaturwerte.

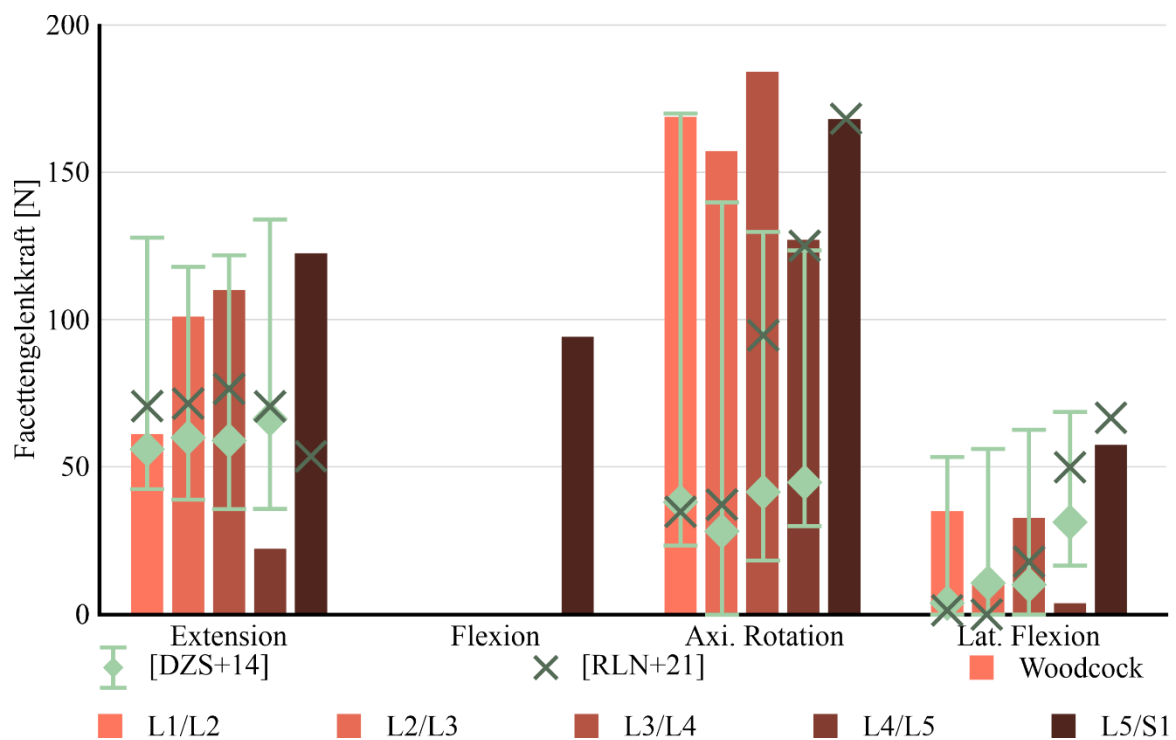


**Abbildung 3.19:** Anteile der Bewegungssegmente an der RoM der lumbosakralen LWS

Mit Steigerung des aufgebrauchten Moments nimmt die Überschätzung der RoM der rechtsseitigen lateralen Flexion zu. Alle weiteren Werte zeigen eine gute Übereinstimmung mit den Werten der *in vitro* und *in silico* Untersuchungen.

Der Verbund mehrerer Bewegungssegmente erhöht, wie der Vergleich der Abbildung 3.12 mit der Abbildung 3.17 verdeutlicht, den maximal erreichbaren Bewegungsumfang. Die dabei involvierten Zwischenwirbelscheiben besitzen verschieden große Anteile an der insgesamt zu erreichenden RoM. In der Abbildung 3.19 ist der Vergleich mit Literaturwerten dargestellt. Der direkte Vergleich mit Literaturwerten ist nur für die Belastungen von 7,5 Nm und 10 Nm möglich, da keine weiteren in der Literatur betrachteten Belastungen mit den in dieser Untersuchung verwendeten übereinstimmen. Der Einfluss der deutlich geringeren Höhe der fünften ZWS wird bei der Betrachtung deren Anteils an der gesamten RoM deutlich. Abgesehen von der linken axialen Rotation liegen die in dieser Untersuchung ermittelten Werte im unteren Bereich der Literaturwerte oder unterschreiten diese deutlich wie bei der Flexion. Die zusätzlich ermittelten Werte befinden sich in guter Übereinstimmung mit den Literaturwerten.

Wie bereits bei der Funktionseinheit wird ebenfalls bei der lumbosakralen Wirbelsäule die entstehende Kraft in den Facettengelenken betrachtet. Die entstehenden Kräfte innerhalb der einzelnen Bewegungssegmente sind in der Abbildung 3.20 dargestellt.

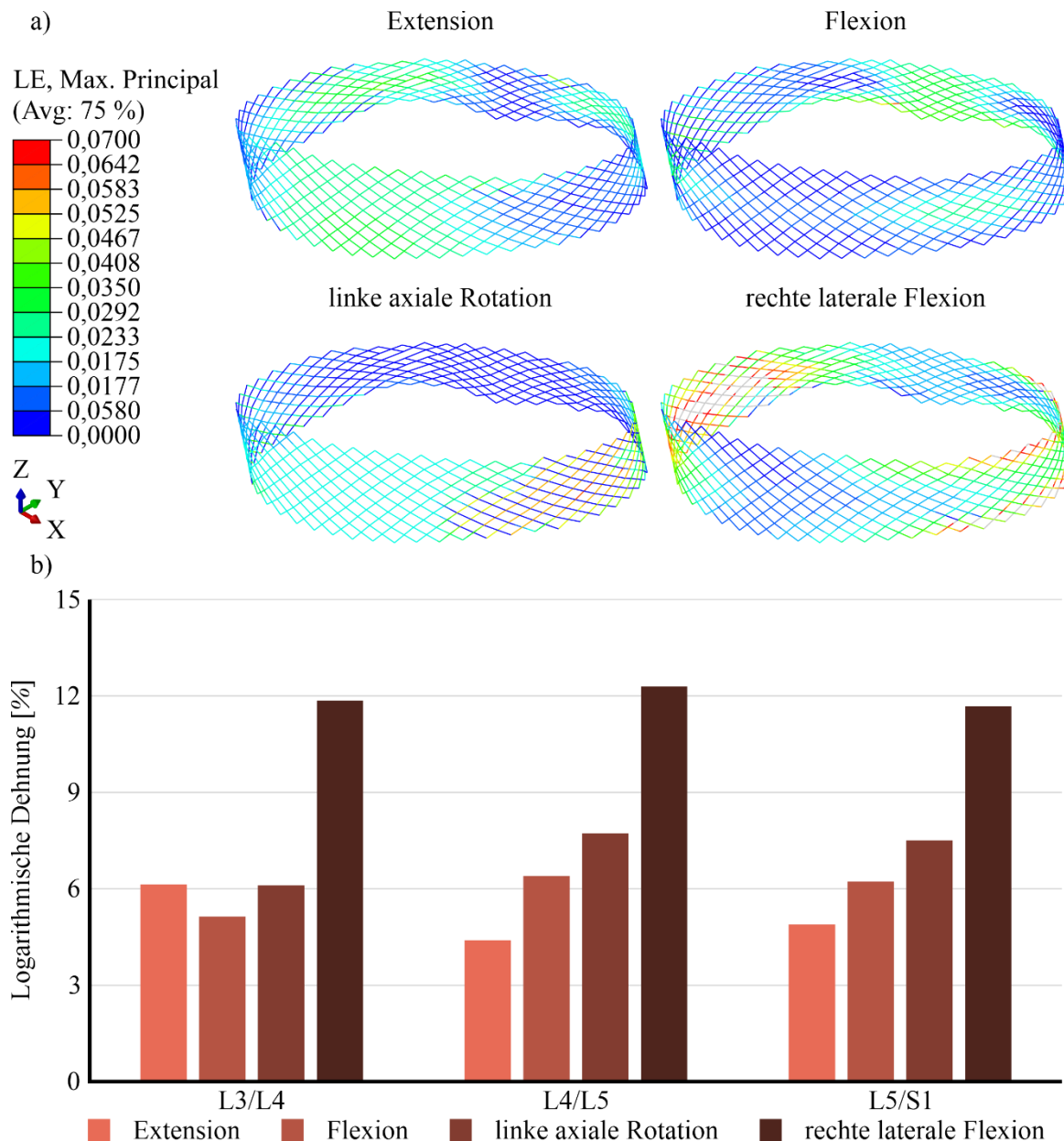


**Abbildung 3.20:** Facettengelenkkräfte der lumbosakralen Wirbelsäule bei einem Moment von 7,5 Nm

Es bestehen gute Übereinstimmungen der ermittelten Facettengelenkkräfte mit den Werten aus der Literatur. Für die Extension und die rechtsseitige laterale Flexion wird die Kraft im Bewegungssegment L4-L5 unterschätzt. Die Facettengelenkkräfte während der linksseitigen axialen Rotation tendieren zu einer Überschätzung der ermittelten Werte von Dreischarf et al. [DZS+14]. Im Gegensatz zu den Erkenntnissen aus der Literatur entstehen im vorliegenden FE-

Modell während der Flexion Facettengelenkkräfte im untersten Bewegungssegment L5-S1. Dieses Ergebnis kann auf die deutlich geringere Höhe der fünften Zwischenwirbelscheibe zurückgeführt werden.

Zum Abschluss des Kapitels wird im Hinblick auf die Untersuchungen in den nachfolgenden Kapiteln die Vorwölbung der Zwischenwirbelscheibe (Abbildung 3.22) und der damit einhergehenden Dehnung in den Kollagenfasern (Abbildung 3.21) des Anulus fibrosus betrachtet.



**Abbildung 3.21:** Logarithmische Dehnung der Kollagenfasern der ZWS

a) Grafische Darstellung der Dehnung der Kollagenfasern der ZWS L4/L5

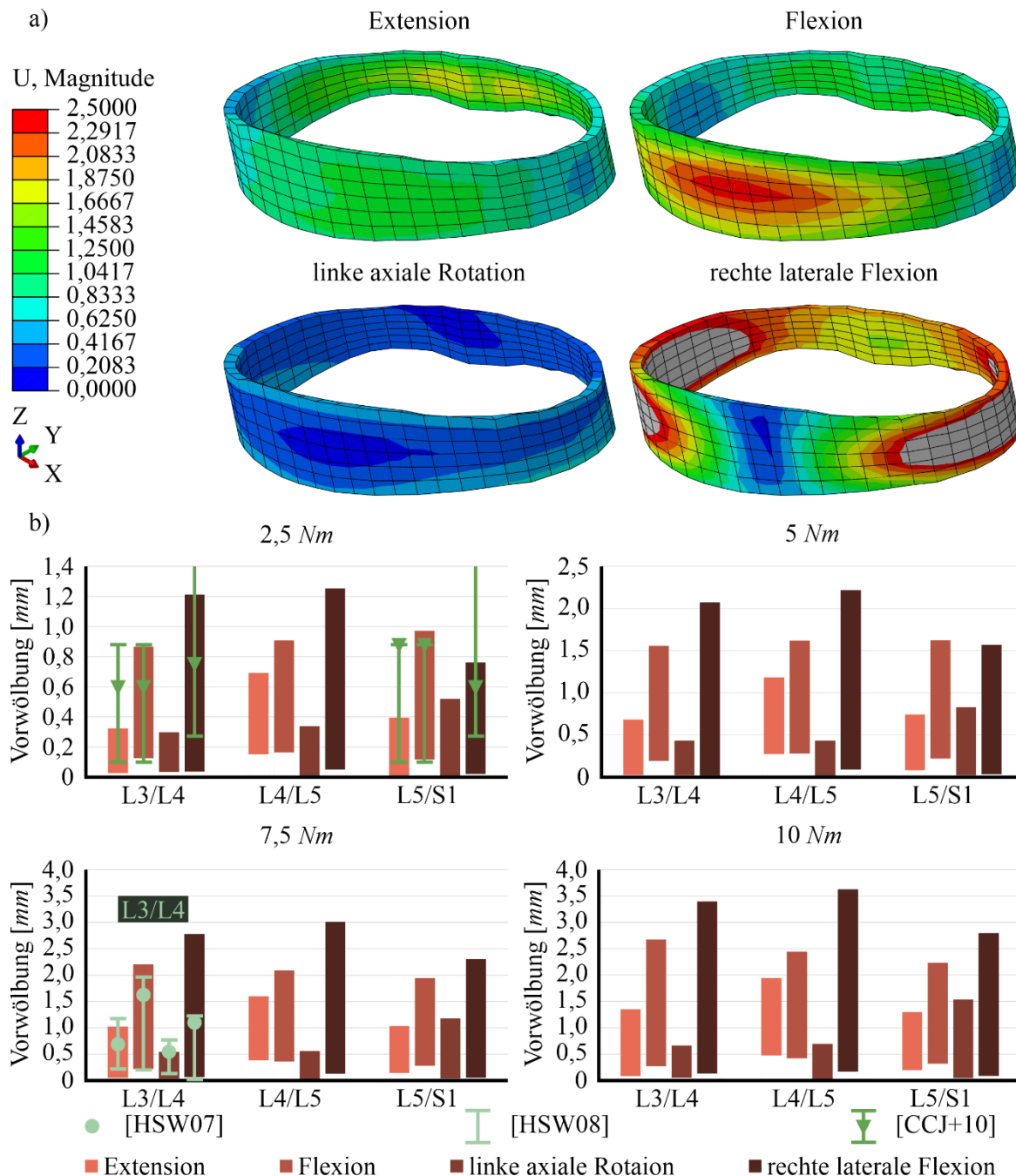
b) Maximale Dehnung der Kollagenfasern der drei betrachteten ZWS

In der Vergangenheit gab es bereits eine Vielzahl an Untersuchungen der zuvor beschriebenen Thematik. Die dabei entstandenen Ergebnisse besitzen stark divergierende Angaben. So werden für die Dehnung der Kollagenfasern in kaudal-kränialer Richtung Werte von 20 % [WL04] bis

hin zu 50 % [GAD93] erreicht. In Umfangsrichtung können Dehnungswerte von 10 % [EIS+96; AG93] bis hin zu 21 % [IMR05] auftreten. Für anteriore Kollagenfasern bestehen Werte zwischen 4 % und 13 %, wobei für posteriore Kollagenfasern Werte von 7 % und 9 % angegeben werden [HSF05; SWI+94]. In kaudal-kranialer Richtung geben Heuer et al. [HSW08a] Dehnungen von 0,0 % bis zu 9,5 % mit einem durchschnittlichen Wert von 3,3 % an. Für die Hauptbewegungsrichtungen Extension, Flexion, axiale Rotation und laterale Flexion sind Dehnungswerte von 5,9 %, 7,2 %, 11,9 % und 8,9 % in einer *in silico* Untersuchung aufgenommen worden [SKH+07]. Durch Heuer et al. [HSW08a] konnten diese Werte innerhalb der durchgeführten *in vitro* Untersuchung bis auf die axiale Rotation annähernd erreicht werden. Mit einer intakten Zwischenwirbelscheibe kann eine Dehnung von 4,0 % für Extension, 7,2 % für Flexion, 3,1 % für axiale Rotation und 6,5 % für laterale Flexion erreicht werden. Die Vorwölbung der Zwischenwirbelscheibe entsteht durch die alltägliche Belastung und beschreibt in der Regel eine Verschiebung der Struktur um weniger als 3 mm in einem Bereich, der mehr als 25 % des Umfangs der Zwischenwirbelscheibe umfasst [RBM17]. Es wird angenommen, dass die Vorwölbung mit voranschreitender Degeneration zunimmt. Die Vorwölbung oder auch Protrusion des Anulus fibrosus kann als Vorstufe des Prolapses, also des Bandscheibenvorfalles, angesehen werden. Der wesentliche Unterschied zum Prolaps besteht im intakten Faserring des Anulus fibrosus. Die vorgewölbte Struktur kann beispielsweise auf die Nerven des Spinalkanals drücken, wodurch Schmerzen im unteren Rücken entstehen. Es ist ebenso möglich, dass die entstehenden Schmerzen aus dem Inneren des Anulus fibrosus in die umliegenden Regionen ausstrahlen [WS97].

Verschiedene Forschungsgruppen haben in den vergangenen Jahrzehnten die Vorwölbung der Zwischenwirbelscheibe untersucht. Bei den durchgeführten *in vivo* Untersuchungen sind Funktionseinheiten der Wirbelsäule verwendet worden. Heuer et al. [HSW08a, HSW08b] haben dabei die Ebene L2/L3 der lumbosakralen Wirbelsäule untersucht. Die Funktionseinheit ist mit einer axial wirkenden Kompressionskraft von 500 N und einem Moment von 2,5 Nm, 5 Nm und 7,5 Nm innerhalb der vier Grundbewegungsrichtungen, Extension, Flexion, linksseitige axiale Rotation und rechtsseitige laterale Flexion, belastet worden. Zusätzlich sind durch Heuer et al. [HSW08a] Kombinationen der Grundbewegungen betrachtet worden. Die Vorwölbung nach außen für eine intakte ZWS beträgt 0,27 mm und 1,63 mm. Die Vorwölbung nach innen nimmt Werte zwischen 0,29 mm und 0,94 mm an und ist bei einem Moment von 7,5 Nm ermittelt worden. Weiterhin sind die Ebenen L1/L2, L3/L4 und L5/S1 von Cuchanski et al. [CCJ+10] betrachtet worden. Anders als bei Heuer et al. [HSW08a] sind bei Cuchanski et al. [CCJ+10] 250 N als axiale Kompressionskraft verwendet worden. Des Weiteren sind die Flexion, Extension und die beidseitige laterale Flexion mit einem zusätzlichen Moment in der Höhe von 2,5 Nm untersucht worden. Die abschließende Betrachtung der Vorwölbung geschieht regionsspezifisch für den lateralen, posterolateralen und posterioren Bereich der Zwischenwirbelscheibe. Die maximale Vorwölbung in diesen Bereichen liegt bei 1,34 mm, 1,28 mm und 1,08 mm. Für die Untersuchungen von Brinckmann und Grootenboer [BG91] wurden die Ebenen T12/L1, L2/L3, und L4/L5 verwendet und lediglich mit axialer Kompression belastet, die von 1000 N bis hin zu 2000 N erhöht wird. Im intakten Zustand der Zwischenwirbelscheibe hat diese eine maximale Vorwölbung von 0,25 mm. Die Ebenen L1/L2, L2/L3 und L4/L5 sind durch Wenger und Schlegel [WS97]

berücksichtigt worden. Wie bereits bei Cuchanski et al. [CCJ+10] werden auch bei Wenger und Schlegel [WS97] die Vorwölbungen in den unterschiedlichen Regionen der ZWS, die in anterior, links lateral, links posterolateral, posterior, rechts posterolateral und rechts lateral unterteilt sind, ausgewertet. Die durchschnittlichen Werte der Regionen liegen bei 0,37 mm, 0,65 mm, 0,98 mm, 0,76 mm, 0,88 mm und 0,52 mm.



**Abbildung 3.22:** Vorwölbung des äußeren Faserringes der ZWS  
a) Grafische Darstellung der Vorwölbung der ZWS L4/L5  
b) Maximale Vorwölbung der drei betrachteten ZWS

Auf Grund der großen Differenzen innerhalb der Literaturwerte werden diese lediglich als Richtwerte für die Ergebnisse dieser Untersuchung angesehen und sind nach Möglichkeit für den direkten Vergleich mit den in dieser Arbeit ermittelten Werten in Abbildung 3.22 dargestellt. Für die Belastung in Höhe von  $2,5\text{ Nm}$  dienen die ermittelten Werte von Cuchanski et al. [CCJ+10] als Vergleichswerte. Um weitere Vergleiche zu ermöglichen, werden die Angaben von Heuer et al. [HSW08b] in Abbildung 3.22 für die Hauptbewegungsrichtungen verwendet, auch wenn diese für das Bewegungssegment L2/L3 aufgenommen worden sind. Die Vorwölbung der Zwischenwirbelscheiben der Bewegungssegmente L3/L4, L4/L5 und L5/S1 werden in dieser Untersuchung betrachtet. In jeder der zu betrachtenden Zwischenwirbelscheiben wird ein individuelles Koordinatensystem eingesetzt. Der Ursprung der Koordinatensysteme liegt im jeweiligen Mittelpunkt der ZWS, die Y-Achse ist in Richtung ventral ausgerichtet, die X-Achse in rechtsseitiger lateraler Richtung und die Z-Achse in kranialer Richtung. Die lokalen Koordinatensysteme ermöglichen die Betrachtung der Vorwölbung der einzelnen Zwischenwirbelscheiben. Die Vorwölbung wird als Gesamtverschiebung, der sogenannten *Magnitude*, ausgelesen. Ausgewertet werden die Verschiebungen des äußeren Faserrings, um die begrenzten Möglichkeiten der *in vivo* Untersuchungen nachzubilden. In Abbildung 3.22 sind die Vorwölbungen für die Belastungsstufen  $2,5\text{ Nm}$ ,  $5\text{ Nm}$ ,  $7,5\text{ Nm}$  und  $10\text{ Nm}$  dargestellt, wodurch die Zunahme der Vorwölbung mit steigendem Lastniveau deutlich wird. Darüber hinaus werden die vier Hauptbewegungsrichtungen Extension, Flexion, linksseitige axiale Rotation sowie die rechtsseitige laterale Flexion untersucht. Die verfügbaren Literaturdaten, die den direkten Vergleich mit den vorliegenden Ergebnissen ermöglichen, legen nahe, dass die in dieser Untersuchung beobachteten Vorwölbungen in Abhängigkeit von den aufgebrachten Belastungen sowie den untersuchten Abschnitten der lumbosakralen Lendenwirbelsäule entsprechend plausibles Verhalten aufweisen.

Die Validierung des FE-Modells der lumbosakralen Wirbelsäule zeigt, dass realitätsnahe Ergebnisse in den verschiedensten Untersuchungsbereichen nachgebildet werden können. Dadurch wird der Vergleich einer gesunden lumbosakralen Wirbelsäule mit einer durch Instrumentierung veränderten LSWS möglich. Auf dieser Basis aufbauend sind Aussagen hinsichtlich des Einflusses solcher Eingriffe auf die biomechanischen Eigenschaften der lumbosakralen Wirbelsäule möglich.

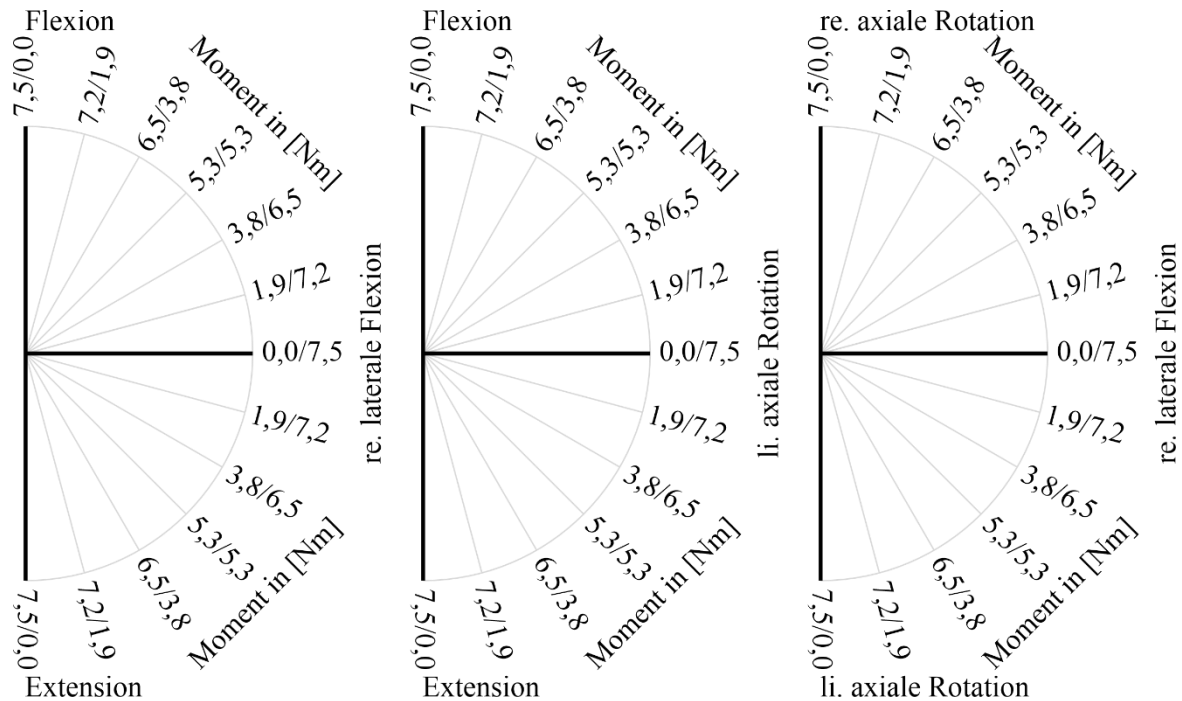
## 4 ANWENDUNGSBEISPIELE DES FE-MODELLS

Im Gegensatz zu Forschungseinrichtungen, die eine medizinische Fakultät vorweisen können oder sich vollends der Erforschung der menschlichen Wirbelsäule verschrieben haben, ist die Angewandte Mechanik der Universität Paderborn von einem validierten FE-Modell der lumbosakralen Wirbelsäule abhängig, um wissenschaftlich relevante Ergebnisse generieren zu können. Der Aufbau und die anschließende Validierung des FE-Modells der Funktionseinheit sowie der gesamten lumbosakralen Wirbelsäule ermöglicht die Partizipation in diesem Forschungsfeld. Es ermöglicht die vielfältige Nachbildung und Bewertung biomechanischer Vorgänge innerhalb der numerisch betrachteten Strukturen. Das nachfolgende Kapitel stellt Anwendungsbeispiele vor, die durch Erweiterung oder Bearbeitung des Basismodells der LSWS realisiert werden können. Dazu gehören zum einen die Erweiterungen der vier Hauptbewegungsrichtungen durch gezielte Kombination dieser, zum anderen die virtuelle Implantation von medizinischen Hilfsmitteln sowie den dazu benötigten operativen Eingriffen mit entsprechender Manipulation der knöchernen Struktur.

### 4.1 Kombinierte Bewegungen

Werden im vorherigen Kapitel die vier Hauptbewegungsrichtungen, Flexion, Extension, axiale Rotation und laterale Flexion, ausschließlich separat voneinander betrachtet, vertieft dieser Abschnitt die Auswirkungen der Kombination dieser Bewegungen. Wird die Wirbelsäule im physiologisch möglichen Rahmen bewegt, entstehen unweigerlich Kombinationen der vier Hauptbewegungen die komplexe Belastungszustände und daraus resultierende Beanspruchungen hervorrufen, die von den isoliert betrachteten Bewegungen abweichend sind [SKH+07]. Lu et al. [LHG96] beschreiben, dass in *in vitro* Untersuchungen immer eine Kombination von Belastungen notwendig ist, um einen Prolaps der Zwischenwirbelscheibe hervorzurufen. Durch reine axiale Kompression der Zwischenwirbelscheibe entstehen Frakturen an der Deckplatte des Wirbelkörpers bevor Beschädigungen an der ZWS auftreten. Diese Erkenntnis verdeutlicht die Relevanz, Hauptbewegungen kombiniert numerisch nachbilden zu können, da diese im alltäglichen Leben wahrscheinlicher auftreten als isolierte Bewegungen [WP91]. Weiter wird es möglich, ein potenzielles Versagen des Anulus fibrosus oder der darin enthaltenen Kollagenfasern prognostizieren zu können. Vor Allem jedoch die Vorwölbung der Zwischenwirbelscheibe, aber auch die Dehnung der Kollagenfasern sind von besonderem Interesse. Für die Untersuchungen wird lediglich eine Auswahl an möglichen Kombinationen betrachtet, die dennoch den Einfluss überlagerter Bewegungen gut abbilden. Es wird darauf geachtet, dass die vektoriellen Anteile der aufgebrachten Momente immer ein Gesamtmoment von  $7,5 \text{ Nm}$  ergeben. In der Abbildung 4.1 sind die untersuchten Bewegungskombinationen sowie die entsprechenden Anteile an der Gesamtbewegung dargestellt. Flexion und Extension in Kombination mit linksseitiger axialer Rotation und rechtsseitiger lateraler Flexion werden betrachtet. Weiter wird die Kombination aus rechtsseitiger axialer Rotation und rechtsseitiger lateraler Flexion untersucht. Zusätzlich wird die Kombination aus Flexion, rechtsseitiger axialer Rotation und rechtsseitiger lateraler Flexion

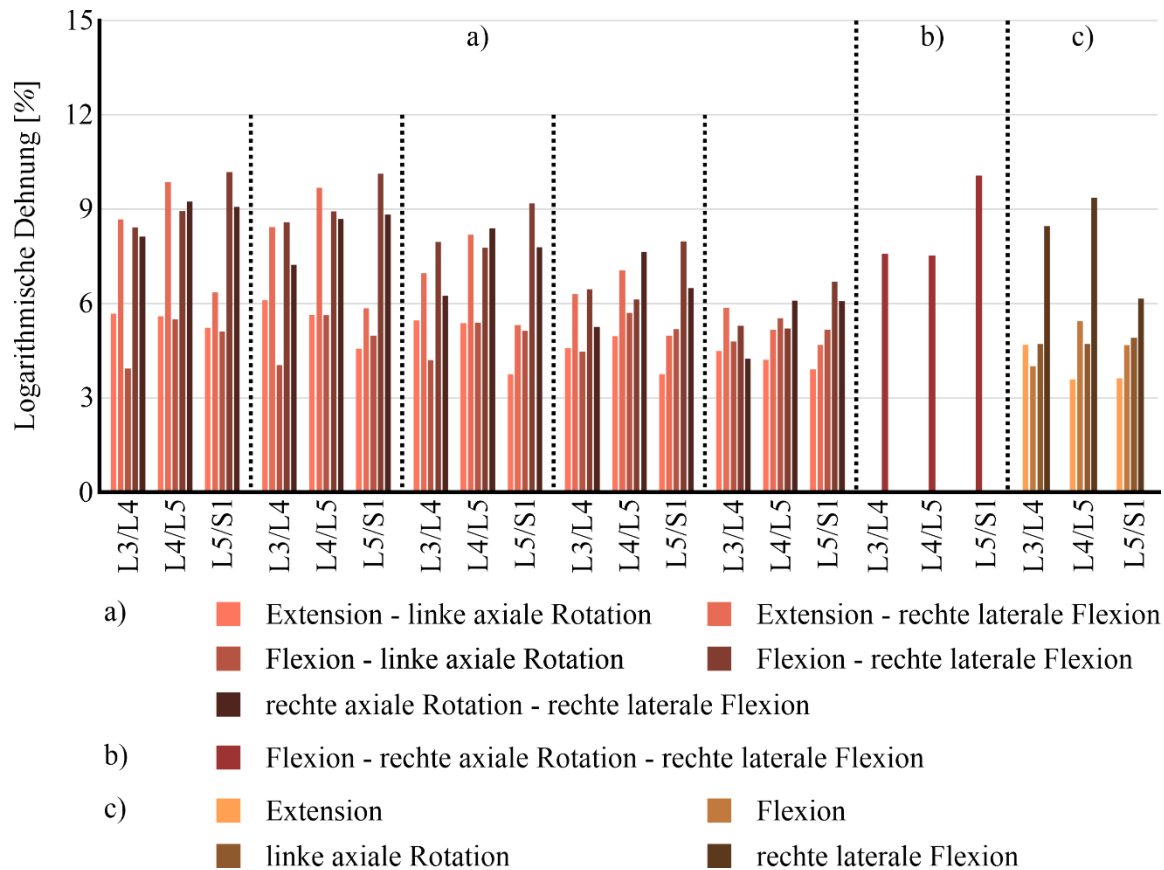
simuliert. Die zuletzt genannte Variante soll, das nach rechts gerichtete nach vorne Lehnen des Oberkörpers nachbilden, wie es beispielsweise dem Anheben eines Gegenstandes vom Boden vorangeht [WP91]. Abbildung 4.1 stellt die Varianten der jeweilig gepaarten Bewegungen und deren Anteile am Gesamtmoment dar. Die Unterteilung der Momentenvektoren in  $15^\circ$  Schritte folgt dem Vorbild der Untersuchungsreihe von Schmidt et al. [SKH+07].



**Abbildung 4.1:** Grafische Darstellung der verwendeten Bewegungskombinationen

Die Ergebnisse der numerischen Berechnung in Abbildung 4.2 zeigen die Tendenz auf, dass in den Bewegungskombinationen, in denen die laterale Flexion dominant ist, deutlich höhere Dehnungen der Kollagenfasern auftreten als bei den verbleibenden Kombinationen. Bei einem Anteil der lateralen Flexion von  $7,2 \text{ Nm}$  entsteht eine maximale Dehnung von  $10,23 \%$  der Kollagenfasern in der ZWS L5/S1. Mit abnehmendem Anteil der lateralen Flexion findet eine Reduktion der Dehnung der Kollagenfasern auf  $6,72 \%$  statt, sie zeigt dennoch höhere Werte als bei den weiteren Bewegungskombinationen. Entsprechende Erkenntnisse aus *in vitro* Untersuchungen ergeben, dass diese Kombinationen aus Extension und Flexion mit lateraler Flexion und axialer Rotation ein Maximum an Dehnung der Kollagenfasern hervorrufen [SKH+07]. In dieser Untersuchung besitzt die axiale Rotation dahingegen nur einen geringen Einfluss auf die Höhe der Kollagenfaserdehnung. In der Literatur werden zum Teil gegenläufige Erkenntnisse vermittelt, sodass die zusätzliche axiale Rotation als kritischster Lastfall zu betrachten ist [AH83]. Die Dehnung der Kollagenfasern während der Verbindung aus lateraler Flexion und axialer Rotation ist für alle Kombinationen der Momentenanteile mit einem maximalen Wert von  $9,29 \%$  unter den höchsten in der Zwischenwirbelscheibe L4/L5. Wird den zuvor genannten Kombinationen zusätzlich das Flexionsmoment hinzugefügt und wird alles mit identisch großen Anteilen betrachtet, ergibt der Vergleich erhöhte Dehnungswerte von  $7,61 \%$ ,  $7,55 \%$  und  $10,11 \%$  für die ZWS L3/L4, L4/L5 und L5/S1. Die zuvor beschriebene Bewegungskombination wird von Schmidt et al. [SKH+07] als kritisch im Hinblick auf die Entstehung eines Prolapses der Zwischenwirbelscheibe bewertet. Werden die

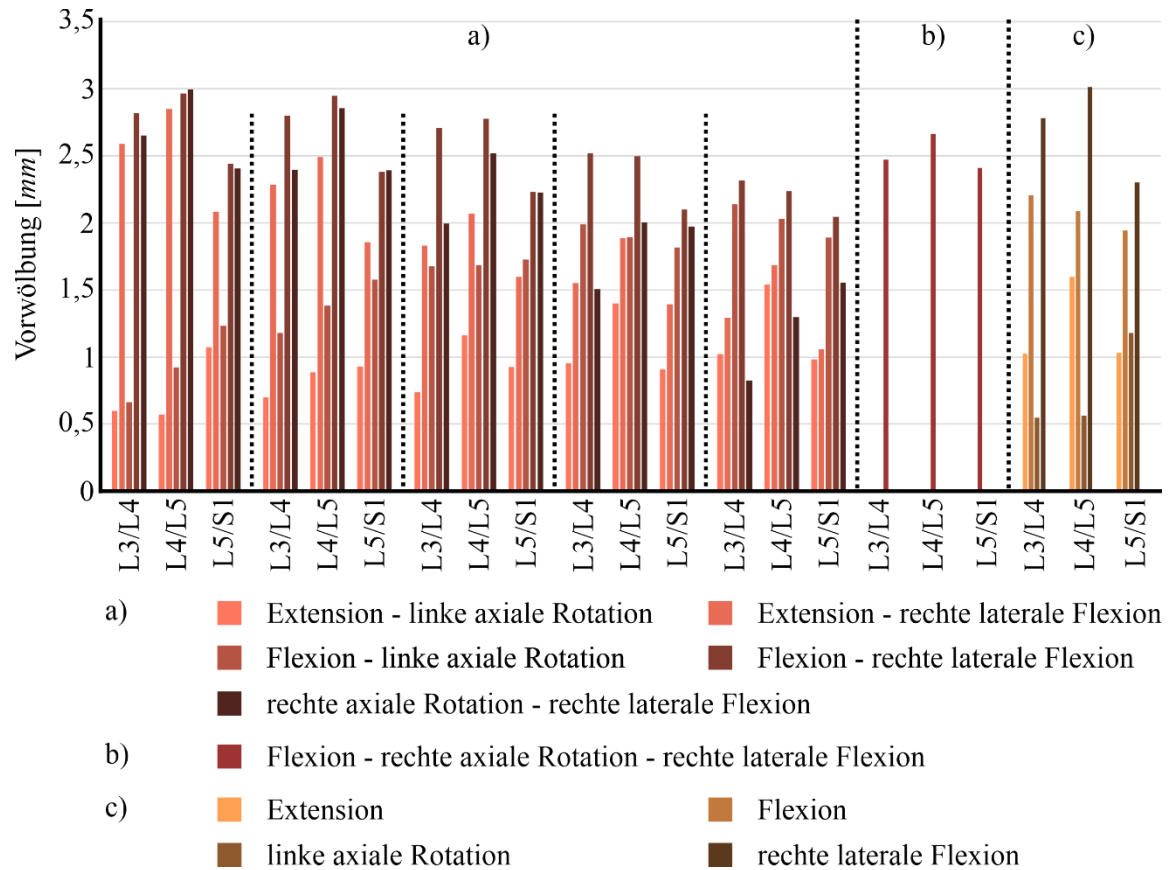
Dehnungen der Kollagenfasern während der Grundbewegungen bei einem maximalen Moment von 7,5 Nm betrachtet und den kombinierten Bewegungen vergleichend gegenübergestellt, ist festzustellen, dass die maximal erreichte Dehnung ebenfalls bei der lateralen Flexion mit einem Wert von 9,4 % in der ZWS L4/L5 vorzufinden ist. Der maximale Wert der kombinierten Grundbewegungen ist um 8,8 % größer als der der Grundbewegungen.



**Abbildung 4.2:** Dehnungen der Ligamente bei kombinierten Bewegungen  
a) Kombinierte Bewegungen mit entsprechenden Momentenanteilen  
b) Kombinierte Bewegung aus Flexion, lateraler Flexion und axialer Rotation  
c) Die vier Grundbewegungsrichtung zum Vergleich

Die deutlichen Unterschiede der resultierenden Kollagenfaserdehnungen während kombinierter Bewegungen im direkten Vergleich zu denen der vier Grundbewegungsrichtungen zeigt die Relevanz dieser numerischen Untersuchung. Erst auf Grund der physiologisch korrekten Betrachtung der Bewegungsabläufe innerhalb der menschlichen Lendenwirbelsäule sind realitätsnahe Rückschlüsse auf das biomechanische Verhalten möglich. Um diese vergleichende Betrachtung zu vertiefen, werden zusätzlich die Vorwölbungen der Zwischenwirbelscheiben unter den kombinierten Belastungen betrachtet. Die Vorwölbung der Zwischenwirbelscheibe weist an die Kollagenfaserdehnung anlehrende Tendenzen auf. Jegliche Bewegung, die anteilig durch die laterale Flexion beeinflusst ist, besitzt einen hohen Grad an Vorwölbung. Deutlich wird, dass mit steigendem Anteil des Flexionsmoments die Vorwölbung bei diesen Kombinationspartnern die höchsten Werte aufweist. Die dreifach kombinierte Bewegung und die reine Flexion in Abbildung 4.3 b) und c) weisen ein gleichbleibendes Verhalten auf, bei dem die Flexion sowie die laterale Flexion die größten

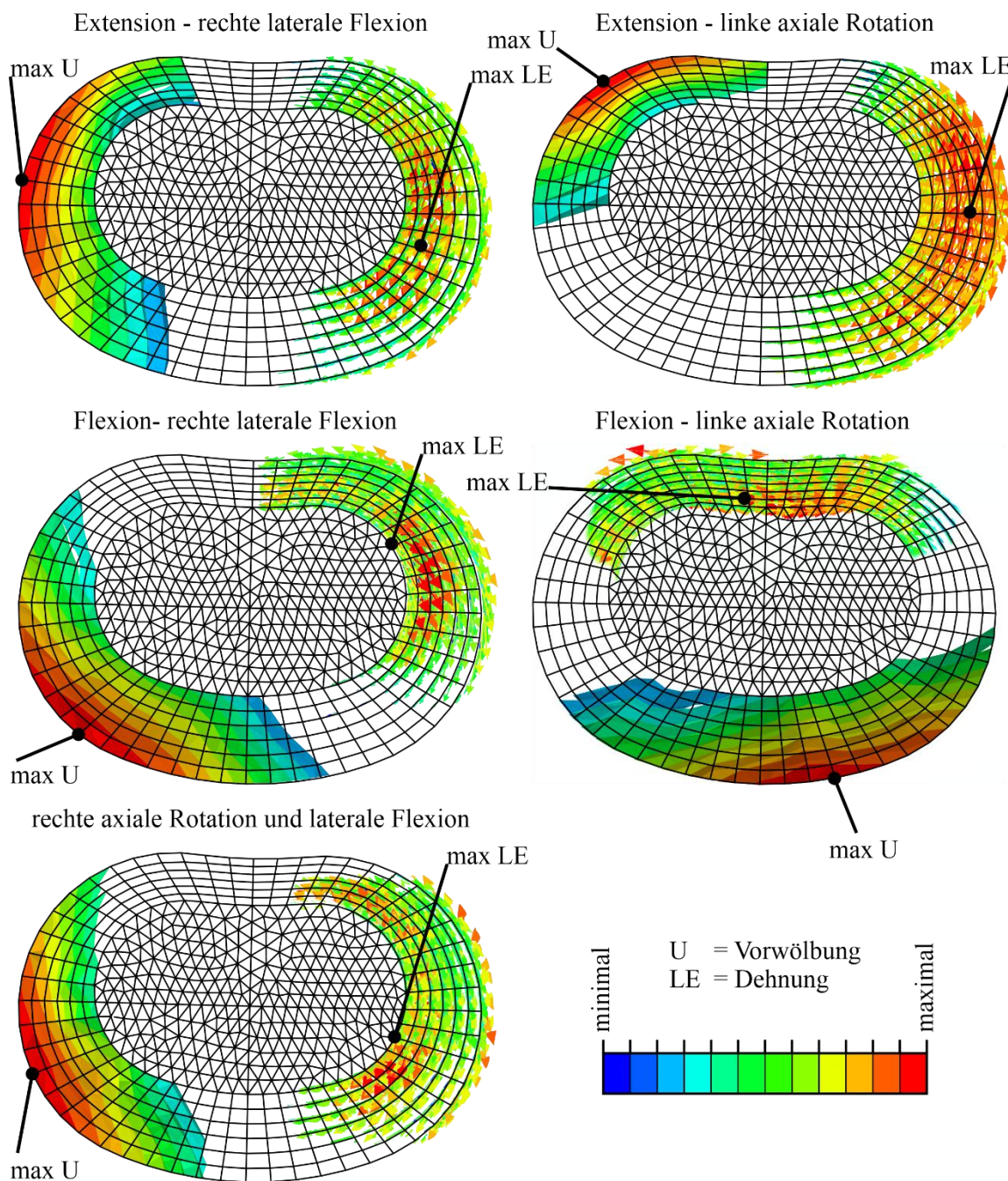
Vorwölbungen der Zwischenwirbelscheibe hervorrufen. In Zahlenwerten liegt die größte Vorwölbung mit  $3,01\text{ mm}$  bei der reinen lateralen Flexion der vier Grundbewegungen. Für die kombinierten Bewegungen beträgt der Wert  $2,99\text{ mm}$  bei der Kombination aus axialer Rotation und lateraler Flexion, bei der die Momente mit  $1,9\text{ Nm}$  und  $7,2\text{ Nm}$  aufgeteilt sind. Die Vorwölbungen mit der geringsten Größe sind immer dort vorzufinden, wo die axiale Rotation den dominanten Anteil am Gesamtmoment besitzt.



**Abbildung 4.3:** Vorwölbung der ZWS unter kombinierter Belastung  
 a) Kombinierte Bewegungen mit entsprechenden Momentenanteilen  
 b) Kombinierte Bewegung aus Flexion, lateraler Flexion und axialer Rotation  
 c) Die vier Grundbewegungsrichtungen zum Vergleich

Werden die beiden zuvor beschriebenen Effekte gemeinsam wie in der nachfolgenden Abbildung 4.4 dargestellt, ist festzustellen, dass die maximale Vorwölbung der Zwischenwirbelscheibe und die maximale Dehnung der Kollagenfasern nicht an derselben Stelle vorzufinden sind. Zu einem identischen Ergebnis haben Heuer et al. [HSW08a] gefunden. Beispielhaft wird die Zwischenwirbelscheibe des Bewegungssegments L3/L4 in der nachfolgenden Abbildung 4.4 in Richtung der Transversalebene aus kaudal schauend dargestellt. Die äußere Form der Zwischenwirbelscheibe ist schematisch als zweidimensionale Strichzeichnung dargestellt. Die verschiedenen zuvor beschriebenen kombinierten Bewegungen sind in voneinander getrennten Grafiken innerhalb der Abbildung 4.4 dargestellt. Die Vorwölbung ist mit einem U in Anlehnung an die FE-Software Abaqus gekennzeichnet. Die Dehnung der Kollagenfasern wird mit der Abkürzung LE gekennzeichnet. Zusätzlich ist die Richtung der Dehnung durch Pfeile dargestellt. Um eine direkte Gegenüberstellung der

Ergebnisse zu ermöglichen, werden die Dehnung LE und die Vorwölbung U gemeinsam in einer Grafik dargestellt. Dazu werden lediglich die Bereiche den numerischen Ergebnissen entsprechend dargestellt, in denen die maximalen Werte der jeweiligen Untersuchung vorzufinden sind. Die nicht berücksichtigten Bereiche der Zwischenwirbelscheibe verbleiben farblos. Eine weitere resultierende Erkenntnis der numerischen Betrachtung ist, dass die Dehnungen der Kollagenfasern, anders als die Vorwölbung nicht am äußeren Bereich der Zwischenwirbelscheibe ihren maximalen Wert erreicht. Die Höhe der Dehnung erfährt eine zunehmende Steigerung in Richtung der inneren Kollagenfaserringe und erreicht bei der Kombination aus Flexion und rechter lateraler Flexion und der Kombination aus rechter axialer Rotation und rechter lateraler Flexion ihr Maximum am innersten Ring der Kollagenfasern.



**Abbildung 4.4:** Überlagerung der Vorwölbung der ZWS und der Dehnung der Kollagenfasern

## 4.2 Wirbelfusionierende Implantate

In diesem Abschnitt werden geometrische Änderungen, die mit den in Abschnitt 2.4 beschriebenen Operationsverfahren einhergehen, in das FE-Modell übertragen, um die damit verbundenen Einflüsse auf die lumbosakrale Wirbelsäule numerisch betrachten zu können. Die zum Teil benötigten Manipulationen der knöchernen Strukturen werden erläutert sowie die Erzeugung der Instrumentierung durch wirbelfusionierende Implantate und eines Schraube-Stab-Systems beschrieben. Im Detail wird der Einfluss verschiedener Implantatpositionen im Zwischenwirbelraum auf die biomechanischen Eigenschaften der lumbosakralen Wirbelsäule betrachtet. Zusätzlich werden die auftretenden Beanspruchungen des Schraube-Stab-Systems im Kontext der Implantatpositionen sowie der Ausrichtung der Pedikelschrauben im knöchernen Bereich des Wirbelkörpers untersucht.

Im Rahmen der nachfolgenden Untersuchungen werden das ALIF-, das PLIF- und das TLIF-Verfahren detaillierter betrachtet. Jedes dieser Verfahren hat einen unterschiedlichen Einfluss auf die postoperative Geometrie der angrenzenden Wirbel. Bleiben die posterioren Strukturen der angrenzenden Wirbel unter Verwendung des ALIF-Verfahrens weitestgehend unberührt, werden beim PLIF-Verfahren der Dornfortsatz einschließlich der Facettengelenke des kranialen Wirbels vollständig entfernt [MMS19]. Bei der Anwendung des TLIF-Verfahrens werden einseitig das Facettengelenk und Teile des Dornfortsatzes des kranialen Wirbels und das Facettengelenk sowie Teile des Wirbelbogens des kaudalen Wirbels entfernt [MMS19]. Um einen möglichen Einfluss auf die resultierenden Beanspruchungen der manipulierten Wirbel betrachten zu können, müssen diese von Starrkörpern zu verformbaren Körpern konvertiert werden. Dazu werden die partitionierten Wirbel L4 und L5, die in Abschnitt 3.2.2 beschrieben worden sind, in das Programm Mimics 25.0 der Fa. Materialise importiert. Die zuvor durchgeführte volumetrische Vernetzung der Wirbel ermöglicht die individuelle Zuweisung mechanischer Eigenschaften zu den Tetraederelementen. Programmintern können in den drei zu betrachtenden Körperebenen die Graustufen innerhalb der einzelnen Bildebenen analysiert werden. Diesen Graustufen werden unter zur Hilfenahme der Hounsfield-Einheiten die entsprechenden Dichtewerte zugeteilt. Als statistisch signifikantes Vorhersagemodell zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls aus der zuvor bestimmten Dichte geben Rho et al. [RHS95] die Formel (4.1) an.

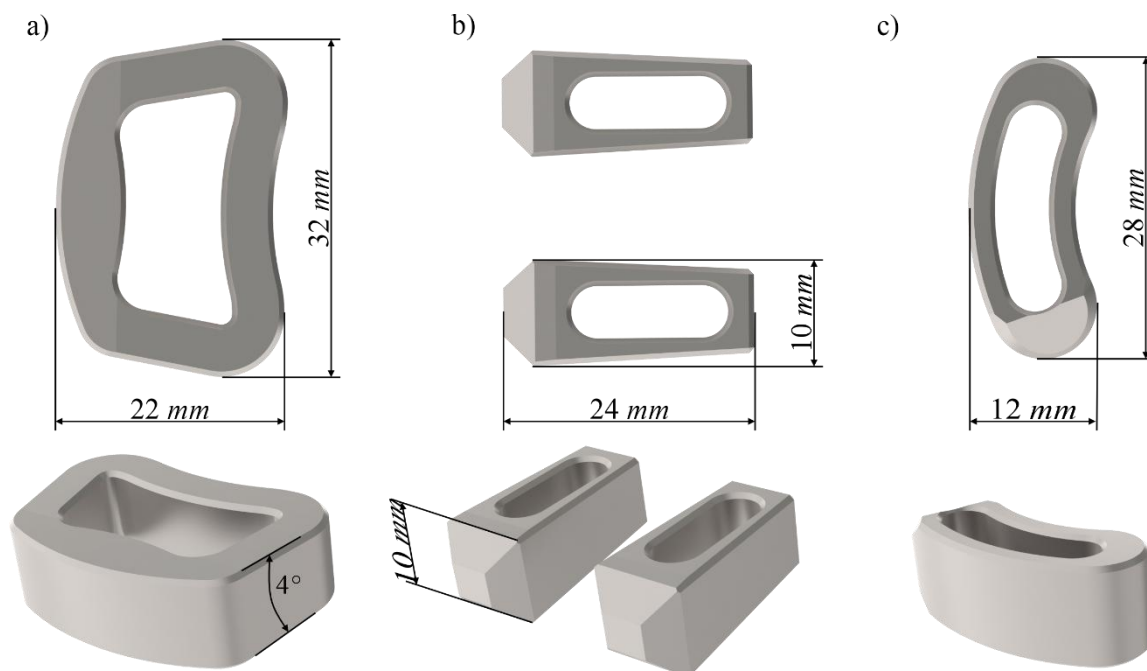
$$E = -349 + 5,82 * \rho \quad (4.1)$$

Die Dichte wird für die Berechnung in  $\text{kg/m}^3$  angegeben und kann in einem Bereich von  $60 \text{ kg/m}^3$  bis hin zu  $2160 \text{ kg/m}^3$  variieren [RHS95]. Werden die zuvor importierten Volumenmodelle der Wirbel mit den CT-Daten überlagert, stellt das Programm Mimics 25.0 automatisiert eine Verbindung der beiden zugrunde liegenden Datensätze her. Den einzelnen Tetraedern werden die zuvor bestimmten Dichtewerte und das dazugehörige Elastizitätsmodul sowie die Poissonzahl, die der Literatur [RH18] entnommen ist, zugeordnet. In der Vorauswahl kann die Anzahl der unterschiedlichen Materialabstufungen definiert werden. Es zeigt sich, dass sich die Auflösung der Beanspruchungen mit zunehmender Materialanzahl nur geringfügig ändert [WSK+22]. Daher werden für die weiteren Untersuchungen 20 Materialabstufungen, begonnen bei einem minimalen Elastizitätsmodul bis hin zu einem

maximalen Elastizitätsmodul, ausgewählt. Eine plausible Materialverteilung der Wirbel bei der die äußeren Bereiche des Wirbels die höchsten Elastizitätsmodule vorweisen und so die Kortikalis gut nachbilden, kann realisiert werden. Im Inneren sind Elemente mit geringerem Elastizitätsmodul angesiedelt, wodurch das Trabekelsystem der Spongiosa nachgebildet wird.

Die zuvor beschriebenen Operationsverfahren nutzen eine zusätzliche posteriore Stabilisierung durch ein Schraube-Stab-System. Im Allgemeinen unterstützt diese Art der Fixierung den Prozess der Fusion durch zusätzliche Reduktion der Relativbewegungen im Segment, wodurch höhere Fusionsraten erzielt werden können [SB16]. Die verwendeten Schrauben durchdringen die Pedikel und erreichen eine Tiefe, die bis zu zwei Drittel des Wirbelkörpers umfasst. Die Pedikelschrauben sind untereinander mit einem Stab verbunden. Die ausgewählte Stabdicke bestimmt maßgeblich die Steifigkeit des Verbundes. In dieser Untersuchung werden Stäbe mit einem Durchmesser von 6 mm ausgewählt. Zusätzlich zu den benötigten Anpassungen der Wirbel müssen die für die FE-Simulation verwendeten Implantate konstruktiv gestaltet werden. Bei den drei betrachteten Implantattypen bestehen Unterschiede der äußeren Abmessungen. Im Allgemeinen steht eine Vielzahl an verschiedenen Implantaten für jeden der Zugangswege zur Verfügung. Angefangen bei einfachen quaderförmigen Geometrien, über Geometrien mit konvexen Endplatten zur Verbesserung der Passform im Wirbelzwischenraum, bis hin zu Implantaten mit integrierten Schrauben oder Stacheln zur Erhöhung der Primärstabilität [MMS19, SB16].

Im Rahmen dieser Untersuchung werden für die Verfahren ALIF-, PLIF- und TLIF-Implantate konstruiert, wie in Abbildung 4.5 dargestellt. Die geometrische Implantatgestaltung sowie deren Abmessungen entsprechen den Anforderungen des jeweiligen Zugangswegs.



**Abbildung 4.5:** Geometrische Abmessungen der Implantate  
a) ALIF-Implantat  
b) PLIF-Implantat  
c) TLIF-Implantat

Bei der Gestaltung werden relevante medizinische Anforderungen berücksichtigt, sodass beispielsweise jedes der drei Implantate einen Freiraum besitzt, der von einer Deckfläche zur gegenüberliegenden Deckfläche reicht. In diesen Freiraum wird während der Implantation Knochenersatzmaterial eingebracht, welches die Fusion der umgebenden Wirbel anregen soll [SB16]. Zur Wiederherstellung der physiologisch korrekten Ausrichtung der Wirbelsäule besitzen moderne Implantate verschiedene starke Ausprägungen des Lordosewinkels [SB16].

Darüber hinaus gilt es die Höhe des Implantats so auszuwählen, dass tendenziell ein Implantat verwendet wird, welches ein Übermaß im Vergleich zum Wirbelzwischenraum besitzt. Tender [Ten18] empfiehlt dabei ein Übermaß von 2 mm bis zu 3 mm. Durch die entstehende Dehnung der umliegenden Strukturen während der Implantation soll die primäre Steifigkeit des Wirbel-Implantat-Wirbel-Verbundes erhöht werden [MMS19]. Die in Abbildung 4.5 dargestellten Implantate verdeutlichen die geometrischen Unterschiede. Bedingt durch den größtmöglichen Zugangsweg besitzt das Implantat für das ALIF-Verfahren die größten Abmessungen. Die Implantate für das PLIF- und das TLIF-Verfahren fallen auf Grund deutlich geringerer äußerer Dimensionen, bedingt durch den räumlich stark begrenzten Zugangsweg, auf. Zur verbesserten Implantationsfähigkeit besitzt das TLIF-Implantat eine gebogene Form, die die finale Positionierung vereinfachen soll. Weiter wird bei den aus posteriorer Richtung eingebrachten Implantaten eine keilförmige Spitze empfohlen, um den Einführvorgang zu vereinfachen [SB16]. Für alle Implantate ist eine Höhe von 10 mm gewählt worden, um das geforderte Übermaß zu gewährleisten. Der Lordosewinkel der drei Implantate beträgt 4°. Die weiteren äußeren Abmessungen sind der Abbildung 4.5 zu entnehmen.

Für die Herstellung von wirbelfusionierenden Implantaten steht eine Vielzahl verschiedener Materialien zur Verfügung. In der Regel finden metallische Werkstoffe, auf Grund der Fähigkeit, hohen und zusätzlich dynamischen Belastungen zu widerstehen, Verwendung. Des Weiteren bieten Metalle eine mannigfaltige Auswahl an Oberflächenbearbeitungen, die die Steigerung der Primärstabilität und die Förderung des Einwachsens des Knochens zum Ziel haben [VG12]. Im weiteren Verlauf werden drei potenzielle Implantatmaterialien und deren Einfluss untersucht. Die Legierung 1.4404 oder auch AISI 316L ist die Legierung mit der häufigsten Anwendung in der Wirbelsäulen Chirurgie. Sie findet Verwendung in der dorsalen Instrumentierung sowie dem Implantat selbst. Auf Grund der geringen Kosten im Vergleich zu Titanlegierungen findet 316L weiterhin vielfache Verwendung [VG12]. Seit den 1940er Jahren werden Titanlegierungen und allen voran die Legierung TiAl6V4 eingesetzt. Die verbesserte Osteointegration des Knochens, die überlegene Korrosionsbeständigkeit und die relativ geringe Dichte im Vergleich zu 316L sind die Gründe für die hohe Beliebtheit. Die zuvor beschriebenen Materialien teilen einen wesentlichen Nachteil, sowohl 316L als auch TiAl6V4 besitzen im Vergleich zum kortikalen Teil des Wirbelkörpers einen deutlich höheren  $E$ -Modul (siehe Tabelle 4.1:). Die Steifigkeit des Implantats weist einen hohen Einfluss auf die Fusionsrate des Wirbelsäulensegments auf. Für eine bestmögliche Verbindung ist der Elastizitätsmodul des Wirbels und des Implantats identisch. Andernfalls kommt der so genannte Stress-Shielding-Effekt zum Tragen, bei dem durch zu hohe Implantatsteifigkeit die Beanspruchungen nicht im ausreichenden Maß an die knöchernen Strukturen weitergegeben werden [SBB21]. Zum einen muss das Knochenersatzmaterial im Wirbelzwischenraum eine Belastung erfahren, um das

biologische Signal für die Knochenbildung auszulösen, zum anderen muss das Implantat den äußeren Belastungen widerstehen können. Der Stress-Shielding-Effekt kann somit zu einem verzögerten oder einem gar nicht Eintreten der Fusion des Wirbelsäulensegments führen [BA08]. Das ursprünglich für die Luftfahrt und den Automobilsektor entwickelte Material PEEK (Polyetheretherketone) fand zum Ende des vorherigen Jahrhunderts den Weg als Implantatwerkstoff in die Medizintechnik. Der Elastizitätsmodul kann in Abhängigkeit zum Carbonfasergehalt erhöht oder reduziert werden, um den Anforderungen zu entsprechen. Diese Variabilität definiert die Eignung zur Herstellung von Wirbel fusionierenden Implantaten mit angeglichenem Elastizitätsmodul [KD06].

**Tabelle 4.1:** Vergleich der Implantatwerkstoffe nach [VG12; KD06]

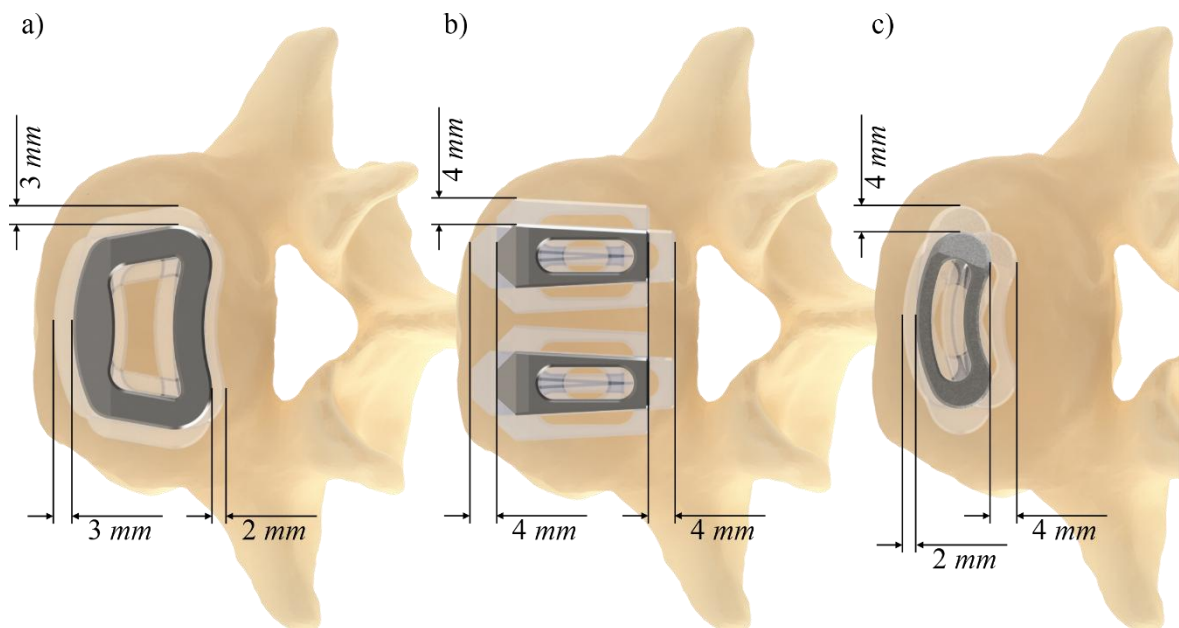
| Material | E-Modul [MPa] | Bruchdehnung [%] | $R_{p0,2}$ [MPa] | $R_m$ [MPa] |
|----------|---------------|------------------|------------------|-------------|
| TiAl6V4  | 100000-116000 | 8                | 896-1034         | 965-1103    |
| 316L     | 190000        | 12-40            | 331-1214         | 586-1350    |
| PEEK     | 3600-17000    | 50               | 28-60            | 70-208      |

#### 4.2.1 Einfluss der Implantatposition

Im Anschluss an die Positionierung des Implantats beginnt der komplexe biologische Prozess der Osteointegration, die im Kontext der Fusion benachbarter Wirbel als eine Art der Frakturheilung mit Knochenbildung zu verstehen ist. Eine dauerhafte, mechanisch wirksame Verbindung, bei der das Implantat nicht in den Wirbelkörper einsinkt oder eine Lockerung auftritt, erfordert eine stabile Verbindung zwischen Knochen und Implantat. Neben der Implantatgeometrie, dem Implantatmaterial, der Vorspannung im Wirbelzwischenraum sowie der Widerstandsfähigkeit der Wirbelendplatten gilt die Positionierung des Implantats als wichtiger Faktor für die Steifigkeit der Fusionspartner [SBB21]. Eine Vielzahl verschiedener Faktoren beeinflussen die finale Positionierung des Implantats im Wirbelzwischenraum. Ein wesentliches Problem bergen dabei stark konkave Wirbelendplatten, durch die zur Wirbelkörpermitte hin ein deutlich größerer Wirbelzwischenraum entsteht. Der Randbereich, durch den das Implantat eingeführt werden muss, weist dabei eine deutlich geringere Höhe auf. Dieser Höhenunterschied zwischen einführbarem Implantat und Wirbelzwischenraum erschwert die finale Positionierung und kann zur Lockerung und zusätzlich zur Migration des Implantats führen [Tum21]. Die Vorbereitung des Wirbelzwischenraumes beeinflusst die erreichbare Position des Implantats unmittelbar. Ist beispielsweise der Anulus fibrosus nicht vollständig entfernt worden, begrenzt die verbleibende Gewebestruktur die Positionierbarkeit und das Implantat folgt dem ihm zur Verfügung stehenden Weg [Ten18]. Ergänzt werden kann diese Aussage durch Tumialán [Tum21], der beschreibt, dass ein Implantat während der Einführung in den Wirbelzwischenraum dem Weg des geringsten Widerstandes folgt. Tumialán [Tum21] beschreibt darüber hinaus, dass ein ausreichend dimensioniertes Implantat fest im mittleren bis hin zum anterioren Bereich des Wirbelzwischenraumes positioniert werden sollte.

Das korrekt positionierte Implantat sollte nur unter Zuhilfenahme eines Gleithammers verschoben werden können. Die vorherigen Beschreibungen von bestehenden Problematiken und Restriktionen machen deutlich, dass jeder gewissenhaften Vorbereitung des Eingriffs zum Trotz, eine nicht zu vernachlässigende Ungewissheit bestehen bleibt, die eine ideale Positionierung erschwert. Aus diesem Grund werden im nachfolgenden die Einflüsse verschiedener Implantatpositionen im Wirbelzwischenraum betrachtet.

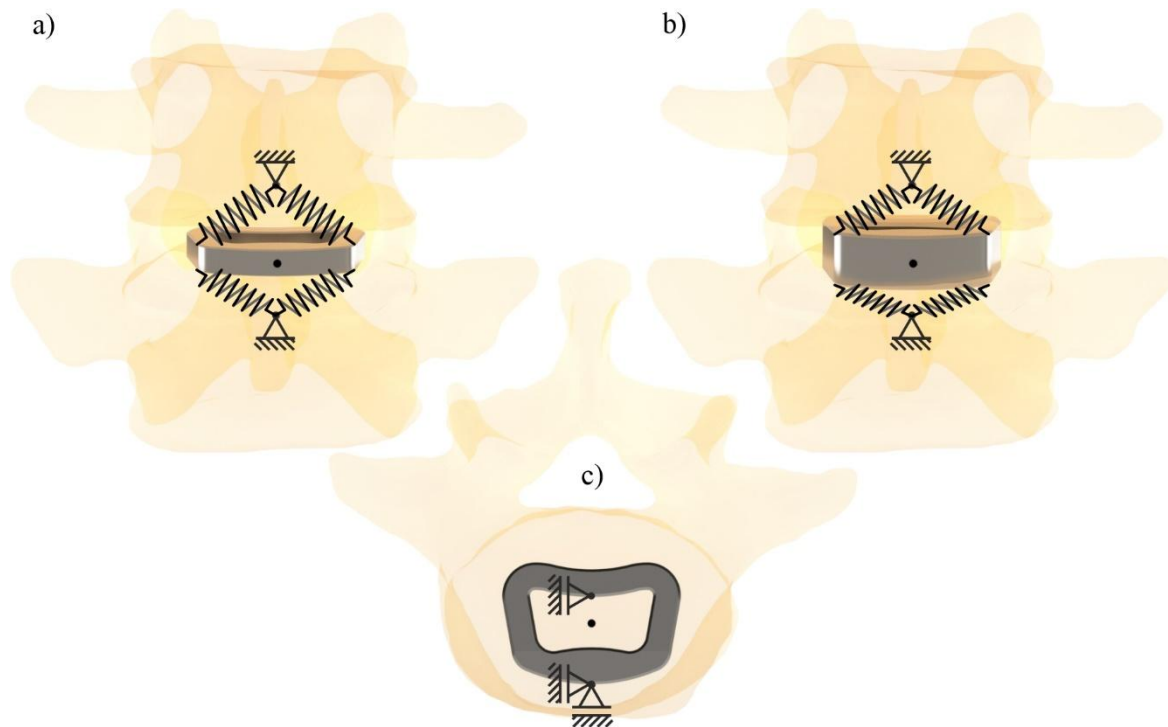
Für die zu untersuchenden Implantate wird für jeden der drei Typen eine Grundposition im Wirbelzwischenraum definiert, die jeweils durch das opake Implantat in Abbildung 4.6 dargestellt ist. Die abweichenden Positionen sind unter Zuhilfenahme transparenter Implantate dargestellt. Die Implantate werden in einem definierten Bereich in Richtung ventral und dorsal sowie linksseitig und rechtsseitig lateral verschoben. Für das ALIF-Implantat wird eine Verschiebung von  $3\text{ mm}$  ausgewählt, lediglich in dorsaler Richtung wird aus Gründen mangelnder Passform eine Verschiebung von  $2\text{ mm}$  gewählt. Die parallele Anordnung der PLIF-Implantate führt zu einer Verschiebung in lateraler Richtung, sodass die Implantate für einen Teil der Untersuchung  $4\text{ mm}$  näher beieinander positioniert sind und für den nächsten der Abstand um  $4\text{ mm}$  zur ursprünglichen Positionierung erhöht ist. In ventraler und dorsaler Richtung wird der Abstand der ursprünglichen Anordnung zueinander beibehalten. Es findet eine simultane Neupositionierung um jeweils  $4\text{ mm}$  statt. Das TLIF-Implantat erfährt in dorsaler sowie in der links- und der rechtsseitigen lateralen Richtung eine Verschiebung von  $4\text{ mm}$ . In ventraler Richtung ist geometriebedingt die mögliche Verschiebung auf  $2\text{ mm}$  begrenzt.



**Abbildung 4.6:** Positionen der Implantate im Wirbelzwischenraum  
a) Positionen des ALIF-Implantats  
b) Positionen des PLIF-Implantats  
c) Positionen des TLIF-Implantats

Auf Grund seiner Komplexität und der Vielzahl an Freiheitsgraden ist der Vorgang der Implantation nur mit nicht zurechtfertigendem Aufwand numerisch nachzubilden, sofern dieser ein ideales Abbild des realen Vorgehens darstellen soll. Dem zuvor beschriebenen Prinzip von

Tumialán [Tum21] entsprechend, soll das Implantat bei der Positionierung dem Weg des geringsten Widerstandes folgen, um seine finale Position mit einem festen Sitz im Wirbelzwischenraum zu finden. Um dieses Ziel zu erreichen, werden die Implantate mit einer reduzierten Höhe, wie in Abbildung 4.7 a) dargestellt, an den zuvor definierten Positionen im Wirbelzwischenraum platziert. Die reduzierte Höhe der Implantate beträgt  $5\text{ mm}$ , sodass das Implantat kontaktfrei im Wirbelzwischenraum gelagert ist. Zusätzlich wird die translatorische Bewegung von ventral in Richtung dorsal innerhalb der Sagittalebene unterdrückt. Darüber hinaus wird die Rotation um die Longitudinalachse gesperrt.

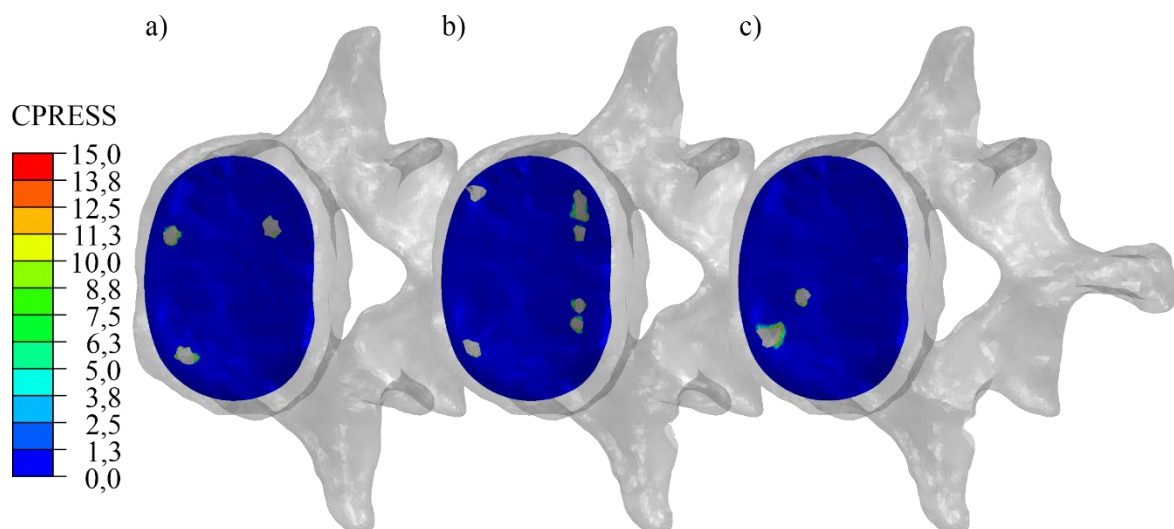


**Abbildung 4.7:** Expansion des Implantats im Wirbelzwischenraum  
a) Skaliertes Implantat im Wirbelzwischenraum  
b) Expandiertes Implantat im Wirbelzwischenraum  
c) Lagerung des skalierten Implantats

Die weiteren Freiheitsgrade verbleiben ohne Restriktionen. Einer symmetrischen Anordnung folgend werden Federelemente an den Implantaten angebunden, die an der kaudalen sowie der kranialen Seite an Referenzpunkten fixiert werden. Mit einer definierten Federsteifigkeit von lediglich  $0,01\text{ N/mm}$  besitzen diese keinen relevanten Einfluss auf die Ergebnisse der Simulation. Die Anwesenheit der Federelemente ist jedoch essenziell für den numerischen Implantationsprozess, um Starrkörperfreiheitsgrade, die zum Abbruch der Simulation führen, zu unterdrücken. Dem verwendeten Material wird ein Wärmeausdehnungskoeffizient zugewiesen, der in Kombination mit der Beaufschlagung einer definierten Temperatur das Implantat auf seine ursprüngliche Größe expandiert. Während das Implantat noch keinen Kontakt zu den umgebenden Strukturen vorweisen kann, findet ohne die Federelemente keine Steigerung der Systemenergie statt, was zu einem Abbruch der numerischen Berechnung führt. Während der Implantatexpansion erfahren die zuvor beschriebenen Federelemente eine stetige Komprimierung, wodurch die Systemenergie einen kontinuierlichen Anstieg erfährt und eine numerische Berechnung realisierbar ist. Die Kontaktbedingung zwischen dem Implantat und

den angrenzenden Wirbeln basiert auf einem *surface-to-surface* Kontakt, der während der Expansion als reibungsfrei definiert ist. Nach Abschluss der Expansion wird der Reibungskoeffizient als *rough* definiert, wodurch ein Verbund von Implantat und Wirbeldeckfläche nachgebildet wird, der keine tangentialen Relativbewegungen der Kontaktpartner zulässt. Zudem werden die Restriktionen der Freiheitsgrade des Implantats entfernt, um die nachfolgenden Bewegungssimulationen zu ermöglichen. Die Federn werden auf Grund der zu vernachlässigenden Federsteifigkeit nicht entfernt.

Im ersten Schritt der Auswertung der Analyse wird die Spannungsverteilung im Kontaktbereich des ALIF-Implantats zum kaudal befindlichen Wirbel L5 betrachtet. Dazu wird das Implantat ausgehend von seiner skalierten Größe auf seine ursprüngliche Größe expandiert. Im Anschluss an die Expansion des Implantats wird eine Kraft von 1175 N aufgebracht. Diese entspricht der Belastung während der Flexion und ist die höchste auftretende Kompressionskraft [DZS+14]. Innerhalb der numerischen Untersuchung werden die zuvor beschriebenen Implantatmaterialien betrachtet. In der Literatur werden Implantate mit einem geringeren Elastizitätsmodul als vorteilhaft beschrieben. Auf Grund dessen sollen diese Implantate auftretende Beanspruchungen gleichmäßiger zwischen dem Implantat und dem Knochen sowie dem Knochenersatzmaterial übertragen können [SBB21]. Die Ergebnisse der numerischen Untersuchung im Rahmen der vorliegenden Arbeit weisen Analogien zu den Angaben aus der Literatur auf. Wird der Kontaktdruck im Bereich zwischen dem Wirbel und dem ALIF-Implantat betrachtet, sind mit Ausnahme der Grundposition des Implantats bei dem PEEK-Implantaten die Kontaktdrücke von geringerer Höhe als die resultierenden Kontaktdrücke bei 316L- und TiAl6V4-Implantaten. Die Höhe des Kontaktdrucks steht in Abhängigkeit zur eingeleiteten Kraft und des bestehenden Kontaktbereichs der Implantate zum Wirbel.



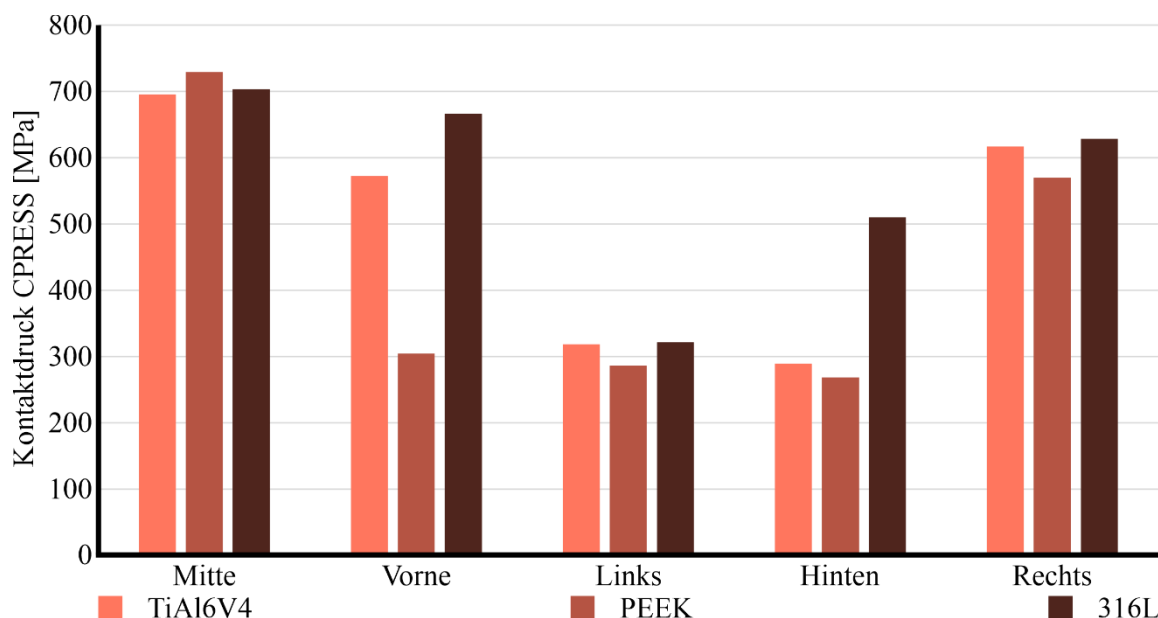
**Abbildung 4.8:** Kontaktdruck *CPRESS* zwischen den Implantaten aus TiAl6V4 und dem Wirbel L5  
a) Kontaktspannungen des ALIF-Implantats  
b) Kontaktspannungen der PLIF-Implantate  
c) Kontaktspannungen des TLIF-Implantats

Da die Kraft während dieser Untersuchung von gleichbleibender Höhe ist, kann lediglich die Größe der Kontaktfläche Einfluss auf die Spannungshöhe nehmen. Mit sinkendem

Elastizitätsmodul steigt die Verformbarkeit des Implantats unter Belastung, wodurch eine Vergrößerung der Kontaktfläche des Implantats zum Wirbel hervorgerufen wird und ein geringerer Kontaktdruck resultiert. Aus dieser Erkenntnis kann abgeleitet werden, dass mit zunehmender Kontaktfläche des Implantats zum Wirbel eine vorteilhaftere Spannungsverteilung entsteht. Geringere Spannungen im Wirbel reduzieren das Risiko einer Schädigung der Wirbeldeckfläche, wodurch die Wahrscheinlichkeit eines Einsinkens des Implantats in den Wirbelkörper reduziert wird. In Abbildung 4.8 werden die Kontaktbereiche der drei Implantattypen, die aus TiAl6V4 bestehen zum kaudalen Wirbel L5 dargestellt.

Das Ergebnis dieser Untersuchung verdeutlicht, dass eine größere Implantatgeometrie und somit eine potenziell größere Kontaktfläche nicht gleichbedeutend mit geringeren resultierenden Kontaktdrücken ist. Alle Implantate stehen lediglich durch punktuelle Bereiche mit dem angrenzenden Wirbel in Kontakt, wodurch die Kontaktdrücke von 268 MPa bis hin zu 729 MPa zu erklären sind (siehe Abbildung 4.8). Änderungen an den Materialeigenschaften der Implantate führen dementsprechend zu keiner deutlichen Verbesserung der Spannungsverteilungen innerhalb der Wirbeldeckplatte. Die Ergebnisse dieser Untersuchung deuten auf eine Problematik hin, die im direkten Zusammenhang mit der grundlegenden Geometrie der Implantate steht und in Abschnitt 4.2.4 eingehender betrachtet wird.

Stellvertretend für die Implantate des PLIF- und des TLIF-Verfahrens werden die Änderungen des Kontaktdrucks bei variierender Position des ALIF-Implantats betrachtet. Die in Abbildung 4.6 dargestellten Implantatpositionen werden im Nachfolgenden untersucht. In Abbildung 4.9 sind die maximalen Kontaktdrücke *CPRESS* im Kontaktbereich, die an der Wirbeldeckfläche auftreten, dargestellt. Es wird deutlich, dass ein signifikanter Einfluss der Implantatposition auf die resultierenden Kontaktdrücke besteht.



**Abbildung 4.9:** Änderung des Kontaktdrucks im Bereich zwischen dem Implantat und dem Wirbel L5 bei verschiedenen Positionen im Wirbelzwischenraum einer mit dem ALIF-Verfahren instrumentierten LSWS

Die Resultate der numerischen Untersuchung deuten darauf hin, dass bestimmte Implantatpositionen zu vorteilhafteren Kontaktdrücken führen. Für den operativen Eingriff bedeutet diese Erkenntnis, dass durch eine Fehlplatzierung des Implantats im Wirbelzwischenraum die Wahrscheinlichkeit steigt, dass das Implantat in den Wirbelkörper einsinkt. Werden die ermittelten Kontaktdrücke den maximal zulässigen Spannungen aus Tabelle 2.1 gegenübergestellt, wird deutlich, dass diese für den Druckbereich auf Grund der geringen Kontaktfläche deutlich überschritten werden.

Das Resultat einer punktuellen Überbeanspruchung der Wirbeldeckfläche kann ein schrittweises Einsinken des Implantats in den Wirbelkörper hervorrufen. Sinkt das Implantat signifikant in die Wirbeldeckfläche ein, können der Verlust der Lordose und der Verlust der anterioren Stabilisierung als Folge auftreten. Diese Änderungen können zu einem unvorteilhaften biomechanischen Verhalten der lumbosakralen Wirbelsäule führen. Diese Entwicklung trägt zur Bildung einer Pseudoarthrose, der Entstehung eines falschen Gelenks auf Grund ausbleibender Fusion der Wirbel, und der Kompression von neuronalen Elementen bei [SBB21]. Für die drei untersuchten Implantattypen besteht diese Gefahr gleichermaßen, da bei allen Implantattypen potenziell die maximal zulässigen Spannungen im Vergleich zu den angegebenen Werten aus Tabelle 2.1 überschritten werden können.

Die zuvor beschriebenen numerischen Untersuchungen zeigen den Optimierungsbedarf der verwendeten Implantate auf. Die lediglich punktuell in Kontakt stehenden Fusionspartner erzeugen auf Grund des geringen Kontaktbereichs überhöhte Spannungen. Für die Reduktion und Homogenisierung der Beanspruchungen ist die Erhöhung der in Kontakt stehenden Fläche essenziell wichtig. Die Spannungsreduktion kann zusätzlich die Wahrscheinlichkeit reduzieren, dass das Implantat die Wirbeldeckfläche schädigt und einsinkt. Die damit verbundenen Folgen würden somit ebenfalls entfallen.

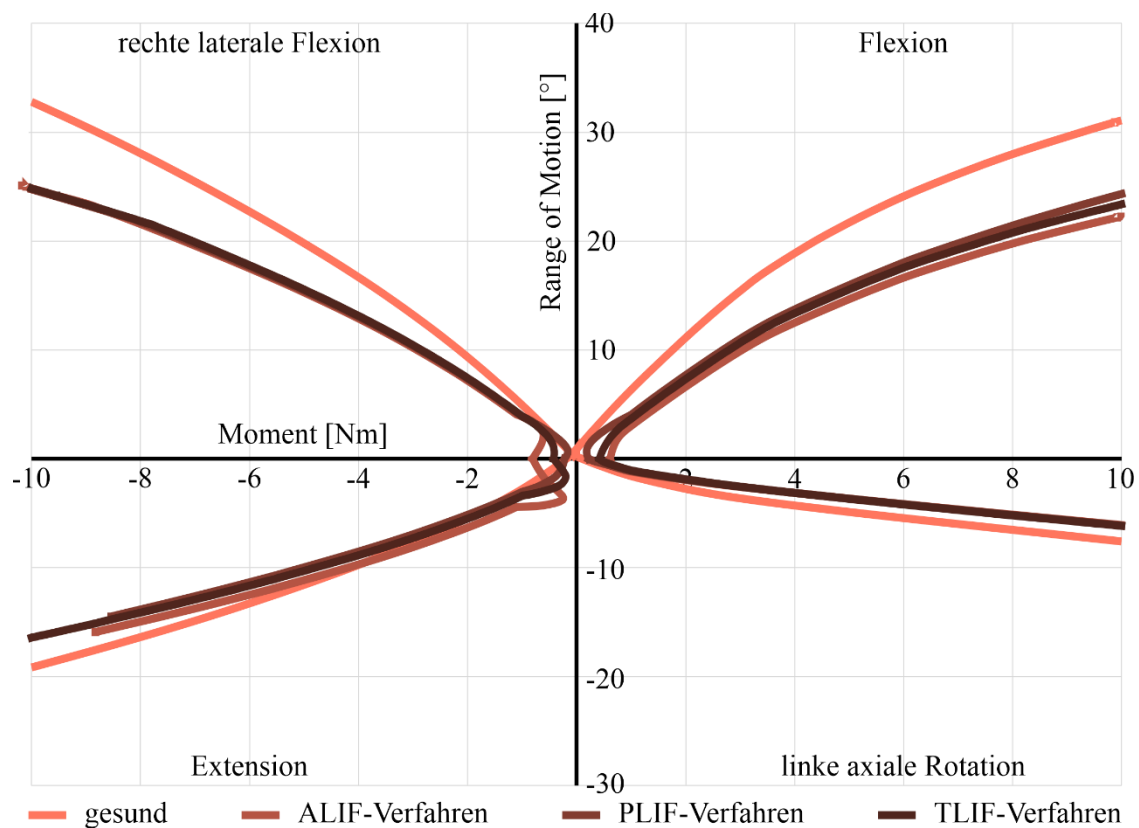
#### 4.2.2 Degeneration des Anschlusssegments

Unter der Degeneration des Anschlusssegments ist die radiologisch erkennbare Veränderung des Nachbarsegments im Sinne einer Degeneration mit der möglichen Folge einer Instabilität dieses Segments zu verstehen. Lediglich ein kleiner Anteil dieser radiologischen Befunde tritt klinisch in Erscheinung [BMB+17]. Durch die Fusion benachbarter Wirbel entsteht ein langes, aus physiologischer Sicht unvorteilhaftes und steifes Wirbelsäulensegment [BA06]. Durch den Wegfall einer Zwischenwirbelscheibe fehlt deren Anteil am Gesamtbewegungsumfang. Die Zwischenwirbelscheiben der Anschlusssegmente gleichen die initial reduzierte Beweglichkeit aus und besitzen somit einen höheren individuellen Anteil am Gesamtbewegungsumfang. Auf Grund dessen kann die Erhöhung der Beanspruchung der benachbarten Zwischenwirbelscheiben resultieren [SBB21]. Entsteht durch den operativen Eingriff eine Fehlausrichtung der zu fusionierenden Wirbel, kann dies die sagittale Balance der lumbosakralen Wirbelsäule empfindlich stören. Unter der sagittalen Balance ist die optimale Ausrichtung der Wirbelsäule in den drei Ebenen (coronar, sagittal und axial) mit minimalem Aufwand der betroffenen Muskulatur zu verstehen [BMB+17]. Der Verlust der sagittalen Balance führt zu einem Kompensationsverhalten, bei dem vor allem das muskuläre System

versucht die mechanisch vorteilhafte Ausrichtung der Wirbelsäule beizubehalten. Wird die Kompensationsfähigkeit der Wirbelsäule überschritten, resultiert eine pathologische Anordnung der Wirbel, was zur vorzeitigen Degeneration der Anschlusssegmente führen kann [SBB21, BMB+17]. Neben dem zuvor erläuterten Faktor können zusätzlich Übergewicht, schwere körperliche Arbeit und die Gesamtanzahl der zu fusionierenden Segmente eine nicht zu vernachlässigende Rolle für eine mögliche Degeneration des Anschlusssegments spielen.

Das Finite-Elemente-Modell der lumbosakralen Wirbelsäule ermöglicht die numerische Untersuchung der potenziell durch Degeneration betroffenen Regionen. Dabei steht vor allem die Beanspruchung der Zwischenwirbelscheibe im Vordergrund. Die Dehnungen der Kollagenfasern, die Vorwölbung des Anulus Fibrosus sowie der intradiskale Druck sind Teil der zu untersuchenden Bereiche. Zusätzlich werden der erreichbare Bewegungsumfang und die daraus resultierenden Kräfte in den Facettengelenken betrachtet.

In Abbildung 4.10 sind die erreichbaren Bewegungsumfänge der instrumentierten lumbosakralen Wirbelsäule dargestellt. Die posteriore Instrumentation erzeugt in Kombination mit dem Implantat ein rigides System, wodurch die an der Bewegung beteiligten Segmente reduziert werden. Im direkten Vergleich mit einer gesunden LSWS wird deutlich, dass die Bewegungsumfänge der zu fusionierenden LSWS bei gleichbleibendem Moment deutlich reduziert sind. In Abhängigkeit der Bewegungsrichtung fällt die Reduktion des erreichbaren Bewegungsumfanges unterschiedlich signifikant aus. Werden beispielsweise die vier Hauptbewegungsrichtungen der mit dem ALIF-Implantat instrumentierten LSWS betrachtet, zeigt die Flexion mit 28,43 % die deutlichste Reduktion der RoM.



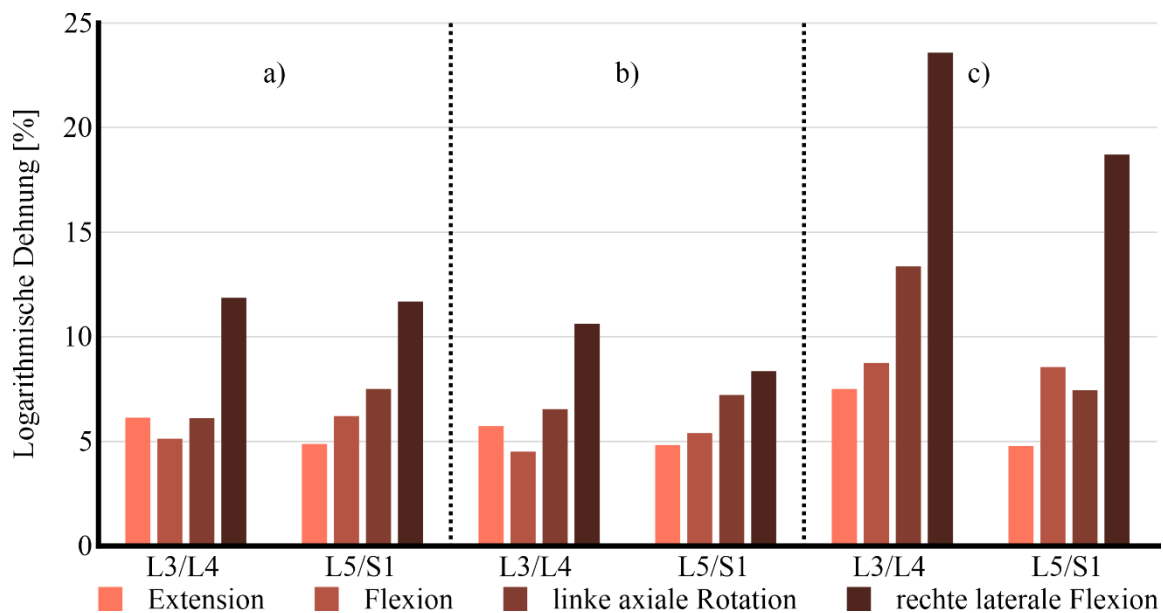
**Abbildung 4.10:** Die postoperative RoM der LSWS im Vergleich zur RoM der gesunden LSWS

Die erreichbare RoM der rechtsseitigen lateralen Flexion schwächt um 23,47 % ab und die der linksseitigen axialen Rotation um 20,04 %. Die Extension wird durch die Fusion am geringsten beeinflusst und wird lediglich um 17,05 % herabgesetzt. Bei einem Mittelwert von 22,24 % ist die Einschränkung der Bewegungen jedoch ein nicht zu vernachlässigender Einschnitt in das alltägliche Leben des Patienten. Mit dem Vergleich der drei untersuchten Operationsverfahren wird deutlich, dass lediglich ein marginaler Unterschied der erreichbaren RoM bei den Verfahren besteht. Für die weiteren Untersuchungen werden auf Grund dessen lediglich die Resultate der mit dem ALIF-Verfahren instrumentierten lumbosakralen Wirbelsäule betrachtet. Des Weiteren sind die numerischen Analysen für die Extensionsbewegung des ALIF- und des PLIF-Verfahrens vorzeitig abgebrochen und konnten nicht mit dem vollen Moment von 10 Nm belastet werden.

Die Expansion der Implantate im Wirbelzwischenraum bedeutet für das komplexe System der lumbosakralen Wirbelsäule einen hohen numerischen Aufwand. Zur Reduktion der Freiheitsgrade während der Expansion wird der erste Wirbel L1 in seinem Zentrum fixiert. Nach Abschluss der Expansion wird die Fixierung des Wirbels aufgehoben und die Initiierung des Belastungsmoments im Zentrum des Wirbels L1 beginnt. Durch diesen Vorgang ist zu begründen, weswegen der Verlauf der Bewegungsumfänge, wie in Abbildung 4.10 dargestellt, nicht im Ursprung des Koordinatensystems beginnt und bereits ein wirkendes Moment im Punkt der späteren Auswertung vorhanden ist.

Unter der Annahme, dass durch die Fusion zweier benachbarter Wirbel der Anteil der angrenzenden Zwischenwirbelscheiben an der Gesamtbewegung steigt [SBB21], sollten die Beanspruchungen in diesen ZWS steigen. Um diese Annahme zu analysieren, werden nachfolgend die Dehnungen der Kollagenfasern der kranial angrenzenden ZWS sowie die Vorwölbung betrachtet und den Werten der gesunden lumbosakralen Wirbelsäulen gegenübergestellt. Die Ergebnisse der Bewegungsumfangsanalyse, die in Abbildung 4.10 dargestellt sind, werden durch die Erkenntnisse, die in Abbildung 4.11 dargestellt sind, reflektiert. Aus dem reduzierten Bewegungsumfang resultiert eine geringere Dehnung der Kollagenfasern. Die Reduktion der Dehnung entspricht einem Mittelwert von 5,44 % für die ZWS L3/L4. Gegensätzlich dazu ist das Verhalten, wenn die vormalige Flexibilität der gesunden LWS erreicht werden soll. Die Dehnung der Kollagenfasern unterliegt während der Extension einer im Vergleich zu den weiteren Bewegungsrichtungen geringfügigen Steigerung der Dehnungen von 22,51 %. In der gesunden LWS erfahren die Kollagenfasern eine Dehnung von 5,73 % und eine Dehnung von 7,51 % bei einer instrumentierten LWS. Für die Flexion, die linke axiale Rotation und allen voran für die rechte laterale Flexion sind die absoluten Werte der Kollagenfaserdehnungen deutlich gesteigert. Die Dehnungswerte während der Flexion erhöhen sich von 5,13 % auf 8,74 %. Die linke axiale Rotation erfährt einen Anstieg von 6,11 % auf 13,37 % und die rechte laterale Flexion von 11,86 % auf 23,58 %. Die prozentualen Werte der Steigerungen betragen 70,37 %, 118,82 % und 98,82 %. Die Zwischenwirbelscheibe L5/S1 erfährt im Gegensatz zur kranial liegenden ZWS L3/L4 bei Extension, Flexion und linker axialer Rotation nur geringfügige Steigerungen der Kollagenfaserdehnung. Bei Betrachtung der rechten lateralen Flexion der ZWS L5/S1 bei vollem Bewegungsumfang in Abbildung 4.11 c) ist ein deutlicher Anstieg der resultierenden

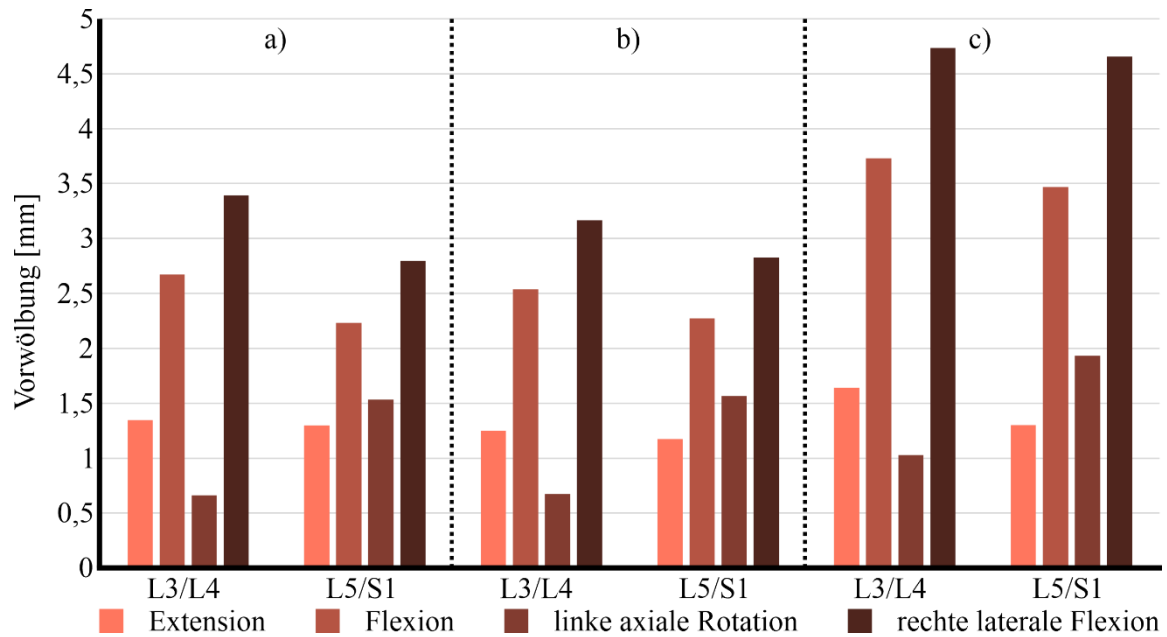
Dehnungen von 11,86 % auf 18,61 % zu erkennen, was einer prozentualen Erhöhung von 57,33 % entspricht.



**Abbildung 4.11:** Vergleich der Kollagenfaserdehnung  
a) Dehnung der Kollagenfasern einer gesunden lumbosakralen Wirbelsäule  
b) Dehnung der Kollagenfasern bei reduziertem Bewegungsumfang  
c) Dehnung der Kollagenfasern bei vollem Bewegungsumfang

Werden die ermittelten Werte für die Dehnung aus dieser Untersuchung mit den Daten für die maximal zulässigen Dehnungen aus Kapitel 3.5 verglichen, ist festzustellen, dass es in Abhängigkeit der patientenspezifischen Materialeigenschaften zum Versagen der betroffenen Kollagenfasern führen kann. Das so herbeigeführte Versagen einzelner Fasern kann der mögliche Ausgangspunkt von weiteren Schädigungen der Zwischenwirbelscheibe sein. Mit Zunahme der Schädigungen kann final das Versagen des Anulus fibrosus eintreten und somit ein weiterer Prolaps des Nucleus pulposus hervorgerufen werden.

Das Verhalten der Vorwölbung der Zwischenwirbelscheiben ist analog zu dem der Kollagenfaserdehnung und in Abbildung 4.12 dargestellt. Der reduzierte Bewegungsumfang im Anschluss an den operativen Eingriff führt zu einer Minderung der resultierenden Vorwölbungen (Abbildung 4.12 b)). Der Mittelwert der Reduktion für die ZWS L3/L4 beträgt 4,40 % und die ZWS L5/S1 zeigt lediglich eine minimal signifikante Abnahme von 1,21 %. Wird der vollständige Bewegungsumfang erreicht (Abbildung 4.12 c)), nimmt die Vorwölbung der ZWS L3/L4 im Mittelwert um 39,02 % und für die ZWS L5/S1 um 36,95 % zu. Die absolute Vorwölbung nimmt für die rechte laterale Flexion um 1,34 mm in der ZWS L3/L4 und um 1,86 mm in der ZWS L5/S1 zu. Bei der Flexion wird eine Steigerung von 1,06 mm der Vorwölbung der ZWS L3/L4 ermittelt. Die Vorwölbung der ZWS L5/S1 erfährt eine Erhöhung um 1,23 mm. Prozentual erfährt die Zwischenwirbelscheibe L3/L4 für die rechte laterale Flexion und die Flexion eine Steigerung um 39,51 % und 39,45 %. Für die ZWS L5/S1 beträgt die Erhöhung der zuvor genannten Bewegungsrichtungen 55,29 % und 66,42 %.

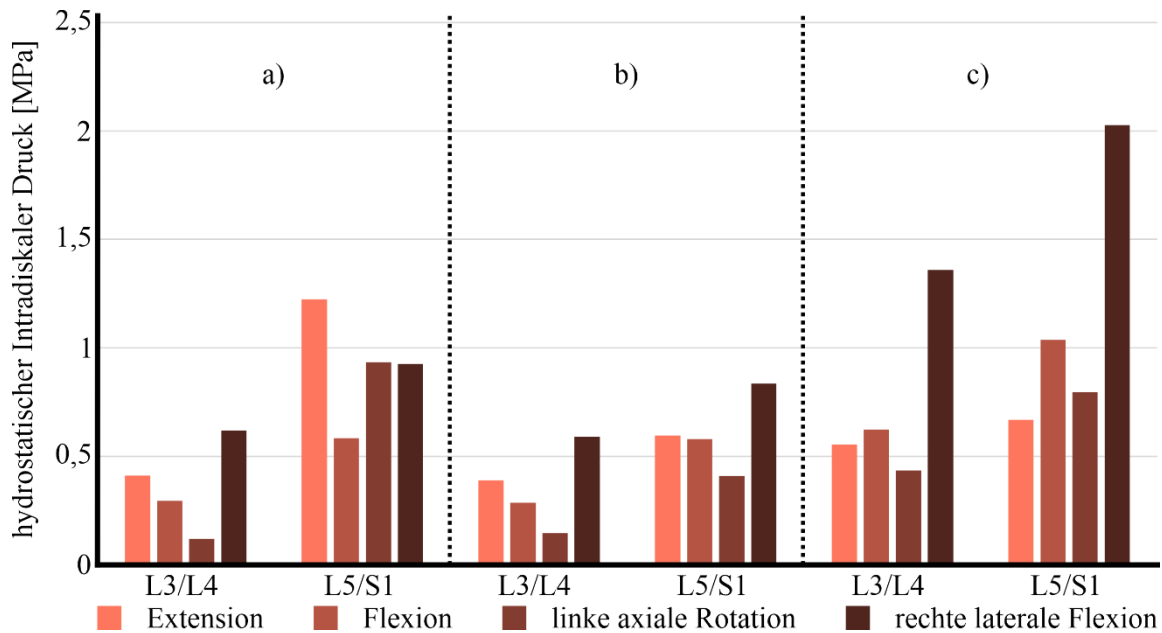


**Abbildung 4.12:** Vergleich der Vorwölbung des Anulus fibrosus  
a) Vorwölbung des Anulus fibrosus einer gesunden LSWS  
b) Vorwölbung des Anulus fibrosus bei reduziertem Bewegungsumfang  
c) Vorwölbung des Anulus fibrosus bei vollem Bewegungsumfang

Für die mögliche Schädigung der Zwischenwirbelscheibe gilt der gesteigerte intradiskale Druck in den Anschlusssegmenten als weiterer möglicher Einflussfaktor [BA08]. Hervorgerufen durch den gesteigerten Bewegungsumfang des individuellen Segments erfährt der Druck im Nucleus pulposus eine Erhöhung. Auf Grund der gallertartigen Masse und einem nahezu inkompressiblen Verhalten findet eine Reduktion der Höhe des Nucleus pulposus bei gleichzeitiger Ausdehnung in radialer Richtung statt. Auf Grund des erhöhten Innendrucks werden, wie in Abbildung 4.12 dargestellt, die Kollagenfasern des Anulus fibrosus zunehmend gedehnt. Im Fall der gleichbleibenden Belastung wird, wie bei den zuvor betrachteten Elementen der ZWS, die Reduktion des intradiskalen Drucks festgestellt. Allein für die linke axiale Rotation ist eine Erhöhung des Drucks von  $0,12 \text{ MPa}$  der gesunden LSWS um 25 % auf  $0,15 \text{ MPa}$  der ZWS L3/L4 der instrumentierten LSWS mit reduziertem Bewegungsumfang (Abbildung 4.13 a) und b)) festzustellen.

Für den vollständigen Bewegungsumfang, der in Abbildung 4.13 c) dargestellt ist, ist die Fortsetzung dieses Verhaltens während der linken axialen Rotation zu beobachten. Eine Erhöhung des intradiskalen Drucks um 38,71 % ist für diese Bewegungsrichtung ermittelt worden, was einer Steigerung von  $0,31 \text{ MPa}$  auf  $0,43 \text{ MPa}$  entspricht. Im Verlauf der Flexion wird eine Steigerung des Drucks um 113,79 % analysiert und für die rechte laterale Flexion um 119,35 %. Entsprechend findet eine Zunahme von  $0,33 \text{ MPa}$  für die Flexion und  $0,74 \text{ MPa}$  für die rechte laterale Flexion statt. Der Ausgangswert für die Flexion beträgt  $0,29 \text{ MPa}$  und für die rechte laterale Flexion  $0,62 \text{ MPa}$ . Für die ZWS L5/S1 ist eine absolute Zunahme des Drucks während der rechten lateralen Flexion mit einem Wert von  $1,1 \text{ MPa}$  die höchste in dieser Zwischenwirbelscheibe, gefolgt von der Flexion mit einer absoluten Zunahme von  $0,45 \text{ MPa}$ . Während der Extension und der linken axialen Rotation wird eine Reduktion des intradiskalen Drucks um 55,53 % und 13,81 % ermittelt. Diese Erkenntnis korrespondiert mit denen der

Kollagenfaserdehnung sowie denen der Vorwölbung. Die Kollagenfasern der ZWS L5/S1 erfahren während der Extension ebenfalls eine Reduktion der Beanspruchung um 2,25 % und während der linken axialen Rotation um 0,67 %. Die Vorwölbung erfährt demgegenüber keine Reduktion, jedoch ist der Anstieg der Vorwölbung während der Extension mit 0,16 % und einem absoluten Wert von 0,002 mm von untergeordneter Bedeutung bei einer durchschnittlichen Erhöhung um 36,95 %. Bei einer durch die linke axiale Rotation hervorgerufenen Erhöhung von 25,93 % der Vorwölbung ist eine Annäherung an die durchschnittliche Erhöhung zu erkennen. Ungeachtet dessen liegt der Wert unter denen der Flexion (55,29 %) und der rechten lateralen Flexion (66,42 %).



**Abbildung 4.13:** Vergleich des intradiskalen Drucks der Anschlusssegmente  
a) Intradiskaler Druck einer gesunden LSWS  
b) Intradiskaler Druck bei reduziertem Bewegungsumfang  
c) Intradiskaler Druck bei vollem Bewegungsumfang

Die zuvor diskutierten Ergebnisse ermöglichen den Rückschluss, dass bei gleichbleibendem Kraftaufwand des Patienten zur Initiierung und Durchführung der Grundbewegungen eine Reduktion der resultierenden Beanspruchungen der Zwischenwirbelscheibe zu erwarten ist. Dem gegenüber steht der Bewegungsumfang einer gesunden lumbosakralen Wirbelsäule, der trotz instrumentiertem Wirbelzwischenraum unter Verwendung eines Implantats und zusätzlicher posteriorer Fixierung durch ein Schraube-Stab-System erhalten bleiben soll. In dem zuletzt genannten Fall findet vorwiegend für die rechte laterale Flexion sowie der Flexion eine Erhöhung der Kollagenfaserdehnung, der Vorwölbung des Anulus fibrosus und eine Steigerung des intradiskalen Drucks statt.

Werden die Auswirkungen der Extension sowie der linken axialen Rotation auf die Zwischenwirbelscheibe L5/S1 betrachtet, ist für die Dehnung der Kollagenfasern wie auch für den intradiskalen Druck eine Reduktion der Werte und somit eine Verbesserung im Vergleich zu denen einer gesunden lumbosakralen Wirbelsäule festzustellen. Die Vorwölbung des Anulus fibrosus erhöht sich für diese Bewegungen vergleichsweise gering.

Die rechte laterale Flexion wird als die Bewegung identifiziert, die den größten Einfluss auf die resultierenden Beanspruchungen besitzt. Die Werte für die absolute Erhöhung des intradiskalen Drucks sowie der Kollagenfaserdehnung während dieser Bewegung übersteigen deutlich die Erhöhungen der übrigen Werte. Darüber hinaus erzeugt die Flexion zusätzlich zur rechten lateralen Flexion eine deutliche Erhöhung der Vorwölbung in den ZWS L3/L4 und L5/S1.

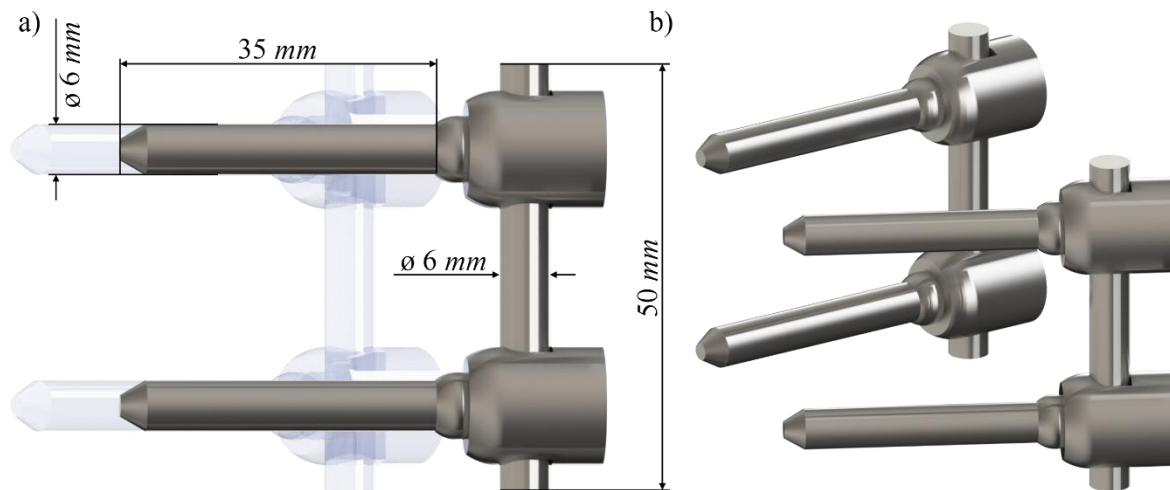
Zusammenfassend weisen die Erkenntnisse darauf hin, dass vorwiegend die rechte laterale Flexion sowie die Flexion für eine signifikante Erhöhung der Beanspruchungen in den Anschlusssegmenten verantwortlich sind. Schädigungen der Strukturen können als Folge der hohen Beanspruchungen während der Ausführung dieser kritischen Bewegungen auftreten.

#### 4.2.3 Beanspruchung des Schraube-Stab-Systems

Über das komplexe Zusammenspiel der Beanspruchungen innerhalb der Zwischenwirbelscheiben hinaus ist das Schraube-Stab-System als stabilisierender Teil der Fusionspartner hohen Belastungen ausgesetzt. Die Erkenntnis, dass der alleinige Einsatz eines Implantats im Wirbelzwischenraum keine ausreichende Stabilität für eine angemessene Heilung bietet und damit die Wahrscheinlichkeit einer knöchernen Fusion herabgesetzt wird, führt zum Einsatz eines Schraube-Stab-Systems [KNI+06]. Dieses wird im posterioren Bereich der Wirbel eingesetzt und unterbindet die Möglichkeit der Relativbewegungen im instrumentierten Wirbelsäulensegment maßgeblich, wodurch die Fusionsrate erheblich gesteigert werden kann [GVR+15]. Die Inzidenz eines Versagens der posterioren Instrumentierung ist zwar gering, jedoch kann es in seltenen Fällen zu einem mechanischen Versagen der Schrauben oder Stäbe sowie zu einer Lockerung der Schrauben kommen. Schraubenversagen tritt bei 12,4 % der Patienten auf, die sich einer Fusionsoperation im lumbosakralen Bereich der Wirbelsäule unterzogen haben. Als Grund für diese Komplikation werden übermäßige Belastung und die daraus resultierenden Spannungsüberhöhungen vermutet [FG18]. Zusätzlich stehen die verbindenden Stäbe zwischen den Pedikelschrauben während der alltäglichen Bewegungen unter hoher Belastung. Unmittelbar nach dem operativen Eingriff tragen die Stäbe in Kombination mit den Schrauben den Großteil der auf das betroffene Wirbelsäulensegment einwirkenden mechanischen Belastungen. Mit fortschreitender Bildung der knöchernen Fusion zwischen den benachbarten Wirbeln wird die Belastung der posterioren Instrumentierung stetig reduziert. Parallel dazu nimmt die Belastung des anterioren Anteils des Wirbelsäulensegments zu [GVR+15].

Im Finite-Elemente-Modell werden sowohl die Schrauben als auch die verbindenden Stäbe mit den Materialeigenschaften der Titanlegierung TiAl6V4 modelliert. Der Aufbau des Schraube-Stab-Systems ist in Abbildung 4.14 dargestellt. Die Stäbe werden mit einem Durchmesser von 6 mm abgebildet. Ebenso werden die Schrauben analog zu den Stäben mit einem Durchmesser von 6 mm dargestellt, wobei sie idealisiert ohne Gewindegänge ausgeführt werden. Der Kontakt zwischen den Schrauben und dem umgebenden Knochen wird mithilfe eines *tie-constraints* simuliert, um die Primärstabilität nach dem Einschraubprozess der nachzubilden. Ebenso wird die Verbindung zwischen den Stäben und den Schrauben idealisiert durch einen *tie-constraint* angenommen. Zur Analyse der resultierenden Beanspruchungen innerhalb der Stäbe sind diese

durch eine Partition unterteilt, wodurch eine konsistente Auswertung in einem geometrisch definierten Bereich ermöglicht wird.



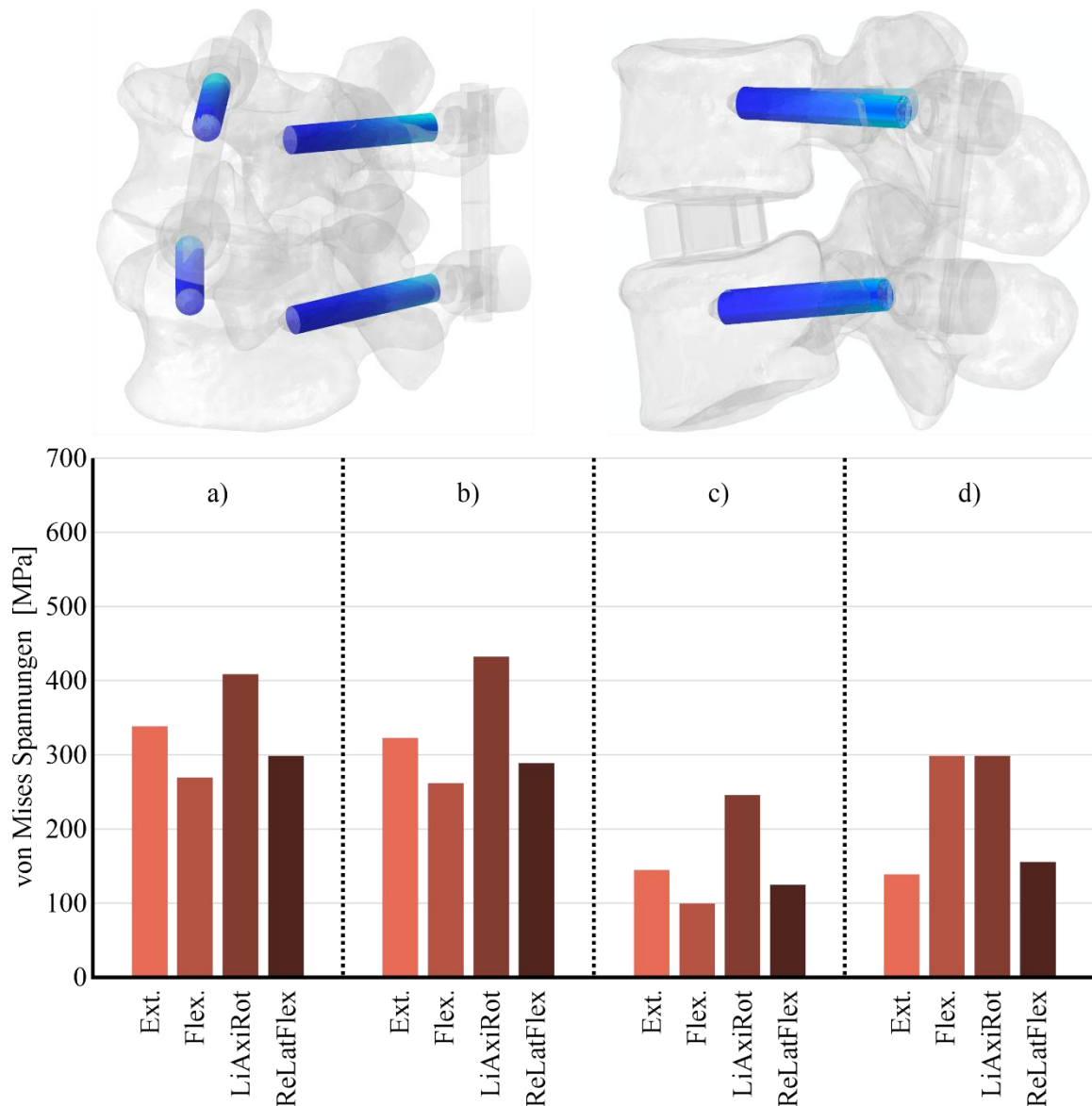
**Abbildung 4.14:** Modell der posterioren Instrumentierung mit Abmessungen  
 a) Seitenansicht einer Seite des Schraube-Stab-Systems mit Abmessungen  
 b) Übersichtsdarstellung des Schraube-Stab-Systems

In der nachfolgenden Untersuchung werden, wie bereits zuvor, die Einflüsse des ALIF-, PLIF- und TLIF-Verfahrens analysiert und vergleichend gegenübergestellt. Der Schwerpunkt der Analyse liegt auf dem Einfluss der jeweiligen Implantationstechniken auf die Beanspruchungen im Kontaktbereich zwischen Schraube und Knochen. Darüber hinaus werden die Beanspruchungen der Stäbe und Schrauben selbst betrachtet. Abschließend wird der Einfluss untersucht, der auf Grund verschiedener Positionen der Schrauben im Wirbel hervorgerufen werden kann.

Um die langfristige Stabilität der Verbindung zwischen den Pedikelschrauben und dem umgebenden Wirbelknochen zu gewährleisten, muss die Knochenstruktur gemäß dem Wolff'schen Gesetz Anpassungen erfahren. Dieses Gesetz besagt, dass äußere mechanische Belastungen das Knochenwachstum stimulieren, wodurch die Verstärkung der Knochenmasse entlang der Belastungslinien hervorgerufen wird. In diesen Bereichen auftretenden Kräften kann der Knochen dadurch besser widerstehen. Eine reduzierte mechanische Belastung hingegen führt zu einer Resorption und einer darauffolgenden Abnahme der Knochendichte [SBB21]. Der Abbau der Knochensubstanz wird begünstigt durch den sogenannten Stress-Shielding-Effekt. Dieser Effekt entsteht auf Grund des Steifigkeitsunterschieds zwischen Schraube und Knochen, was zu einer verminderten Übertragung mechanischer Beanspruchungen auf den Knochen führt. Im Gegensatz dazu kann eine Überbeanspruchung, etwa durch unzureichende anteriore Lastaufnahme des Implantats, Mikrofrakturen im Knochen hervorrufen, die ebenfalls eine Lockerung der Schrauben zur Folge haben [GVR+15]. Die Finite-Elemente-Methode ermöglicht eine detaillierte Analyse der mechanischen Beanspruchungen sowohl im Knochen als auch in der Pedikelschraube und liefert somit wichtige Erkenntnisse über die mechanischen Eigenschaften sowie das Verhalten dieser Verbindung. Die erzielten Ergebnisse können die präoperative ärztliche Beurteilung der Verbindungsqualität unterstützen. Mit diesem Bestreben werden im Folgenden die Beanspruchungen der Schrauben, der Stäbe und des Knochens analysiert und

gegenübergestellt. Zu Beginn einer Untersuchung werden die dort betrachteten Elemente des Schraube-Stab-Systems beispielhaft im oberen Teil der Abbildung 4.15 mit einem typischen Spannungsverlauf dargestellt.

Abbildung 4.15 stellt die *von Mises* Spannung der Schrauben dar, die diese durch die Belastung der vier Hauptbewegungsrichtungen bei einem Moment von 10 Nm erfahren. Betrachtet werden das ALIF-, PLIF- und TLIF-Verfahren. Zusätzlich wird die lumbosakrale Wirbelsäule, die mittels ALIF-Verfahren instrumentiert wird, untersucht, wobei der volle Bewegungsumfang der gesunden Lendenwirbelsäule berücksichtigt wird.



**Abbildung 4.15:** Maximale *von Mises*-Spannung der Schrauben bei unterschiedlichen Implantationsverfahren  
a) Schraubenbeanspruchungen im ALIF-Verfahren  
b) Schraubenbeanspruchungen im ALIF-Verfahren voller Bew.-umfang  
c) Schraubenbeanspruchungen im PLIF-Verfahren  
d) Schraubenbeanspruchungen im TLIF-Verfahren

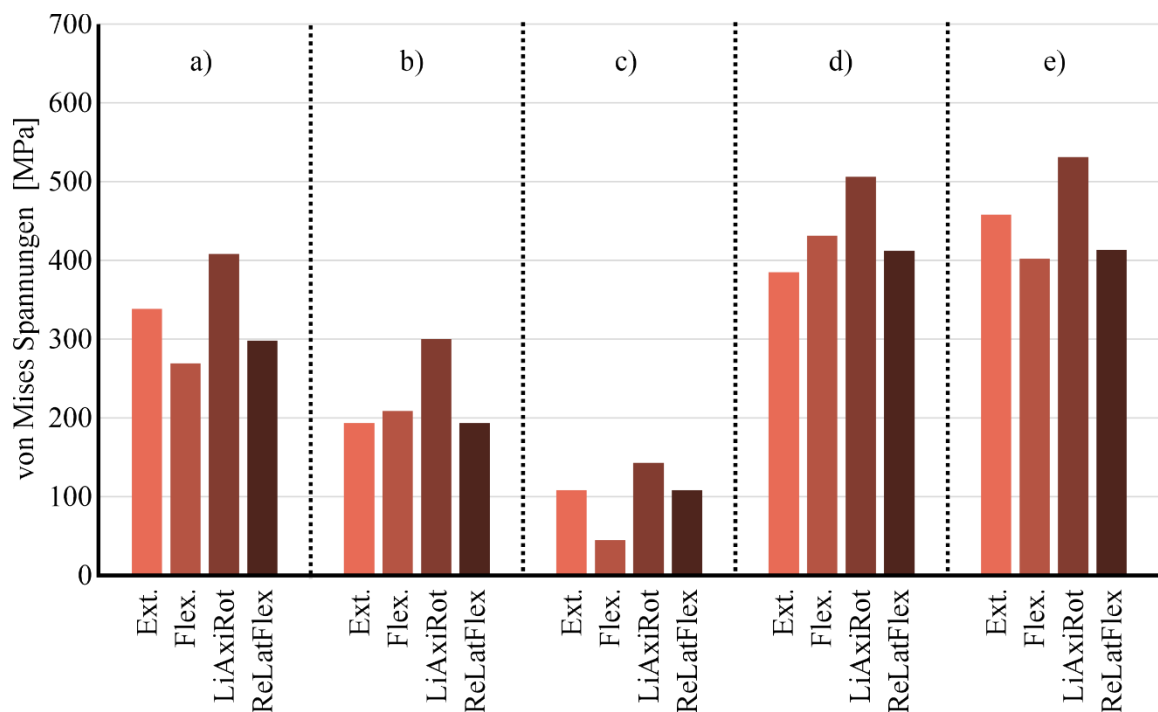
Die Analyseergebnisse, die in Abbildung 4.15 dargestellt sind, deuten auf erhebliche Unterschiede der Schraubenbeanspruchungen zwischen den verschiedenen Implantationsverfahren hin. Die initiale Spannungsanalyse der einzelnen Operationsverfahren auf der Basis von *von Mises*-Spannungen zeigt, dass das ALIF-Verfahren mit bis zu 338 MPa den höchsten Wert dieser Untersuchung aufweist. Im Vergleich dazu erreichen die maximalen Beanspruchungen im PLIF-Verfahren 245 MPa und bei Betrachtung des PLIF-Verfahrens lediglich 298 MPa. Beim Erreichen des Bewegungsumfanges einer gesunden LSWS beim ALIF-Verfahren steigen die *von Mises*-Spannungen bei Betrachtung der linken axialen Rotation auf 432 MPa und bildet somit die höchste Beanspruchung der vier Hauptbewegungen. Um den Bewegungsumfang einer gesunden lumbosakralen Lendenwirbelsäule zu erreichen, werden bei der zuvor beschriebenen Instrumentierung 36,7 Nm für die Flexion, 19,7 Nm für die linke axiale Rotation und 38,4 Nm für die rechte laterale Flexion benötigt. Die Simulation der Extensionsbewegung bricht vorzeitig bei 5,4 Nm ab, sodass die hierfür resultierenden Spannungswerte nur eingeschränkt vergleichbar sind, sie werden dennoch der Vollständigkeit halber aufgeführt. Im Gegensatz zu den übrigen Implantationsverfahren wird die numerische Nachbildung des vollständigen Bewegungsumfanges verschiebungsgesteuert simuliert. Für das ALIF-Verfahren folgt die Beanspruchung während der linken axialen Rotation mit einem maximalen Wert von 323 MPa, während beim PLIF-Verfahren die Extensionsbewegung mit einer *von Mises*-Spannung von 144 MPa folgt. Bei Betrachtung des TLIF-Verfahrens folgt die Flexion mit einer *von Mises*-Spannung von 298 MPa. Für alle Verfahren folgen an dritter Stelle die Beanspruchungen der rechten lateralen Flexion mit Werten von 298 MPa, 288 MPa, 124 MPa und 155 MPa für das ALIF-Verfahren, das ALIF-Verfahren mit vollem Bewegungsumfang sowie das PLIF-, und TLIF-Verfahren. Die Beanspruchungen der Flexionsbewegung besitzen bei beiden betrachteten ALIF-Verfahren und dem PLIF-Verfahren mit Werten von 269 MPa, 261 MPa und 99 MPa die geringste Höhe. Wohingegen die *von Mises*-Spannungen für die Extension beim TLIF-Verfahren mit 138 MPa die geringste Höhe aufweisen. Die geringeren Beanspruchungen bei einem Bewegungsumfang der gesunden lumbosakralen Wirbelsäule deuten auf eine Umlagerung der Kräfte vom Schraube-Stab-System auf die Zwischenwirbelscheiben hin. Aufgrund ihres nichtlinearen mechanischen Verhaltens weisen die Zwischenwirbelscheiben bei zunehmendem Bewegungsumfang eine höhere Kraftaufnahme auf, wodurch die Beanspruchungen im Schraube-Stab-System reduziert werden. Dieses Verhalten ist auf die im Nachfolgenden beschriebenen Teile des Schraube-Stab-Systems übertragbar.

Für diese initiale Beanspruchungsanalyse wird deutlich, dass zwischen den betrachteten Implantationsverfahren potenziell relevante Unterschiede bestehen. Zudem kann gezeigt werden, dass unabhängig vom gewählten Implantationsverfahren die höchsten Beanspruchungen der Pedikelschrauben während der linken axialen Rotation auftreten und diese dadurch den kritischsten Lastfall bei dieser Betrachtung darstellt.

Im Nachfolgenden wird aufbauend auf der zuvor beschriebenen Analyse stellvertretend für das PLIF- und das TLIF-Verfahren der Einfluss verschiedener Implantatpositionen beim ALIF-Verfahren untersucht. Dazu werden die in Abbildung 4.6 dargestellten Implantatpositionen herangezogen. Ähnlich wie die unterschiedlichen Implantattypen beeinflussen auch

unterschiedliche Implantatpositionen die lokale Beanspruchungssituation, wodurch signifikante Unterschiede bei den Beanspruchungen der Pedikelschrauben folgen. Die Ergebnisse dieser Untersuchung sind in Abbildung 4.16 dargestellt und zeigen die maximalen Spannungen nach *von Mises* bei den Pedikelschrauben während der vier Hauptbewegungsrichtungen bezogen auf die jeweilige Implantatposition.

Die zuvor erhaltene Erkenntnis, dass die linke axiale Rotation die höchsten Beanspruchungen der Pedikelschrauben hervorruft, wird durch diese Analyse bestätigt. Unabhängig von der Implantatposition werden während der linken axialen Rotation die höchsten Spannungen nach *von Mises* erreicht. Aus der Implantatposition *Rechts* resultiert die höchste Maximalbeanspruchung von 531 MPa. Mit einer Höhe von lediglich 143 MPa wird die geringste Maximalbeanspruchung bei der Implantatposition *Links* verzeichnet. Die Implantatpositionen *Mitte*, *Vorne* und *Hinten* weisen Maximalspannungen nach *von Mises* in Höhe von 408 MPa, 300 MPa und 506 MPa auf.



**Abbildung 4.16:** Maximale von Mises-Spannungen der Schrauben bei unterschiedlichen Implantatpositionen  
a) Schraubenbeanspruchungen bei Implantatposition *Mitte*  
b) Schraubenbeanspruchungen bei Implantatposition *Vorne*  
c) Schraubenbeanspruchungen bei Implantatposition *Links*  
d) Schraubenbeanspruchungen bei Implantatposition *Hinten*  
e) Schraubenbeanspruchungen bei Implantatposition *Rechts*

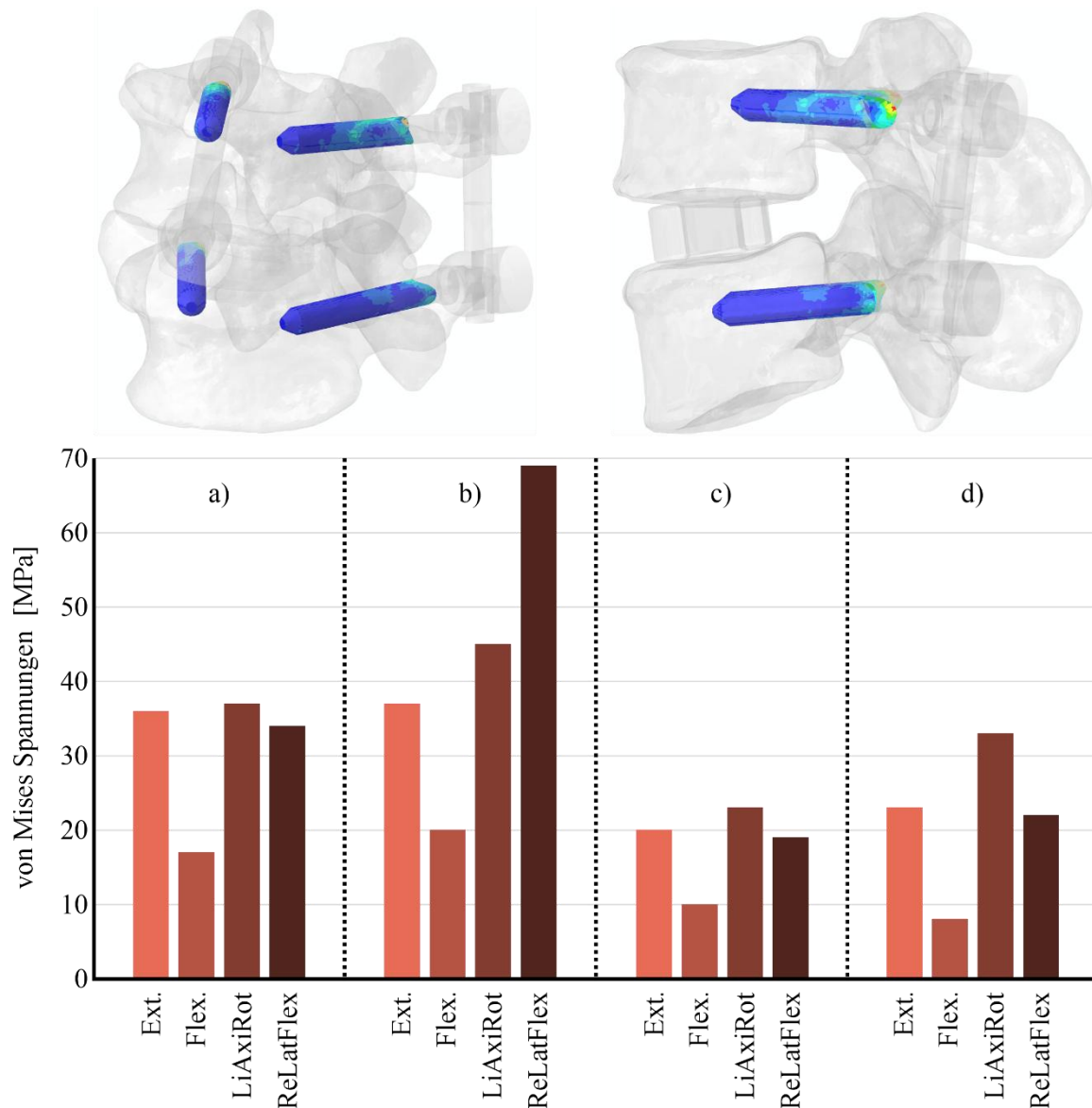
Auf die maximalen Beanspruchungen der linken axialen Rotation folgen bei den Implantatpositionen *Mitte*, *Links* und *Rechts* die Spannungen während der Extensionsbewegung mit Werten von 338 MPa, 106 MPa und 458 MPa. Die Beanspruchungen während der Flexion sind die zweithöchsten bei den Implantatpositionen *Vorne* und *Hinten* mit Spannungswerten nach *von Mises* von 172 MPa und 385 MPa.

Werden die Ergebnisse dieser Untersuchung denen der vorherigen gegenübergestellt, wird deutlich, dass die Positionierung des Implantats im Wirbelzwischenraum einen stärkeren Einfluss auf die resultierende Beanspruchung der Pedikelschrauben besitzt als der gewählte Implantattyp. Der größte ermittelte maximale Spannungswert beträgt  $531\text{ MPa}$  bei der Implantatposition *Rechts*. Dem gegenüber steht der maximale Spannungswert mit einer Höhe von lediglich  $143\text{ MPa}$ , der für die Implantatposition *Links* ermittelt wird. Dementsprechend findet eine Steigerung der maximalen *von Mises* Spannungen in Abhängigkeit von der Implantatposition von  $271,3\%$  statt was einer zusätzlichen *von Mises* Spannung von  $388\text{ MPa}$  entspricht. Bei ausschließlicher Berücksichtigung des Implantattyps würde die Wahl für den Einsatz beim Patienten auf Grund des Spannungsniveaus von maximal  $245\text{ MPa}$  auf das PLIF-Verfahren und das dazugehörige Implantat fallen. Die untersuchten Implantatpositionen des ALIF-Implantats weisen für die Implantatposition *Links* lediglich eine maximale *von Mises* Spannung von  $143\text{ MPa}$  auf. Mit dieser Erkenntnis würde bei reiner Berücksichtigung der Pedikelschraubenbeanspruchung das ALIF-Verfahren für den operativen Einsatz gewählt werden. Um eine qualitativ hochwertige Aussage über das Beanspruchungsverhalten des Schraube-Stab-Systems treffen zu können, ist es von hoher Relevanz eine möglichst ganzheitliche Betrachtung der einzelnen Elemente und der sich darauf auswirkenden Einflussfaktoren zu tätigen.

Im Hinblick auf den Stress-Shielding-Effekt wird die Beanspruchung der knöchernen Strukturen im unmittelbaren Umfeld der Pedikelschrauben analysiert. Trotz des Steifigkeitsunterschieds zwischen Implantat und Knochen kann bei einer fortbestehenden Übertragung der Beanspruchungen auf die knöcherne Struktur gefolgert werden, dass der Knochen Wachstumsanreize erhält und das Risiko einer Schraubenlockerung durch Stress-Shielding verringert wird.

Die Kontaktfläche zur Pedikelschraube wird zur Analyse der *von Mises*-Spannungen herangezogen. Die Ergebnisse für die Bohrungen in den Wirbelkörpern werden, wie zuvor, in den kranial und kaudal befindlichen Wirbel unterteilt. Abbildung 4.17 fasst grafisch die Ergebnisse der Auswertung zusammen. Bei deutlich niedrigerem Spannungsniveau als bei den zuvor untersuchten Schrauben ist dennoch vergleichbares Verhalten festzustellen. Für das ALIF-, PLIF- und TLIF-Verfahren resultiert, dass durch die Bewegungsrichtung der linken axialen Rotation die höchsten *von Mises* Beanspruchungen erreicht werden. Die *von Mises* Spannungswerte, die während der rechten lateralen Flexion im Knochen erreicht werden, übersteigen diejenigen der linken axialen Rotation bei Betrachtung des vollen Bewegungsumfangs beim ALIF-Verfahren. Wie bereits die numerische Bestimmung der Spannungen innerhalb der Schraube zeigt, ist der maximale *von Mises* Wert mit  $37\text{ MPa}$  beim ALIF-Verfahren zu verorten. Mit einer ermittelten Höhe von  $33\text{ MPa}$  folgt die maximale Spannung im TLIF-Verfahren und abschließend mit lediglich  $23\text{ MPa}$  das PLIF-Verfahren. Die zweit- und dritthöchsten Beanspruchungen treten, analog zu den Beobachtungen bei den Pedikelschrauben, bei der Extensionsbewegung der rechten lateralen Flexion auf. Die in Folge der Flexionsbewegung auftretenden Spannungen nach *von Mises* sind hingegen signifikant geringer als die übrigen erfassten Spannungswerte und stellen somit bei den untersuchten Implantationsverfahren die niedrigsten Beanspruchungen dar.

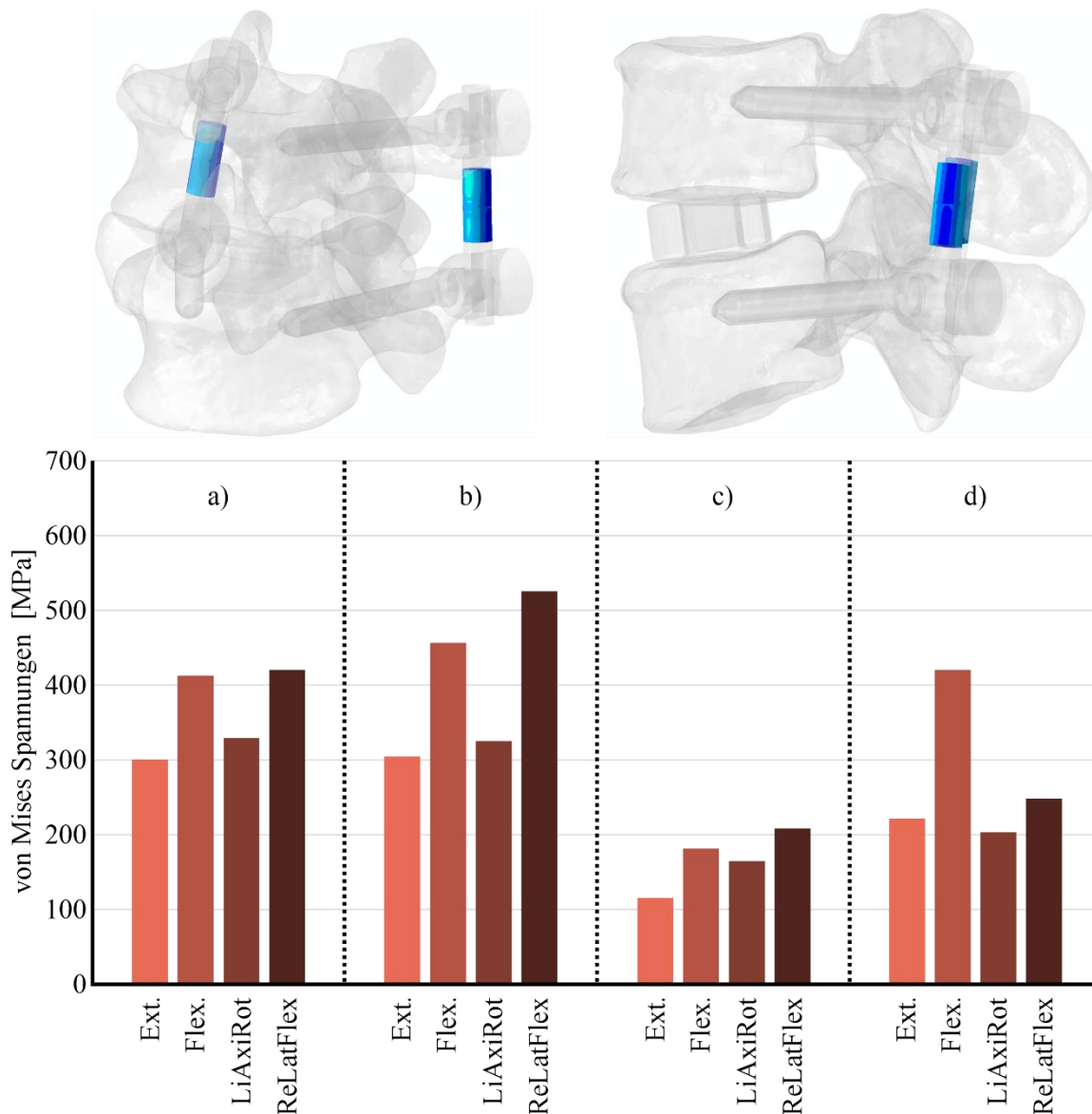
Die ermittelten *von Mises*-Spannungen des Knochens, der die Pedikelschraube umgibt, ergeben, dass die Beanspruchungen der Schrauben erfolgreich auf die Wirbel übertragen werden. Auf Grundlage dieser Erkenntnis ist abzuleiten, dass für die simulativ untersuchten Wirbelsäulensegmente ein minimiertes Risiko einer Schraubenlockerung durch Stress-Shielding besteht. Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass zahlreiche weitere Faktoren dennoch eine Lockerung der Schrauben hervorrufen können.



**Abbildung 4.17:** Maximale von Mises-Spannungen bei den Bohrungen in den Wirbeln  
a) Bohrungsbeanspruchung beim ALIF-Verfahren  
b) Bohrungsbeanspruchung beim ALIF-Verfahren voller Bew.-umfang  
c) Bohrungsbeanspruchung beim PLIF-Verfahren  
d) Bohrungsbeanspruchung beim TLIF-Verfahren

Die Analyse der Beanspruchungen in den Pedikelschrauben sowie deren Kontaktflächen im Wirbel ergibt, dass nicht nur das verwendete Implantat und das zugehörige Implantationsverfahren einen signifikanten Einfluss auf die resultierenden Spannungen haben, sondern auch die individuellen Positionen eines Implantattyps im Wirbelzwischenraum. Der

Stab, der zwischen den kaudalen und den kranialen Pedikelschrauben gespannt ist, fungiert als Verbindungselement des Schraube-Stab-Systems. Durch die Fixierung der Schrauben am Stab wird der Abstand der zu fusionierenden Wirbel konstant gehalten und Relativbewegungen zwischen den Wirbeln werden nahezu vollständig eingeschränkt.

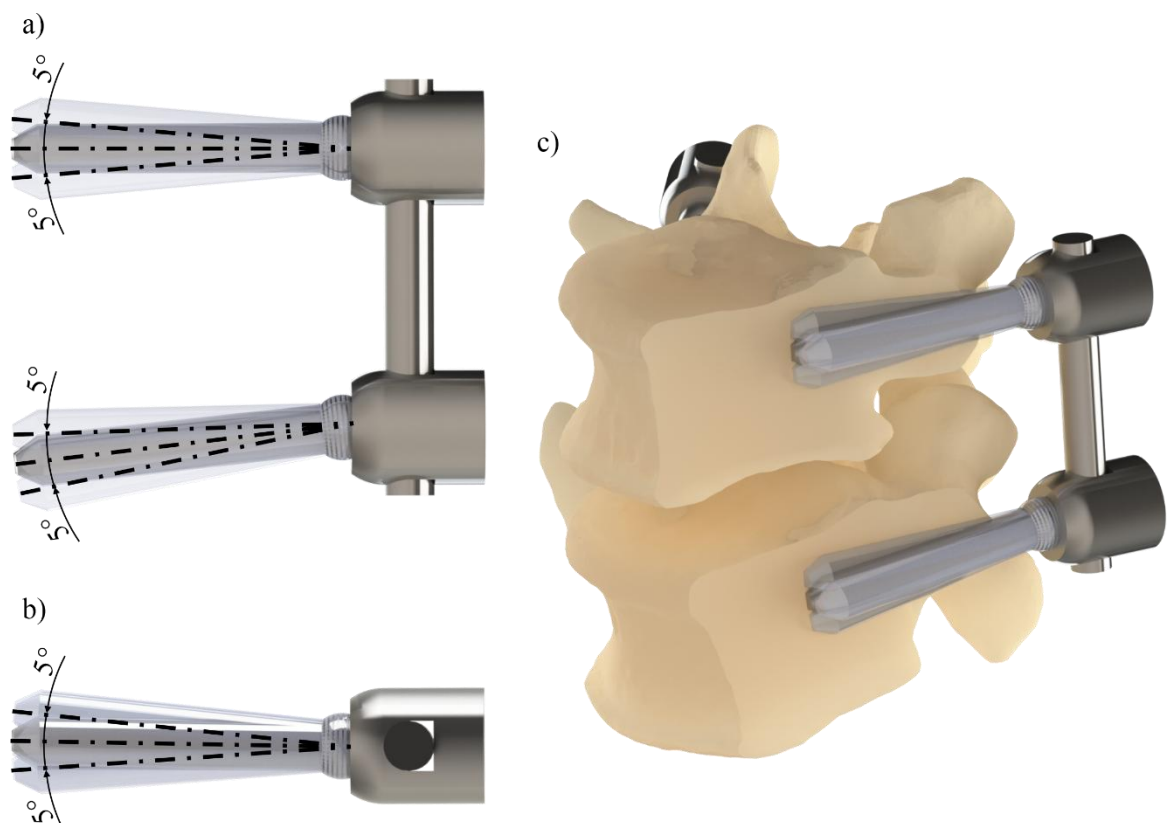


**Abbildung 4.18:** Maximale von Mises-Spannungen der Pedikelstäbe  
a) Bohrungsbeanspruchung beim ALIF-Verfahren  
b) Bohrungsbeanspruchung beim ALIF-Verfahren voller Bew.-umfang  
c) Bohrungsbeanspruchung beim PLIF-Verfahren  
d) Bohrungsbeanspruchung beim TLIF-Verfahren

Der Stab sorgt also für strukturelle Integrität und unterstützt den Heilungsprozess, indem er ungewollte mechanische Beanspruchungen des Fusionsbereichs minimiert. Bei Betrachtung der Beanspruchungen entlang der Sagittalebene dominieren bei den Schrauben die Beanspruchungen durch Extension, während bei den Stäben die Flexion zusammen mit der rechten lateralen Flexion vorwiegend im Vordergrund steht. Anhand der Spannungswerte ist

der vorangegangene Trend bezogen auf das Implantationsverfahren zu erkennen, wie Abbildung 4.18 zu entnehmen ist.

Im Gegensatz zu den Erkenntnissen aus den vorherigen Untersuchungen weisen die Flexion und die rechte laterale Flexion einen deutlich höheren Einfluss auf die Beanspruchungen der Stäbe auf als die Belastungen durch Extension oder linker axialer Rotation. Es gilt zu beachten, dass die Simulation der Extensionsbewegung vorzeitig abgebrochen ist und somit nur eingeschränkt vergleichbar ist mit den übrigen Werten. Mit  $420\text{ MPa}$  werden bei der rechten lateralen Flexion beim ALIF-Verfahren und mit ebenfalls  $420\text{ MPa}$  bei der Flexion beim TLIF-Verfahren die höchsten Spannungswerte nach *von Mises* erreicht. Darauf folgen die Beanspruchungen während der rechten lateralen Flexion beim PLIF-Verfahren mit lediglich  $208\text{ MPa}$ . Wie bei den vorherigen Untersuchungen bereits zu beobachten ist, weisen die Beanspruchungen einer mit dem ALIF-Verfahren instrumentierten LSWS die höchsten Spannungswerte nach *von Mises* auf. Bei der Betrachtung einer mit dem ALIF-Verfahren instrumentierten lumbosakralen Wirbelsäule, die den vollständigen Bewegungsumfang erreicht, steigen die Beanspruchungen bei den vollständig abgeschlossenen Simulationen zusätzlich. Die linke axiale Rotation bildet die Ausnahme und weist in diesem Fall eine Reduktion auf.

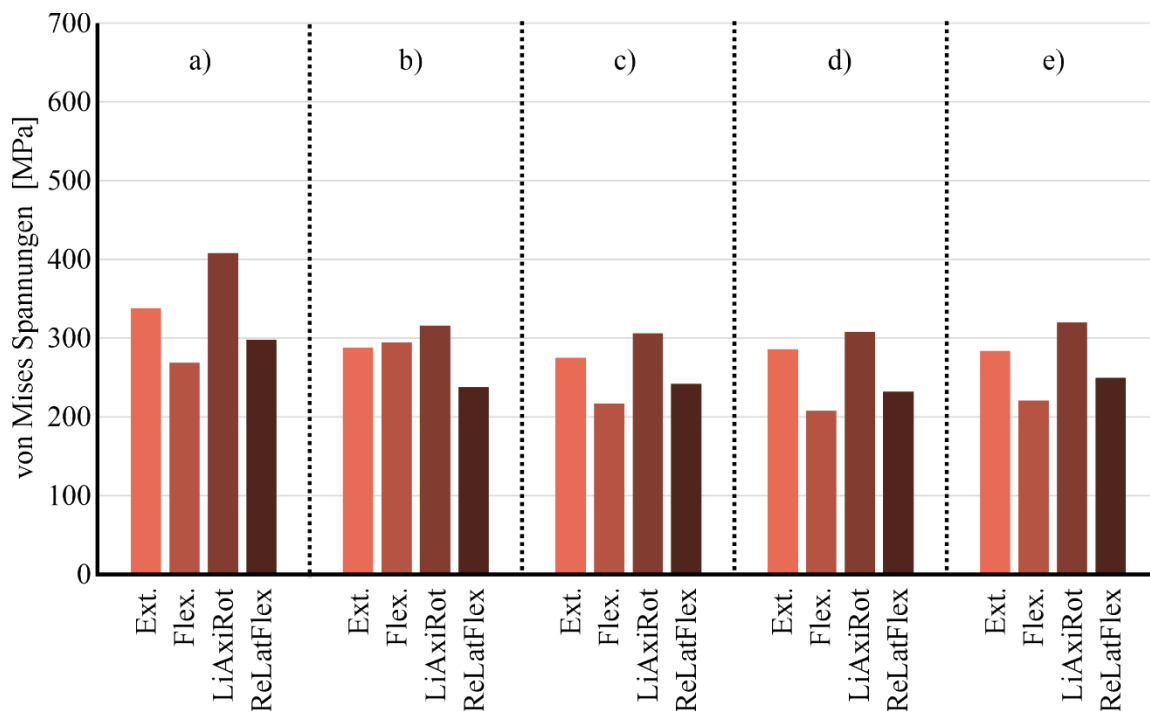


**Abbildung 4.19:** Ausrichtungen der Pedikelschrauben im Wirbelkörper  
a) Ansicht der Sagittalebene des Fusionsbereichs  
b) Ansicht der Transversalebene des Fusionsbereichs  
c) Ansicht der Pedikelschrauben in den Wirbeln

Im Anschluss an die zuvor analysierten Einflüsse auf das Schraube-Stab-System stellt die Positionierung der Pedikelschrauben (Abbildung 4.19) während des operativen Eingriffs eine

weitere Variable dar, welche die resultierenden Beanspruchungen maßgeblich beeinflussen kann. Faktoren, die eine exakte Positionierung erschweren, sind die variierenden Abmessungen der Pedikel in Abhängigkeit zur betrachteten Ebene der lumbosakralen Wirbelsäule.

Die Größe der Pedikel nimmt vom Wirbel L1 bis zum Wirbel L5 zu. Weiter ändert sich die winkelige Ausrichtung der Pedikel von Ebene zu Ebene. Die Knochenmorphologie kann bereits innerhalb der Wirbelsäule stark variieren und patientenübergreifend individuell ausgeprägt sein, was eine patientenspezifische Planung und Anpassung chirurgischer Eingriffe, wie die Platzierung von Pedikelschrauben, erforderlich macht. Weitere Faktoren, die es zu beachten gilt, sind der degenerative Zustand der knöchernen Strukturen oder mögliche Deformitäten der Wirbel. Auf Grund der zuvor beschriebenen Kriterien ist die Fehlplatzierung der Pedikelschrauben eine relativ häufig auftretende Komplikation [KVF+10].



**Abbildung 4.20:** Maximale von Mises-Spannungen der Pedikelschrauben durch die Hauptbewegungen einer mit dem ALIF-Verfahren instrumentierten LSWS

- a) Beanspruchungen der Variante *PDKL V1*
- b) Beanspruchungen der Variante *PDKL V2*
- c) Beanspruchungen der Variante *PDKL V3*
- d) Beanspruchungen der Variante *PDKL V4*
- e) Beanspruchungen der Variante *PDKL V5*

Um das Ausmaß des Einflusses zu quantifizieren, wird die in den vorangegangenen Untersuchungen verwendete Position der Pedikelschrauben als Referenzstellung herangezogen und im weiteren als Variante *PDKL V1* bezeichnet. Abbildung 4.19 veranschaulicht grafisch die unterschiedlichen Positionen der Pedikelschrauben, die in den nachfolgenden Untersuchungsergebnissen berücksichtigt werden. Zur verbesserten Übersicht wird in Abbildung 4.19 a) und b) lediglich eine Seite des Schraube-Stab-Systems dargestellt. Die Ausrichtung der Schrauben wird, zusätzlich zur Referenzstellung, in vier weiteren Positionen analysiert. Dabei erfolgt eine Änderung des Winkels der Schrauben um jeweils  $5^\circ$  in kranialer,

kaudaler, medialer und lateraler Richtung. Unter Betrachtung der Sagittal- sowie der Transversalebene des Schraube-Stab-Systems (Abbildung 4.19a) und b)) sind die vorgenommenen Variationen der Ausrichtung der Pedikelschrauben dargestellt. Abbildung 4.19 c) demonstriert die Implantatposition in den Wirbeln durch eine Schnittansicht des Wirbelsäulensegments.

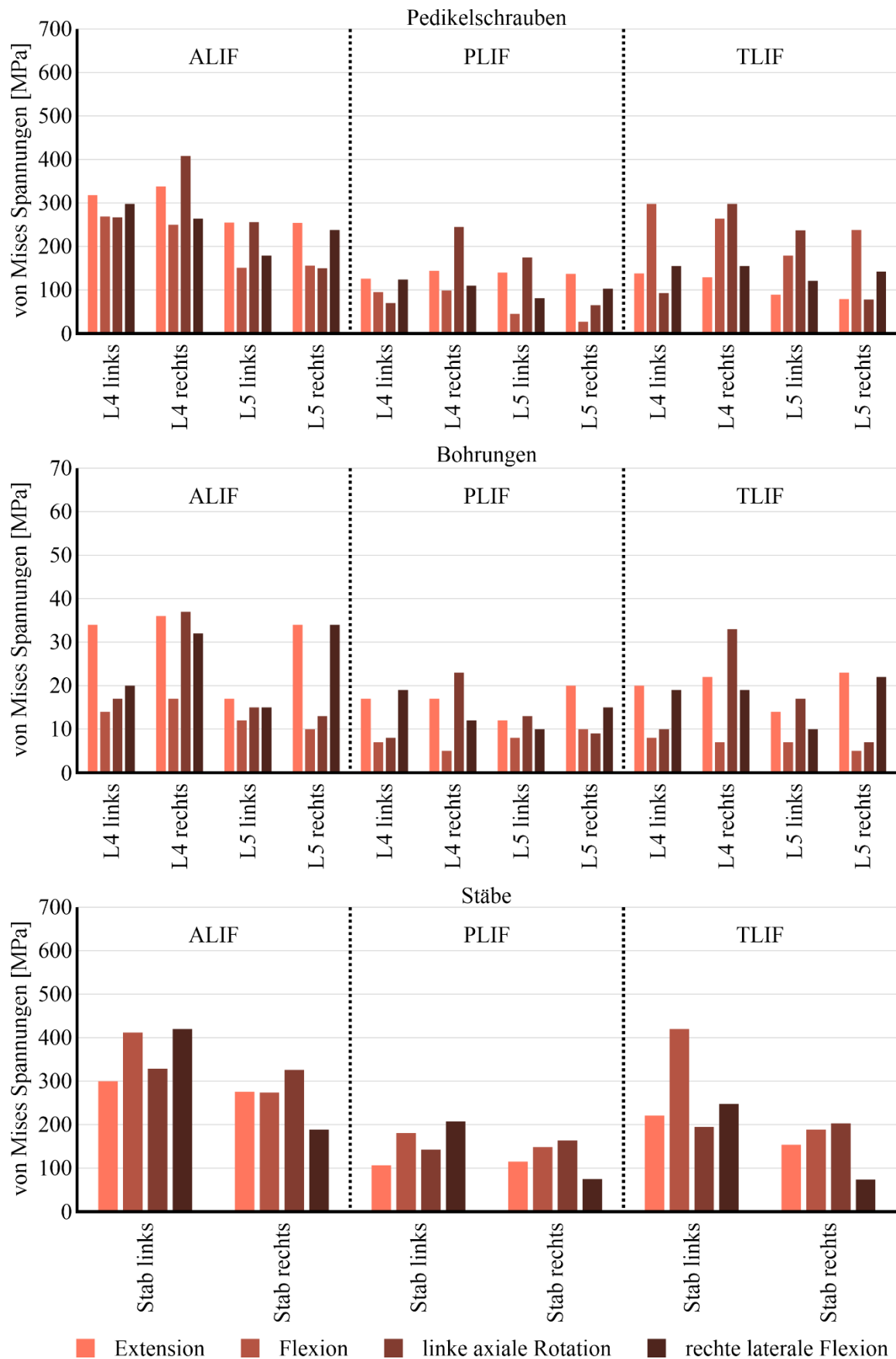
In der Variation Variante *PDKL V2* sind die Pedikelschrauben des Wirbels L4 um  $5^\circ$  in kaudaler Richtung abgesenkt und die Pedikelschrauben des Wirbels L5 sind im identischen Winkel in kranialer Richtung angehoben. Die Variante *PDKL V3* ist gegensätzlich zur zuvor beschriebenen Variante aufgebaut. Um  $5^\circ$  sind Pedikelschrauben, der Variante *PDKL V4*, in den Wirbel L4 und L5 in Richtung medial aufeinander zulaufend ausgerichtet. Variante *PDKL V5* ist zur vorherigen Variante gegensätzlich aufgebaut, sodass die Pedikelschrauben  $5^\circ$  in Richtung lateral zeigen. Entgegen der Erwartung, dass die Positionierung der Pedikelschrauben, wie die Position des Implantats, einen erheblichen Einfluss auf die Beanspruchungen besitzt, ergeben die Ergebnisse der numerischen Betrachtung lediglich marginale Unterschiede, wie in Abbildung 4.20 dargestellt. Wie zuvor entsteht auf Grund der linken axialen Rotation in der Variante *PDKL V1*, mit einer *von Mises* Spannung von 408 MPa, die höchste Beanspruchung der Pedikelschrauben. In derselben Variante sind die zweithöchsten Spannungen nach *von Mises* während der Extensionsbewegung vorzufinden.

Für die Varianten *PDKL V2* bis *PDKL V5* erzeugt ebenfalls die linke axiale Rotation die maximalen Beanspruchungen mit Spannungswerten zwischen 306 MPa (*PDKL V3*) und 320 MPa (*PDKL V5*). Die untersuchten Positionierungen der Pedikelschrauben weisen für die Varianten *PDKL V2* bis *PDKL V5* lediglich geringe und zu vernachlässigende Unterschiede bei der resultierenden Spannungshöhe auf. Ausschließlich die Referenzvariante *PDKL V1* (408 MPa) besitzt eine um 27,5 % als das nächsthöhere Spannungsmaximum, welches der untersuchten Variante *PDKL V5* (320 MPa) zuzuschreiben ist. Das Ergebnis dieser Untersuchung lässt darauf schließen, dass die Positionierung der Pedikelschrauben einen Einfluss auf die entstehenden Spannungen besitzt, der innerhalb dieser Untersuchung nur einmalig eine relevante Höhe aufweist. In der vorwiegenden Anzahl der Fälle zeigen die gegenüber der ursprünglichen Ausrichtung winkelfersetzt eingebrachten Schrauben, geringere Spannungen und weisen folglich keine nachteiligen Auswirkungen auf.

Die in Kapitel 3.5 beschriebene Position und Ausrichtung der knöchernen Strukturen der lumbosakralen Wirbelsäule weisen anders als Modelle aus der Literatur [DZS+14] eine Asymmetrie entlang der Sagittalebene auf. Bei symmetrisierten FE-Modellen sind beispielsweise während der Flexion sowie der Extension gleichmäßige Beanspruchungen auf der linken und der rechten Seite der Elemente des Schraube-Stab-Systems zu erwarten. Zudem sollte das verwendete Instrumentationsverfahren lediglich einen Einfluss auf die Höhe der resultierenden Spannungen nach *von Mises* besitzen. Die in Abbildung 3.16 dargestellte lumbosakrale Wirbelsäule weist eine linksseitige Neigung sowie eine zusätzliche linksseitige Rotation um die Longitudinalachse auf. Auf Grund dieser geometrischen Asymmetrie entstehen während der Bewegungen innerhalb der vier Hauptbewegungsrichtungen ungleichmäßige Belastungen der Elemente des Schraube-Stab-Systems die wiederum zu unterschiedlich hohen, nicht symmetrischen Beanspruchungen führen. Beispielhaft werden die Beanspruchungen des

Schraube-Stab-Systems während der vier Hauptbewegungen bei der lumbosakralen Wirbelsäule betrachtet, die mittels ALIF-, PLIF- und TLIF-Verfahren instrumentiert sind.

Abbildung 4.21 fasst alle ermittelten Spannungswerte für die Elemente des Schraube-Stab-Systems zusammen. Bei allen Instrumentationsverfahren der LSWS sind die maximalen Spannungen nach *von Mises* der Pedikelschrauben ausschließlich im superioren Wirbel L4 vorzufinden. Dahingegen ist für die Extension sowie für die Flexion keine Seite zu erkennen, weder die linke noch die rechte Schraube, in der die Beanspruchungen dominanter sind als in der jeweils anderen. Bei Betrachtung der linken axialen Rotation sowie der rechten lateralen Flexion wird deutlich, dass für die betrachteten Instrumentierungen, die der Bewegungsrichtung abgewandte Schraube die höhere Beanspruchung erfährt.



**Abbildung 4.21:** Maximale von Mises-Spannungen der Komponenten des Schraube-Stab-Systems bei unterschiedlich instrumentierten lumbosakralen Wirbelsäulen

Bei Betrachtung der resultierenden *von Mises* Spannungen in den Bohrungen der Wirbel ist die Verteilung der Maxima weniger deutlich als bei den Pedikelschrauben aufgeteilt. Mit insgesamt sieben maximalen Spannungswerten bei verschiedenen Bewegungstypen im superioren Wirbel L4 ist hier die Häufigkeit am höchsten. Fünf der maximalen Spannungswerte treten im inferioren Wirbel L5 auf. Werden die Spannungsmaxima während der vier Hauptbewegungen betrachtet, ist für die drei Instrumentierungen der LSWS kein Trend in Bezug weder auf eine Seite noch auf einen Wirbel zu erkennen. Lediglich während der linken axialen Rotation sind die maximalen *von Mises*-Spannungen ausschließlich in den Pedikelschrauben auf der der Bewegungsrichtung abgewandten Seite vorzufinden. Für die rechte laterale Flexion besteht keine spezifische Seite für die maximale Beanspruchung. Der linke Stab des Schraube-Stab-Systems weist während der rechten lateralen Flexion bei den drei untersuchten Instrumentierungstypen höhere Spannungen nach *von Mises* auf als der rechte Stab. Während der linken axialen Rotation ist bei der mit dem PLIF- sowie dem TLIF-Verfahren instrumentierten lumbosakralen Wirbelsäule die maximale Spannung auf der der Bewegungsrichtung abgewandten Seite.

Der linke Stab erfährt die maximale Beanspruchung bei der mit dem ALIF-Verfahren instrumentierten LSWS während der linken axialen Rotation. Der linke Stab erfährt während der Flexion für das ALIF-, PLIF- und TLIF-Verfahren die maximale Beanspruchung. Dieses Resultat ist für die Extension nicht zu beobachten. Zusammenfassend zeigen die Untersuchungen des Schraube-Stab-Systems, dass zwischen den betrachteten Implantationstechniken (ALIF, PLIF und TLIF) signifikante Unterschiede in den resultierenden mechanischen Beanspruchungen bestehen. Diese Varianz spiegelt sich auch in der umgebenden knöchernen Struktur der Wirbel wider. Bei der Analyse eines einzelnen Implantattyps kann festgestellt werden, dass die Positionierung einen wesentlichen Einfluss auf die Beanspruchungsverhältnisse hat. Zudem weisen die Ergebnisse darauf hin, dass mit dem ALIF-Verfahren tendenziell höhere Beanspruchungen in der lumbosakralen Wirbelsäule zu erwarten sind als mit dem PLIF- oder dem TLIF-Verfahren. Die Hauptbewegungsrichtungen führen zu unterschiedlich hohen Spannungen in den untersuchten Strukturen. Im Gegensatz dazu haben die analysierten Ausrichtungen der Pedikelschrauben kaum Einfluss auf die resultierenden Beanspruchungen. Abschließend legen die Ergebnisse nahe, dass es möglich ist, für jeden Patienten eine optimale, aber auch potenziell ungünstige Kombination aus Implantattyp und -position zu bestimmen. Dies kann als wertvolle Information zur präoperativen Entscheidungsfindung im medizinischen Kontext dienen.

#### 4.2.4 Verhalten des Wirbels bei Osteoporose

Das nachfolgende Kapitel behandelt das Krankheitsbild Osteoporose mit den sich daraus ergebenden Einflüssen auf die instrumentierte lumbosakrale Wirbelsäule. Betroffen sind mit 30 - 50 % mehr Frauen als Männer, bei denen lediglich 20 - 30 % an Osteoporose erkranken und dadurch bedingt Wirbelbrüche erleben. Das Auftreten von Frakturen der Wirbel vervierfacht das Risiko einer weiteren Fraktur, die wiederum das Risiko auf das Zwölfwache steigert, weitere Frakturen zu erleiden [BA08]. Die steigende durchschnittliche Lebenserwartung in Verbindung mit fortschrittlichen Operationstechniken führt zu einer

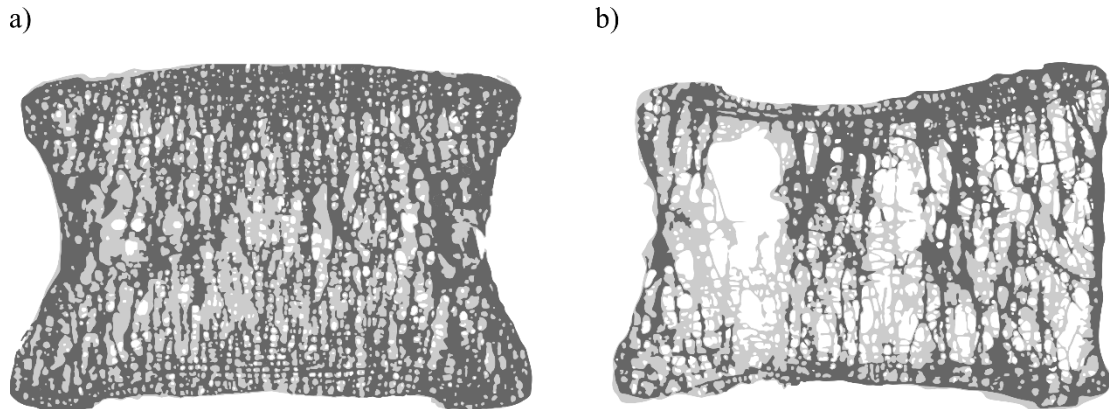
steigenden Zahl von Wirbelsäuleneingriffen im höheren Lebensalter. Bedingt dadurch, dass Patienten zunehmend ein geringes Verständnis für ihre körperlichen Einschränkungen oder Deformitäten aufweisen und darauf abzielen, ihre Aktivitäten und Unabhängigkeit im Anschluss an einen operativen Eingriff beizubehalten, resultiert eine weitere Steigerung der notwendigen Eingriffe [BJ13].

Bereits in einem Alter von 16 bis 25 Jahren wird die maximale Knochendichte erreicht. Mit zunehmendem Alter erfahren Knochen eine kontinuierliche Reduktion ihrer Dichte. Hervorgerufen wird dieses Phänomen durch ein Ungleichgewicht zwischen den Prozessen des Knochenaufbaus und des Knochenabbaus, wobei der Abbau zunehmend dominanter wird. Der gesunde spongiöse Knochen der Wirbel besteht aus einem Geflecht horizontal sowie vertikal angeordneter knöcherner Bälkchen, die optimal auf die Widerstandsfähigkeit gegenüber Druckbelastungen formiert sind [AGS05]. Osteoporose führt nicht nur zu einer Reduktion der Knochendichte, sondern beeinträchtigt zudem die mikrostrukturelle Architektur sowie die mechanischen Eigenschaften des gesamten Knochens. Unterschieden wird zwischen Osteoporose Typ 1 und Osteoporose Typ 2. Ersterer Typ ist die altersbedingte, senile Osteoporose und hat primär Einfluss auf den spongiösen Teil des Knochens. Zweiterer Typ wird durch die weibliche Menopause hervorgerufen und beeinflusst die Degeneration des spongiösen wie auch des kortikalen Knochens gleichermaßen [AGS05]. Abbildung 4.22 stellt vergleichend die Detailansicht des spongiösen Teils eines Wirbelkörpers (Abbildung 4.22 a)) der eines Wirbelkörpers mit Osteoporose (Abbildung 4.22 b)) gegenüber. Die in Graustufen dargestellten Strukturen in Abbildung 4.22 bilden qualitativ die spongiöse Struktur innerhalb des Wirbelkörpers nach. Die grafische Darstellung verdeutlicht die nicht unerhebliche Reduktion der spongiösen Struktur, die durch die Osteoporose hervorgerufen wird. Die Reduktion der spongiösen Strukturen im Wirbelkörper steigert die Wahrscheinlichkeit einer Kompressionsfraktur. Bei Patienten mit Osteoporose, die bereits eine Wirbelfraktur erlitten haben, wird eine ausgeprägtere trabekuläre Ausdünnung der spongiösen Strukturen im Wirbel beobachtet als bei Kontrollpersonen gleichen Alters ohne Frakturen. Dies resultiert in einer verminderten trabekulären Dichte, einem Verlust der Konnektivität und dem Abbau tragender trabekulärer Strukturen [LW20]. Auf Grund der Degeneration der horizontalen Bälkchen entstehen zunehmend freitragende vertikale Strukturen, die bereits bei geringfügigen Belastungen kollabieren, wodurch Kompressionsfrakturen des Wirbels entstehen. Kritische Belastungen können dadurch bereits bei alltäglichen Bewegungen, wie dem Anheben von Einkäufen, entstehen [AGS05].

Die Änderung der mechanischen Eigenschaften des Wirbels steht im Zusammenhang mit der Reduktion der Knochendichte. Bezugnehmend auf die Formel (4.1) resultiert mit Abnahme der Dichte die Verminderung des Elastizitätsmoduls, wodurch die Widerstandsfähigkeit des Wirbels gegenüber Verformungen vermindert wird. Bei einer instrumentierten Wirbelsäule steigt auf Grund dessen das Risiko einer Kompressionsfraktur hervorgerufen durch lokale Spannungsspitzen im Kontaktbereich des Implantats zum umgebenden Knochen.

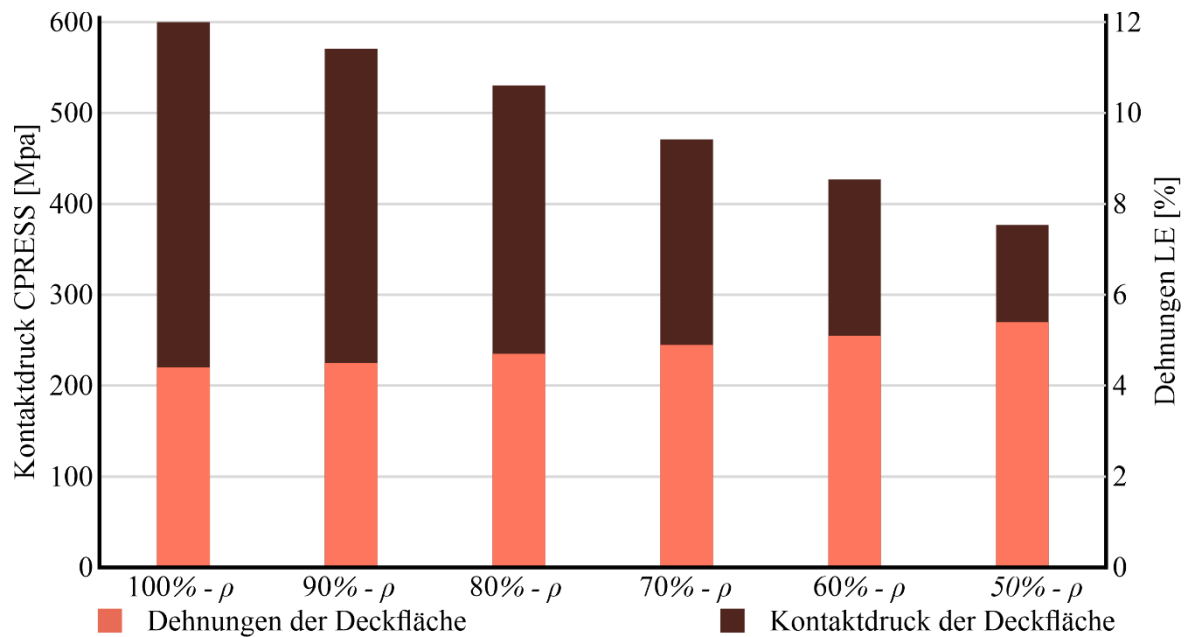
Die Verwendung eines CT-Daten basierten FE-Modells bietet die Möglichkeit der Nutzung patientenspezifischer Knochengeometrien, die Berücksichtigung der individuellen Materialverteilung und die Betrachtung komplexer Bewegungsabläufe in einer

dreidimensionalen Analyse. Die Finite-Elemente-Methode wird als eine vielversprechende Technik zur nichtinvasiven Ermittlung der Widerstandsfähigkeit osteoporotischer Knochen sowie der Vorhersage potenzieller Frakturen angesehen. Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass die Genauigkeit der Vorhersage maßgeblich von der verwendeten formelmäßigen Beziehung zwischen Knochendichte und Elastizitätsmodul sowie von der Qualität der zugrunde liegenden CT-Daten abhängt. In diesen Themenfeldern besteht weiterhin Entwicklungsbedarf, um die Präzision der Vorhersagen zu steigern [LW20].



**Abbildung 4.22:** Illustrierte Darstellung des spongiösen Aufbaus eines Wirbelkörpers im Schnitt entlang der Sagittalebene  
a) Detailansicht des gesunden Wirbelkörpers  
b) Detailansicht eines Wirbelkörpers mit Osteoporose

Der folgende Abschnitt führt die Untersuchungen aus Kapitel 4.2.1 fort. Dabei wird exklusiv das Implantat betrachtet, welches mittels ALIF-Verfahren eingesetzt wird. Die numerische Betrachtung gilt dem Einfluss voranschreitender Osteoporose auf den Kontaktbereich zwischen Implantat und betroffenem Wirbel. Auf Grund der Gegebenheit, dass Männer bis zu 30 % und Frauen bis zu 50 % ihrer ursprünglichen Knochendichte verlieren können [AGS05], wird die Knochendichte im numerischen Modell schrittweise von 100 % bis zur Hälfte des Ursprungswertes reduziert. Der Elastizitätsmodul ändert sich der Formel (4.1) entsprechend abhängig zur sich verändernden Dichte. Abbildung 4.23 stellt die Spannungen der Kontaktfläche bei den verschieden stark ausgeprägten Stufen der Osteoporose dar. Mit Reduktion des Elastizitätsmoduls sinkt die Beanspruchung innerhalb des Kontaktbereichs. Bei dieser Untersuchung ist lediglich die Belastung durch eine Kompressionskraft berücksichtigt worden.

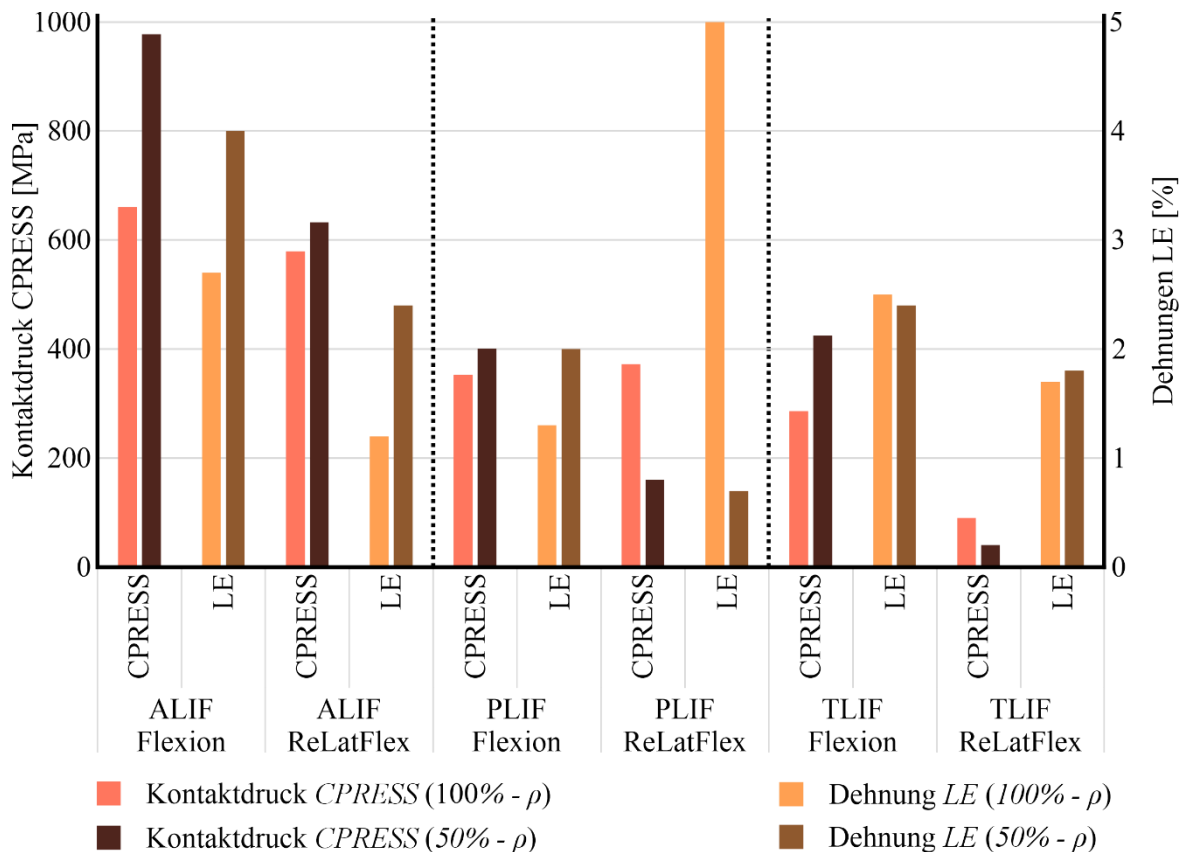


**Abbildung 4.23:** Kontakt Druck *CPRESS* und Dehnung *LE* der Wirbeldeckfläche bei verschiedenen starken Ausprägungen von Osteoporose bei reiner Kompressionsbelastung

Mit voranschreitender Osteoporose findet eine Reduktion des Kontaktdrucks an der Kontaktfläche des Implantats zum Wirbel L5 statt. Im Gegensatz dazu erfahren die Dehnungen eine Steigerung. Werden die Erkenntnisse aus Osterhoff et al. [OMS+16] berücksichtigt, dann stellt sich die Dehnung mit zunehmendem Alter als kritischer werdender Faktor für mögliche Frakturen heraus. Mit jedem Jahrzehnt erfährt die Bruchdehnung eine Reduktion von 5 – 10 % ihres ursprünglichen Wertes. Die Dehngrenze für  $R_{p0,2}$  bei Druckbeanspruchung liegt für die Kortikalis bei 0,84 % und für die Spongiosa sind Werte von 6 - 6,7 % in Tabelle 2.1 angegeben. Verglichen mit den Werten dieser Untersuchung wird die Dehngrenze der Kortikalis überschritten, weswegen eine Fraktur der Wirbeldeckfläche nicht ausgeschlossen ist.

Neben der reinen Kompressionsbelastung werden zusätzlich die Flexion und die rechtsseitige laterale Flexion betrachtet. Die Beschränkung auf diese Bewegungsrichtungen basiert auf der erhöhten Belastung der superioren Deckfläche des Wirbels L5 während dieser Bewegungen. Im Gegensatz zum Verhalten der Knochenstruktur des Wirbels bei reiner Kompressionsbelastung ist überwiegend ein abweichendes Verhalten bei Flexion und rechtsseitiger lateraler Flexion zu beobachten. Im Gegensatz zur vorherigen Untersuchung werden zusätzlich zum ALIF-Implantat eine mit dem PLIF- sowie eine mit dem TLIF-Verfahren instrumentierte lumbosakrale Wirbelsäule betrachtet. In Abbildung 4.24 wird das Verhalten der Deckfläche des Wirbels L5 dargestellt. Es werden der Kontakt Druck sowie die Dehnungen in der mit dem Implantat in Kontakt stehenden Fläche des Wirbels L5 analysiert. Zur verbesserten Übersichtlichkeit werden ausschließlich die Wirbel mit der Ausgangsdichte 100 % und derselbe Wirbel bei einer Reduktion der Knochendichte um 50 % betrachtet. Bei den drei Implantationsverfahren ist, qualitativ betrachtet, äquivalentes Verhalten aufgetreten. Mit dem Absinken der Knochendichte erfährt der Kontakt Druck, mit Ausnahme bei der rechten lateralen Flexion beim PLIF- sowie beim TLIF-Verfahren, Erhöhungen. Dieses Ergebnis steht im Gegensatz zu den Erkenntnissen bei reiner Kompression. Die Dehnungen in der Deckfläche

nehmen analog zu den in Abbildung 4.23 dargestellten Ergebnissen in den überwiegenden Fällen zu. Beispielsweise der Kontaktdruck bei der mit dem ALIF-Implantat instrumentierten Wirbelsäule erfährt während der Flexion eine Steigerung von 662 MPa auf 980 MPa bei einer Dichtereduktion um 50 %. Gleichzeitig erfahren die Dehnungen der Deckfläche eine Steigerung von 2,7 % auf 4 %, wodurch die Wahrscheinlichkeit einer verformungsinduzierten Schädigung steigt.



**Abbildung 4.24:** Kontaktdruck und Dehnung der Wirbeldeckfläche bei verschiedenen starken Ausprägungen von Osteoporose bei Flexion und rechtsseitiger lateraler Flexion

Wird die rechte laterale Flexion bei der mit dem ALIF-Verfahren instrumentierten Wirbelsäule betrachtet, ist analoges Verhalten zu dem während der Flexion zu beobachten. Die rechte laterale Flexion der mit dem PLIF-Verfahren instrumentierten LSWS weist gegensätzliches Verhalten auf, bei dem mit Reduktion der Knochendichte der Kontaktdruck sowie die Dehnungen sinken. Dahingegen ist das Verhalten der LSWS mit dem TLIF-Implantat uneindeutig. Zum einen zeigt der Kontaktdruck während der Flexion analoges Verhalten zu den Ergebnissen des ALIF-Implantats, die Dehnung weist dennoch eine Reduktion auf, während bei der rechten lateralen Flexion der Kontaktdruck sinkt und die Dehnung eine Zunahme erfährt.

Die vorangegangene Analyse verdeutlicht den Einfluss einer Osteoporoseerkrankung auf das postoperative Verhalten des instrumentierten Wirbelsäulensegments. Der fortschreitende Verlust der Knochendichte erhöht in der überwiegenden Zahl der betrachteten Fälle nachweislich das Risiko einer Kompressionsfraktur im behandelten Segment. Darüber hinaus wird der in Abschnitt 4.2.1 dargestellte Erkenntnisstand vertieft. Die lokale Belastung durch

die verschiedenen Implantate führt zu signifikanten Beanspruchungen in Form von Kontaktdruck und Dehnungen, die die zulässige Dehnungsgrenze des Wirbels überschreiten. Aus diesen Erkenntnissen resultiert das Optimierungspotential, die Kontaktbereiche der Implantate an die Geometrie der Wirbeldeckflächen anzugleichen, um eine möglichst gleichmäßige Lastübertragung zu gewährleisten und so die resultierenden Beanspruchungen im Kontaktbereich zu minimieren. Des Weiteren kann die präoperative numerische Betrachtung der betroffenen Segmente die Entscheidungsfindung des Implantationsverfahrens und der finalen Implantatposition für das Operationsergebnis positiv beeinflussen. Darüber hinaus können weitere Handlungsempfehlungen aus den Erkenntnissen abgeleitet werden, um die Behandlung zu individualisieren.

#### 4.2.5 Implantatoptimierung

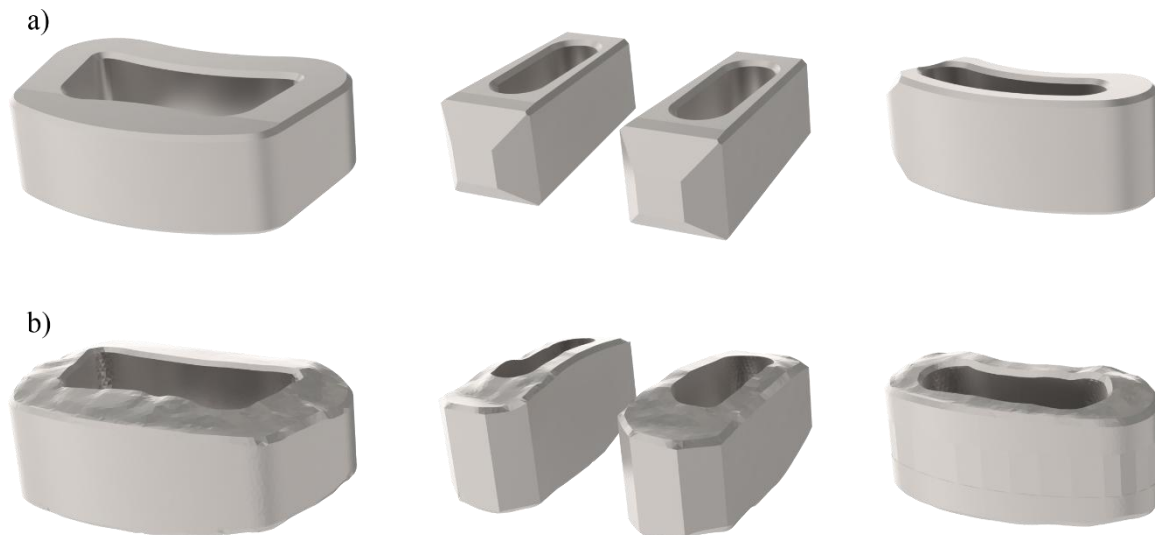
Die Untersuchungen in den Abschnitten 4.2.1 und 4.2.4 verdeutlichen die Bedeutung des Kontaktbereichs zwischen den Implantaten und den Wirbelkörpern als kritischen Faktor. Die geometrische Gestaltung der Implantate beeinflusst maßgeblich die Beanspruchung der Wirbeldeckfläche. Auf Basis dieser Erkenntnisse wird die Hypothese aufgestellt, dass eine Angleichung der Implantatgeometrie an die im Kontakt befindliche Wirbelgeometrie zu einer Homogenisierung der Beanspruchungen im Kontaktbereich beitragen kann. Die daraus resultierende Reduktion der Spannungsspitzen kann zu einer Verminderung der Beanspruchungen im Kontaktbereich führen. Um den genauen Einfluss unterschiedlicher Implantatgeometrien auf die Beanspruchungshomogenität instrumentierter Wirbelsäulensegmente zu quantifizieren, sind jedoch weitere Untersuchungen erforderlich. In Übereinstimmung mit den vorherigen Untersuchungen werden für die nachfolgende Optimierung die ALIF-, PLIF- und TLIF-Implantate betrachtet.

Als Ausgangssituationen dienen die in Abbildung 4.5 dargestellten Implantattypen. Für die Homogenisierung der Beanspruchungen in der Wirbeldeckfläche ist die Vergrößerung der mit dem Wirbel in Kontakt stehenden Fläche des Implantats maßgeblich. Für die Beanspruchung einer Fläche gilt der nachfolgende Zusammenhang (Formel (4.2))

$$\sigma = \frac{F}{A}. \quad (4.2)$$

Mit zunehmender Größe der Fläche nimmt die Beanspruchung ab und Spannungsspitzen im Bereich punktueller Kontakte werden vermieden. Der maximale Flächenkontakt kann durch die Angleichung der Implantatgeometrie an die des angrenzenden Wirbels erreicht werden. Die zu Grunde liegenden CT-Daten ermöglichen die Extraktion der knöchernen Strukturen der Wirbel. Die Qualität des resultierenden 3D-Modells steht im direkten Zusammenhang mit der Datenqualität der Computertomographiedaten. Umso geringer der gewählte Schichtabstand der Einzelaufnahmen ist, desto geringer ist der Interpolationsbedarf der Bereiche zwischen den Bildschichten. Darüber hinaus spielt die Aufnahmequalität der individuellen Bildschichten eine relevante Rolle für die Weiterverarbeitung der CT-Daten. Sind diese Rahmenbedingungen gegeben, ist es möglich, qualitativ hochwertige 3D-Modelle der knöchernen Strukturen zu generieren, die als Grundlage zur Optimierung der Implantatgeometrien dienen.

Die für die Deckflächen erforderlichen 3D-Daten werden aus dem in Kapitel 3.1 erstellten Oberflächenmodell der lumbosakralen Wirbelsäule extrahiert. Die 3D-Modelle der individuellen Geometrien werden von der superioren Deckfläche des Wirbels L5 und der inferioren Deckfläche des Wirbels L4 erstellt. Zunächst ist die finale Position der Implantate im Zwischenwirbelraum festzulegen. Zur Sicherstellung der Vergleichbarkeit mit den herkömmlichen Implantaten wird hierbei die identische Positionierung verwendet. Durch geeignete konstruktive Gestaltung werden die Kontaktflächen der Implantate so angepasst, dass sie der Geometrie der zuvor extrahierten Wirbeldeckflächen im instrumentierten Segment entsprechen. In Abbildung 4.25 werden die herkömmlichen Implantate denen mit optimierter geometrischer Gestalt gegenübergestellt, wodurch die Anpassungen der Kontaktbereiche an die Wirbeldeckflächen verdeutlicht werden. Zusätzlich unterstreicht diese grafische Gegenüberstellung die geometrische Abweichung der herkömmlichen Implantate von den Implantaten mit angepasster Anlagefläche. In den nachfolgenden Untersuchungen werden die Einflüsse der optimierten Implantatgeometrien auf die umgebenden Wirbeldeckflächen eingehend betrachtet.



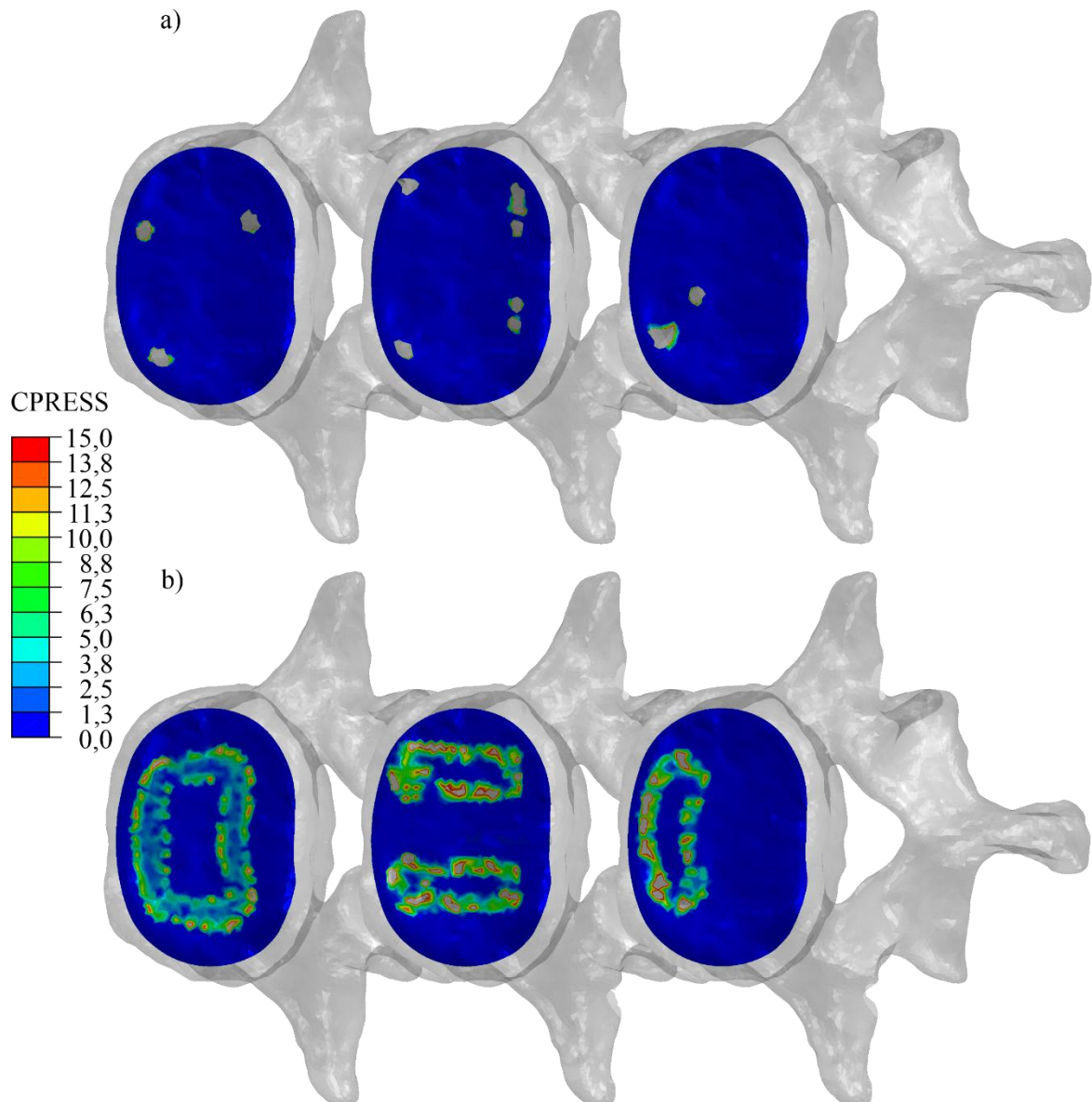
**Abbildung 4.25:** Herkömmliche Implantate im Vergleich mit kontaktflächenoptimierten Implantaten

a) ALIF-, PLIF- und TLIF-Implantat in herkömmlicher Ausführung

b) ALIF-, PLIF- und TLIF-Implantat mit Kontaktflächenoptimierung

Mit Hilfe der optimierten Implantate können punktuelle Überbeanspruchungen der Wirbeldeckfläche durch Erhöhung des Kontaktbereichs vermieden werden, wodurch insgesamt die einwirkenden Beanspruchungen minimiert werden sollen. Im Folgenden werden die Beanspruchungen unter reiner Kompressionsbelastung analysiert. Die bereits zuvor betrachteten Implantationsverfahren werden ebenfalls bei dieser Untersuchung berücksichtigt. Die Ergebnisse dieser Analyse sind in Abbildung 4.26 dargestellt. Dazu liegen die verschiedenen Implantattypen auf dem Wirbel L5 auf und werden idealisiert in kaudaler Richtung durch die Kompression, die den menschlichen Stand nachbildet, in Höhe von 1175 N belastet. Die Untersuchung zeigt, dass herkömmliche Implantate lediglich punktuelle Kontaktbereiche mit der Wirbeldeckfläche aufweisen, was zu lokal stark überhöhten Beanspruchungen führt.

Im Gegensatz dazu ermöglichen die optimierten Implantate nahezu vollflächige Kontaktbereiche mit dem angrenzenden Wirbelkörper. Dadurch erfahren die einwirkenden Beanspruchungen eine gleichmäßigere Verteilung auf einer größeren Fläche, was zur Reduktion von Spannungsspitzen beiträgt und eine Homogenisierung der Beanspruchungen unterstützt.



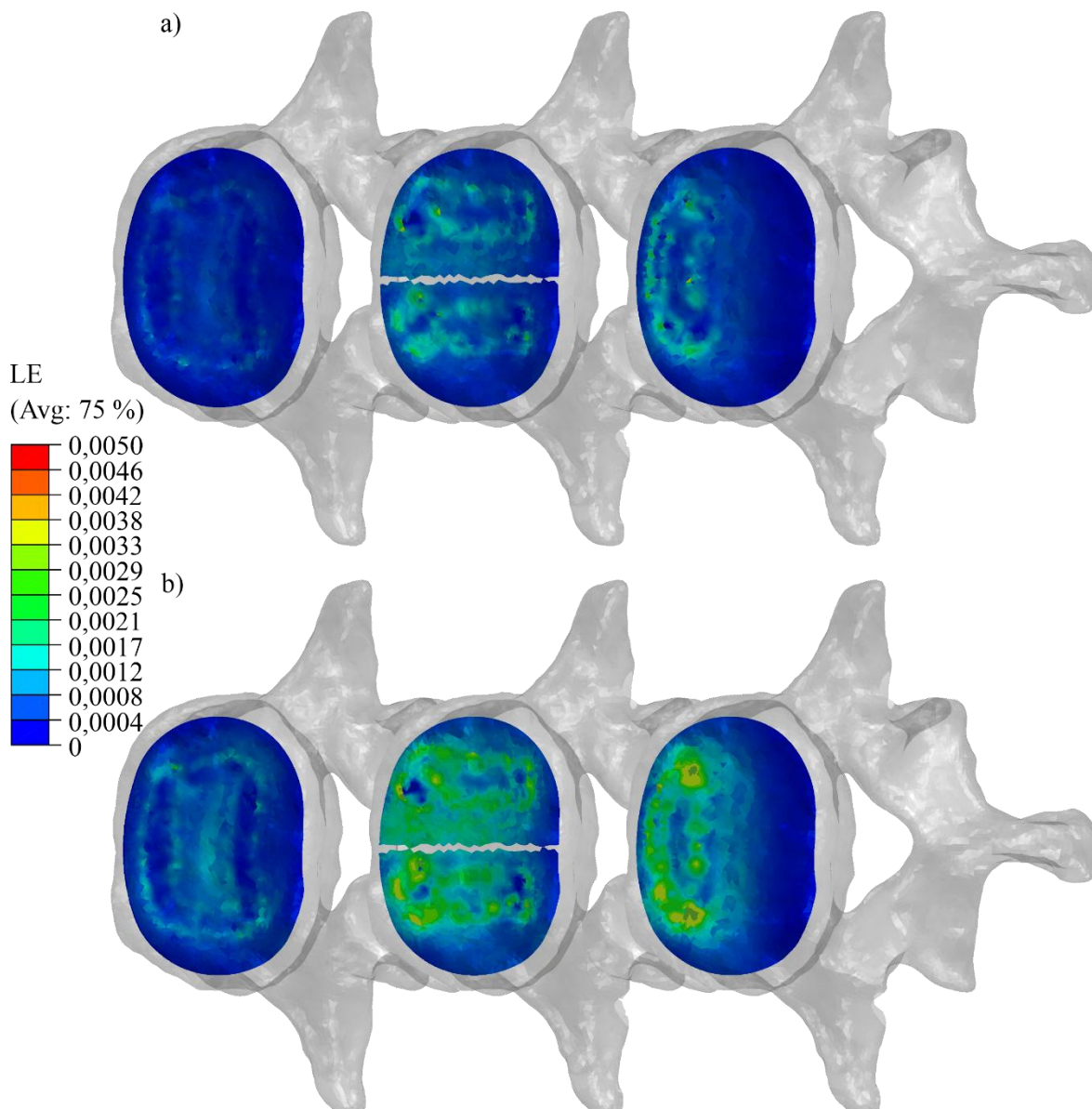
**Abbildung 4.26:** Kontaktdruck *CPRESS* der Kontaktfläche des Wirbels L5 hervorgerufen durch herkömmliche Implantate im Vergleich mit kontaktflächenoptimierten Implantaten

a) ALIF-, PLIF- und TLIF-Implantat in herkömmlicher Ausführung

b) ALIF-, PLIF- und TLIF-Implantat mit Kontaktflächenoptimierung

Eine detaillierte Analyse der Spannungswerte hervorgerufen durch den anliegenden Kontaktdruck *CPRESS* ergibt, dass die wirkenden Beanspruchungen der Wirbeldeckfläche bei der Verwendung des ALIF-Implantats von 695 MPa auf 30 MPa reduziert werden, was einer Spannungsabsenkung von 95,7 % entspricht. Die optimierte Geometrie der PLIF-Implantate führt zu einer Reduktion der Beanspruchung um 91,7 %, wodurch die Spannungen von

586 MPa auf 49 MPa gesenkt werden. Für das optimierte TLIF-Implantat wird ein maximaler Spannungswert von 43 MPa ermittelt, was eine Verminderung um 91,6 % von einem Ausgangswert von 512 MPa des herkömmlichen Implantats darstellt. Die in Abbildung 4.26 b) dargestellten Beanspruchungsbilder des inferioren Wirbels L5 visualisieren den Kontaktbereich mit den optimierten Implantaten. Es wird deutlich, dass die angepasste Form des Kontaktbereichs der Implantate eine nahezu ideale Kontaktsituation mit dem angrenzenden Wirbel ermöglicht, wodurch die Homogenisierung der Beanspruchungen realisiert werden kann. Auf Grund der deutlich herabgesetzten Beanspruchungshöhe sind die optimierten Implantate prädestiniert für Patienten, die an Osteoporose leiden, da das Risiko einer Kompressionsfraktur, bedingt durch lokale Überbeanspruchungen, deutlich herabgesetzt wird.



**Abbildung 4.27:** Dehnung der Deckfläche des Wirbels mit ursprünglichen Materialeigenschaften und die Dehnung des Wirbels mit 50 % der Ursprungsknochendichte  
a) ALIF-, PLIF- und TLIF-Implantat mit ursprünglicher Knochendichte  
b) ALIF-, PLIF- und TLIF-Implantat mit 50 % reduzierter Knochendichte

Wie im vorangegangenen Abschnitt 4.2.4 beschrieben, bildet die Dehnung einen weiteren Risikofaktor für Frakturen bei osteoporotisch belasteten Knochen. Abbildung 4.27 veranschaulicht den Einfluss reduzierter Knochendichte auf die Dehnungen im Kontaktbereich der Implantate. Dabei wird der Wirbel L5 mit den ursprünglichen Materialeigenschaften vergleichend einem Modell des Wirbels, dessen Dichte um 50 % reduziert ist, gegenübergestellt. Die Dehnung der Wirbeldeckfläche im Kontaktbereich bei den optimierten Implantaten beträgt für das ALIF-Implantat 0,15 % bei der ursprünglichen Knochendichte. Eine Reduktion der Knochendichte auf 50 % des Ursprungswertes erhöht die resultierende Dehnung auf 0,38 %. Die PLIF-Implantate induzieren eine Dehnung der Wirbeldeckfläche von 0,46 % bei einer gesunden Knochenstruktur und steigen auf 0,88 % bei einem osteoporotischen Wirbel. Die höchsten Dehnungswerte werden durch das TLIF-Implantat hervorgerufen und betragen 1,59 % bei einer um 50 % reduzierten Knochendichte. Für die ursprüngliche Knochendichte wird eine Dehnung von 0,42 % erreicht. Der Vergleich mit den Dehnungswerten, die durch die herkömmlichen Implantate hervorgerufen werden, zeigt eine signifikante Reduktion der Dehnungswerte. Der maximale Dehnungswert für das ALIF-Implantat beträgt 2,75 %. Für die PLIF-Implantate sowie das TLIF-Implantat betragen die maximalen Dehnungswerte 7 % und 4,3 %.

Die geometrische Optimierung der Implantate an die patientenspezifische Struktur der Wirbeldeckfläche besitzt einen positiven Einfluss auf die resultierenden Spannungen sowie die Dehnungen innerhalb des knöchernen Kontaktbereiches. Auf Grund der Anpassungen werden kritische Spannungen minimiert, wodurch das Risiko von Frakturen oder der Lockerung des Implantats verringert werden. Zudem ermöglicht der homogenere Kontakt eine bessere Integration des Implantats in das Knochengewebe.

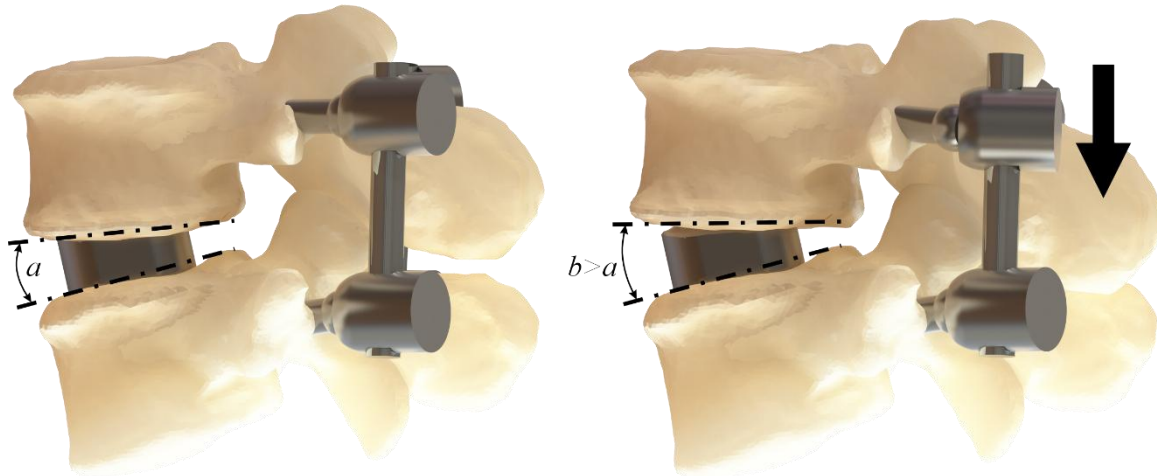
Die Beanspruchung der Wirbeldeckfläche weist bei Betrachtung der vier Hauptbewegungen der lumbosakralen Wirbelsäule deutliche Veränderungen der Druckverteilung im direkten Vergleich zu der zuvor betrachteten idealisierten Kompressionsbelastung auf. Diese Abweichungen sind durch die Betrachtung innerhalb der gesamten Funktionseinheit zu erklären, wohingegen zuvor lediglich das Implantat und der inferiore Wirbel L4 betrachtet werden. Zusätzlich rufen die richtungsabhängigen Verformungen während der Hauptbewegungen einseitige Erhöhungen der Deckflächenbeanspruchung hervor. Dadurch entsteht eine weniger homogene Verteilung der Beanspruchung im Kontaktbereich zu den Implantaten.

Wenngleich diese Implantate initial eine ideale Passform im Wirbelzwischenraum besitzen, führt das benötigte Übermaß zu einer Expansion des Wirbelzwischenraums. Bei vorheriger Fixierung der Pedikelschrauben am Stab bewirkt diese starre Verbindungsstelle eine Drehachse für den superioren Wirbel L5 während der Implantation. Das mit Übermaß behaftete Implantat spreizt während des Einführens den Wirbelzwischenraum, auf Grund der erzeugten Drehachse am posterior befindlichen Stab, mit einem Öffnungswinkel, bei dem der anteriore Bereich des Wirbelzwischenraums stärker gespreizt wird als der posteriore. Das verwendete Implantationsverfahren kann somit zusätzlich die Spannungserhöhung an den Wirbeldeckflächen fördern. Die Implantatvorspannung kann wahlweise entsprechend der Präferenz des Mediziners vor der Instrumentierung des Implantats oder alternativ im Anschluss

an die Implantation erzeugt werden [MMS18]. Abbildung 4.28 stellt schematisch die Erzeugung der Vorspannung des Implantats dar.

Instrumentiertes Wirbelsegment ohne  
Kompression des Wirbelzwischenraums

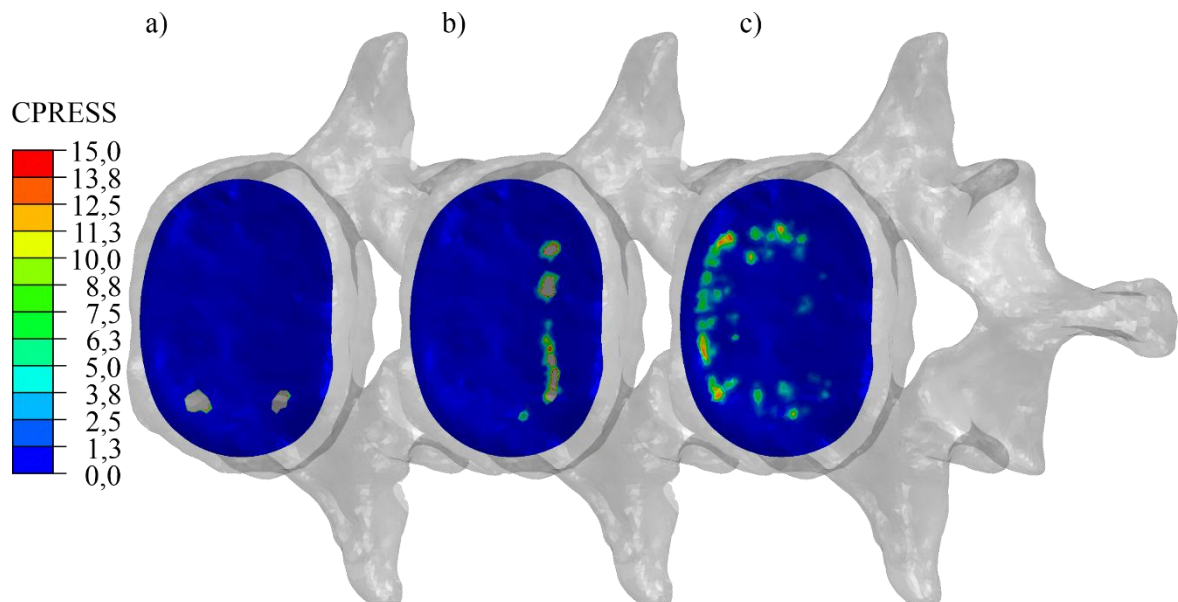
Verschiebung des Wirbels L4 zur Erzeugung  
der Kompression des Wirbelzwischenraums



**Abbildung 4.28:** Implantationsverfahren zur Erzeugung geeigneter Vorspannung des Implantats

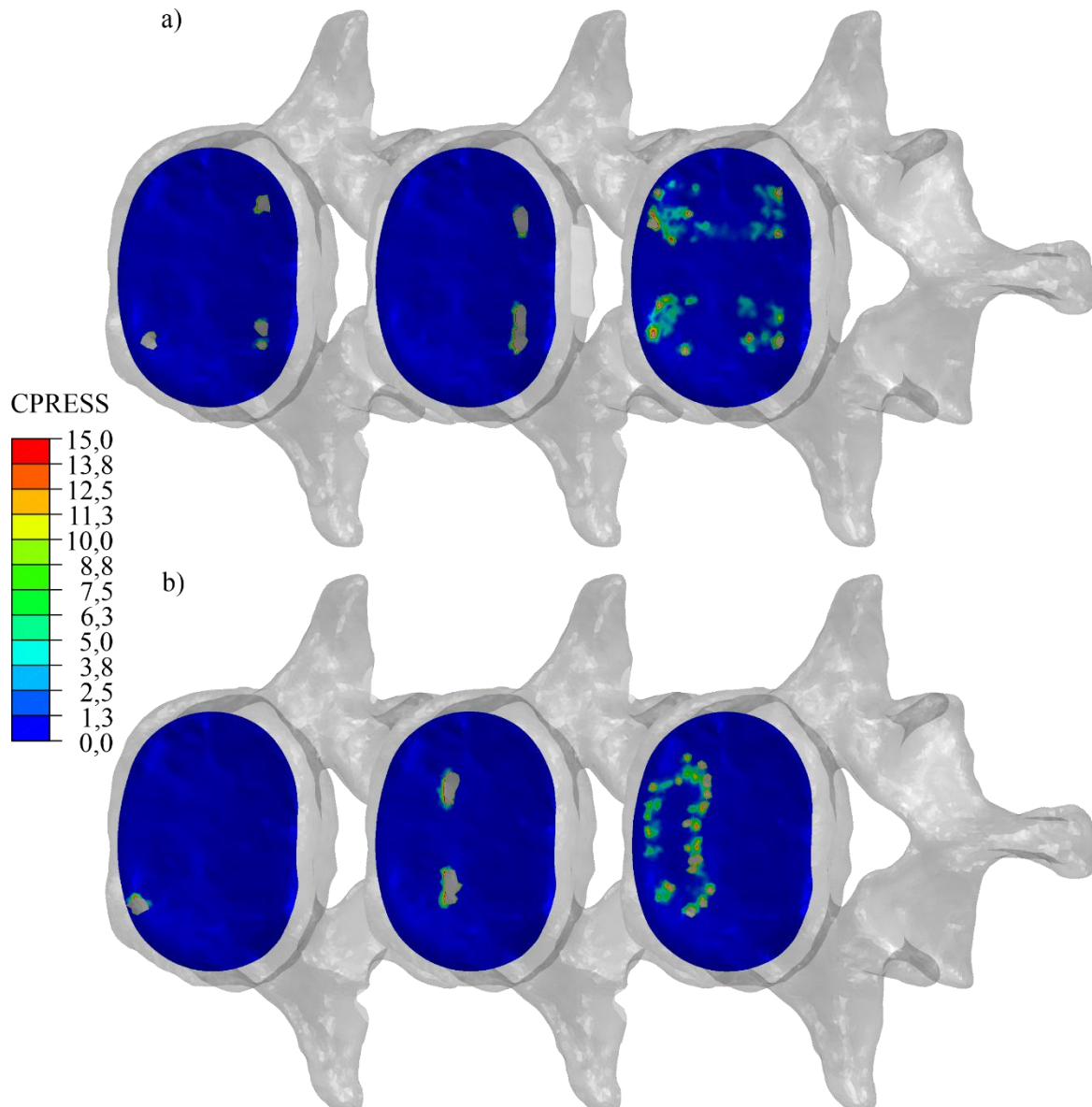
Im ersten Schritt der Implantation wird der Wirbelzwischenraum unter Zuhilfenahme eines provisorischen Expanders freigelegt. Die Distraction ermöglicht die Wiederherstellung des geforderten Abstandes der Fusionspartner. Zudem wird während der Diskektomie ein Kollaps des Zwischenwirbelraums effektiv verhindert, was eine erleichterte Platzierung von großvolumigen Implantaten ermöglicht. Der Expander wird im Anschluss an die erfolgreiche Implantation durch einen permanenten Stab ersetzt. Die Stäbe werden so eingebracht, dass sie minimal über die Köpfe der Pedikelschrauben hinausragen. Durch gezielte manuelle Krafteinwirkung werden die kaudalen und kranialen Pedikelschrauben einander angenähert, um die gewünschte Kompression des Implantats zu realisieren. Zur Bemessung der Kompression wird der zunehmende Überstand der Stäbe über die Köpfe der Pedikelschrauben genutzt [Tum21, MMS18]. Hervorgerufen durch die induzierte Kompression erfahren die Kontaktbereiche zwischen den Implantaten und der Wirbeldeckfläche eine Änderung. In dorsaler Richtung steigen die Beanspruchungen im Kontaktbereich, wohingegen im anterioren Bereich der Wirbeldeckfläche eine Reduktion der Beanspruchungen resultiert. Dieses Verhalten wird in Abbildung 4.29 grafisch dargestellt. Im Detail wird die Spannungsverteilung der Wirbeldeckfläche des Wirbels L5 der lumbosakralen Wirbelsäule betrachtet, die mit dem ALIF-Verfahren instrumentiert ist. Die in Abbildung 4.29 betrachtete Bewegungsrichtung ist die Flexion. Abbildung 4.29 a) bildet das Beanspruchungsbild des herkömmlichen Implantats ab, bei dem lediglich punktuelle Kontaktbereiche vorliegen. Der Kontaktbereich des optimierten Implantats ist in Abbildung 4.29 b) dargestellt. Im direkten Vergleich ist ein homogeneres Beanspruchungsbild erkennbar als bei dem herkömmlichen Implantat. Dennoch wird deutlich, dass die Homogenität im Kontaktbereich des zuvor untersuchten idealisierten Modells der Kompression nicht erreicht werden kann. Die reduzierte Homogenität resultiert auf Grund der Nachbildung des zuvor beschriebenen Implantationsverfahrens in Kombination mit der Belastung durch die Flexionsbewegung. Diese hat auf Grund der hohen Steifigkeit der Stäbe jedoch nur einen geringen Einfluss auf die Beanspruchung des Kontaktbereichs.

Um die Potentiale der optimierten Implantate vollständig auszuschöpfen, ist eine Anpassung der Operationsreihenfolge erforderlich. Die patientenspezifisch angepasste geometrische Gestaltung der Implantate ermöglicht eine präzise Rekonstruktion der physiologisch korrekten Ausrichtung der lumbosakralen Wirbelsäule. Um einen idealen Sitz im Wirbelzwischenraum zu gewährleisten, werden die zwischen den Pedikelschrauben positionierten Stäbe zunächst ausschließlich in den kaudalen Schraubenköpfen fixiert und die kranialen Schraubenköpfe dienen den Stäben lediglich als Führung. Dies erlaubt die Expansion in kranialer Richtung des Wirbelzwischenraums während der Implantation. Auf Grund des Implantatübermaßes findet eine Verschiebung entlang der axialen Richtung der Stäbe, geführt durch die kranialen Schraubenköpfe, statt. Durch die Eliminierung der Drehachse, die auf Grund vorzeitiger Fixierung der kranialen Schrauben entsteht, findet eine gleichmäßigere Spreizung des Wirbelzwischenraums im anterioren sowie im posterioren Bereich statt. Im Anschluss an die erfolgreiche Implantation werden die kranialen Schrauben fixiert, um die finale Position der Wirbel L4 und L5 zueinander zu erhalten. Diese Vorgehensweise führt zu einer gleichmäßigeren Spannungsverteilung in den Wirbeldeckflächen, wie die Gegenüberstellung in Abbildung 4.29 c) veranschaulicht.



**Abbildung 4.29:** Kontaktstress *CPRESS* der oberen Wirbeldeckfläche des Wirbels L5  
a) Beanspruchung durch ein herkömmliches ALIF-Implantat  
b) Beanspruchung durch ein deckflächenoptimiertes ALIF-Implantat  
c) Beanspruchung durch ein deckflächenoptimiertes ALIF-Implantat mit geändertem Operationsverfahren

Zusätzlich wird die Höhe der Beanspruchung reduziert und homogenisiert. Für das in Abbildung 4.29 betrachtete Implantationsverfahren kann eine signifikante Reduktion des Kontaktstresses festgestellt werden. Während bei dem herkömmlichen Implantat eine Spannung von  $662 \text{ MPa}$  ermittelt wird, die zum Versagen der Wirbeldeckflächen führt, sinkt dieser Wert auf Grund der optimierten Implantatgeometrie auf  $109 \text{ MPa}$ . Die zusätzliche Anpassung des Operationsverfahrens führt zu einer weiteren Absenkung des Kontaktstresses auf  $16 \text{ MPa}$ . Diese deutliche Reduktion des Kontaktstresses minimiert das Risiko einer Kompressionsfraktur auch bei osteoporotischen Wirbeln.



**Abbildung 4.30:** Kontaktstress *CPRESS* des PLIF- und des TLIF-Verfahrens bei unterschiedlichen Randbedingungen. V.l.n.r dargestellt sind jeweils der Kontaktstress bei einem herkömmlichen Implantat, bei einem Implantat mit optimierter Deckfläche und ein optimiertes Implantat mit geänderten Operationsverfahren  
a) Deckflächenbeanspruchungen des Wirbels L5 mit dem PLIF-Verfahren  
b) Deckflächenbeanspruchungen des Wirbels L5 mit dem TLIF-Verfahren

Das Verhalten der Wirbeldeckflächen bei lumbosakralen Wirbelsäulen, die mit Hilfe des PLIF- und des TLIF-Verfahrens instrumentiert werden, ist analog zu den zuvor analysierten Ergebnissen des ALIF-Verfahrens. Die Resultate sind in Abbildung 4.30 grafisch dargestellt. Beim PLIF-Verfahren erfährt der Kontaktstress der Deckfläche zunächst eine Reduktion von 354 MPa auf 343 MPa. Die zusätzliche Optimierung des Operationsablaufs reduziert die Höhe des Kontaktstresses auf 54 MPa. Für das TLIF-Verfahren beträgt der Kontaktstress initial 287 MPa und wird auf 140 MPa auf Grund der angepassten Implantatgeometrie reduziert. Durch die Anpassung des verwendeten Operationsverfahrens findet eine weitere Reduktion auf 72 MPa statt.

Die Untersuchungen verdeutlichen die Bedeutung des Kontaktbereichs zwischen Implantaten und Wirbelkörpern als kritischen Faktor für die Reduktion von Beanspruchungen und Spannungsspitzen in der lumbosakralen Wirbelsäule. Insbesondere die geometrische Anpassung der Implantate an die individuellen Strukturen der Wirbeldeckflächen zeigt eine signifikante Verbesserung der Spannungsverteilung. Die Homogenisierung der Spannungen im Kontaktbereich wird durch die geometrische Anpassung der Implantate an die physiologische Struktur der Wirbeldeckflächen erreicht. Der nahezu vollflächige Kontaktbereich zwischen Implantat und Wirbeldeckfläche resultiert in einer Absenkung der Beanspruchungen. Dies verbessert die Langzeitstabilität der Implantate, minimiert das Risiko von Frakturen und fördert die Integration in das umliegende Knochengewebe. Die Erkenntnisse liefern wichtige Impulse für die Entwicklung patientenspezifischer Implantate und können die Behandlungsergebnisse insbesondere bei osteoporotischen Patienten nachhaltig verbessern.

## 5 AUFBAU ZUR EXPERIMENTELLEN UNTERSUCHUNG DER LUMBALEN WIRBELSÄULE

Zur Validierung der numerisch ermittelten Ergebnisse für die lumbale Wirbelsäule ist es relevant, entsprechende experimentelle Untersuchungen durchzuführen. Für die Durchführung dieser Untersuchungen wird ein geeigneter Versuchsaufbau benötigt. Mit stetig steigender Anzahl an Neuentwicklungen von Implantaten für die Instrumentierung der Wirbelsäule nimmt der Bedarf an biomechanischer Evaluation der Hilfsmittel zu. Bereits 1994 formulierten Wilke et al. [WCS+94] Anforderungen an einen universellen Versuchsaufbau zur *in vitro* Belastung der Wirbelsäule mit einem quasistatischen Moment. Die nachfolgende Tabelle 5.1 beinhaltet die gestellten Anforderungen.

**Tabelle 5.1:** Anforderungen an einen universellen Versuchsaufbau zur *in vitro* Untersuchung der menschlichen Wirbelsäule nach Wilke et al. [WCS+94, WWC+98]

| Anforderung | Beschreibung                                                                                                                                               |
|-------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1.          | Mono- sowie polysegmentale Proben der gesamten Wirbelsäulen sollen fixiert und geprüft werden können.                                                      |
| 2.          | Die Proben müssen in den sechs Freiheitsgraden frei beweglich sein.                                                                                        |
| 3.          | Kompression, Expansion, Scherung, Flexion und Extension sowie laterale Flexion und axiale Rotation sollen unabhängig voneinander abgebildet werden können. |
| 4.          | Alle Kombinationen der sechs zuvor genannten Belastungsfälle sollen abgebildet werden können.                                                              |
| 5.          | Die Belastung soll kontinuierlich oder schrittweise erfolgen.                                                                                              |
| 6.          | Zur Nachbildung des vollständigen Bewegungsumfanges sollen die Belastungen in positiver sowie negativer Richtung aufgebracht werden können.                |

Unter Berücksichtigung der von Wilke et al. [WCS+98] gestellten Anforderungen wird eine Prüfvorrichtung konstruktiv ausgearbeitet, mit der Wirbelsäulensegmente experimentell getestet werden können. In Abbildung 5.1 ist der gesamte Aufbau der Prüfvorrichtung dargestellt. Die Grundstruktur der Prüfvorrichtung bildet die zentrale Säule, die auf einer Grundplatte montiert ist [Bar21]. Die Grundplatte dient der Montage in einer Prüfmaschine. An der zentralen Säule sind weitere Unterbaugruppen montiert. Dazu gehört ein Ausleger, an dem ein Kreuzgelenk angebracht ist, welches eine obere Harzwanne zur Fixierung des kranialen Wirbels lagert. Für den kaudalen Wirbel ist eine untere Harzwanne auf der Lagereinheit montiert. Des Weiteren ist ein Gegengewicht auf der gegenüberliegenden Seite des Auslegers, an dem sich die obere Harzwanne befindet, angebracht. Das Gewicht der zuvor genannten Unterbaugruppen wird mit Hilfe dieses Gegengewichts ausgeglichen. Zur linearen Führung sind das Gegengewicht sowie der Ausleger jeweils auf einen mit Gleitlagern versehenen

Schlitten montiert, der auf dafür vorgesehenen Profilen verfahren kann. Der Ausleger und das gegenüberliegende Gegengewicht sind mit einem Drahtseil verbunden, welches durch Umlenkrollen an der Oberseite der Säule geführt wird.

Das am Ausleger befindliche Kreuzgelenk besteht aus zwei miteinander gekoppelten Wellen, die durch Gleitlager geführt sind und lineare Verschiebungen entlang der X- und Z-Achse sowie Rotationsbewegungen um diese Achsen ermöglichen. Der maximal mögliche Neigungswinkel um die X- und die Z-Achse beträgt jeweils  $\pm 20^\circ$ . Entlang der X-Achse beträgt der translatorische Bewegungsumfang  $\pm 50 \text{ mm}$ . Die Z-Achse ermöglicht eine Bewegung um  $\pm 15 \text{ mm}$ . Auf Grund der Bekanntheit der eingeleiteten Kraft ist es möglich das Gegengewicht (vergleiche Abbildung 5.1) in entsprechender Höhe der eingeleiteten Kraft anzupassen, um ein Kräftepaar zu erzeugen. Durch dieses Vorgehen und die rotatorischen und translatorischen Freiheitsgrade des Aufbaus der Prüfvorrichtung ist gewährleistet, dass die eingeleitete Kraft ein reines Moment hervorruft, welches unabhängig von der Winkeländerung der lumbosakralen Wirbelsäule eine gleichbleibende Höhe aufweist.

Das zu prüfende Wirbelsäulensegment wird in zwei Harzwannen fixiert. In der Prüfvorrichtung sind diese Harzwannen senkrecht übereinander angeordnet. Der kraniale Teil des Wirbelsäulensegments wird in der dafür vorgesehenen Harzwanne am Kreuzgelenk fixiert. Der inferiore Teil des Segments wird in einer Harzwanne fixiert, die auf einer Lagereinheit montiert ist. Dieses Lager realisiert einen weiteren rotatorischen Freiheitsgrad um die Longitudinalachse des Wirbelsäulensegments. Zur Positionierung und Fixierung der Wirbel werden diese mit Epoxidharz in den entsprechenden Harzwannen eingegossen. Der Aufbau aus Säule, Ausleger, Kreuzgelenk, den Harzwannen und dem Gegengewicht ermöglicht eine lastfreie Positionierung des zu prüfenden Wirbelsäulensegments.

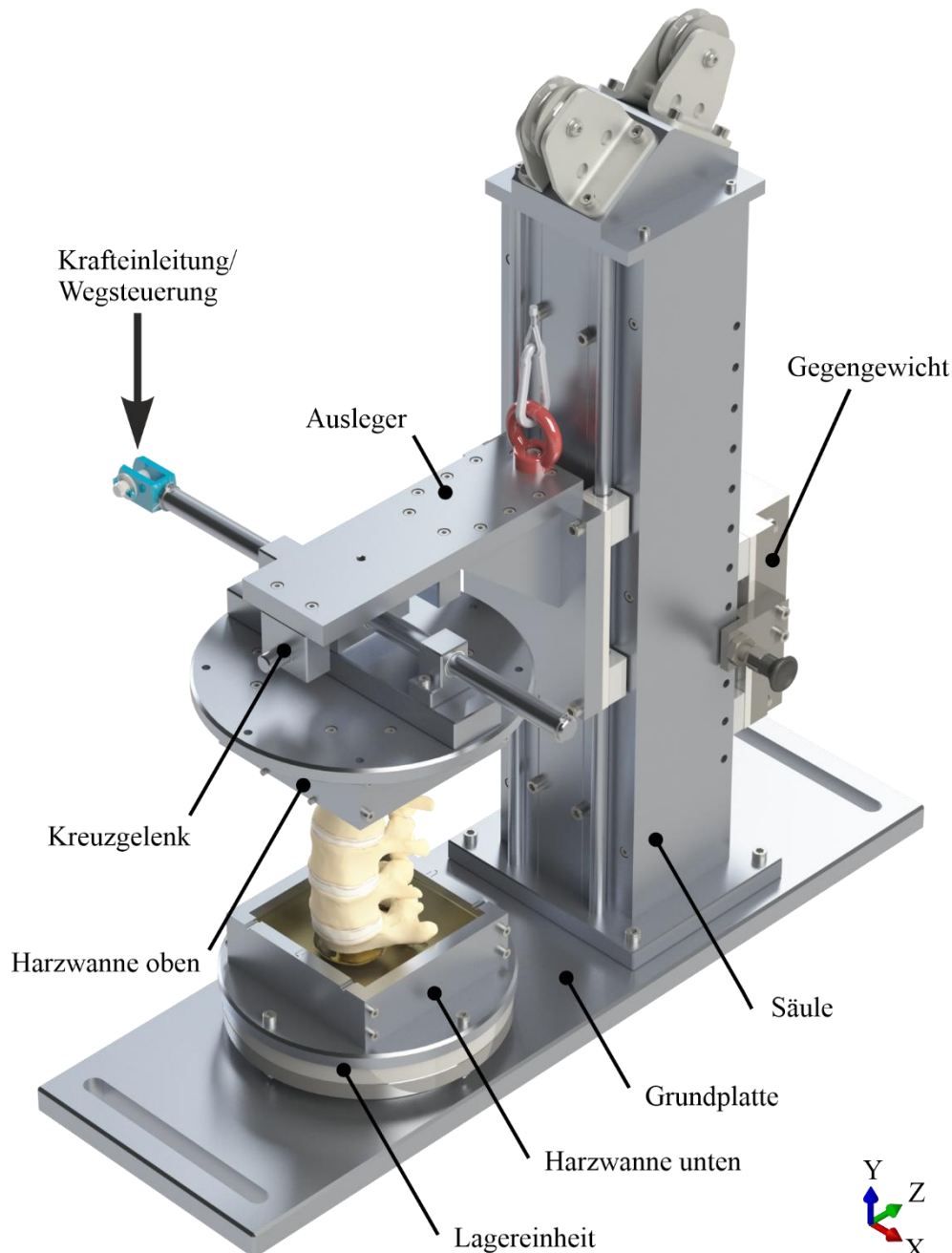
In der orthopädischen Forschung spielen Leichenpräparate der Wirbelsäule seit langem eine zentrale Rolle, da sie zahlreiche Vorteile bieten. Ihre Nutzung ist jedoch mit mehreren Herausforderungen verbunden. Zu den Hauptfaktoren zählen die hohen Kosten, die eingeschränkte Verfügbarkeit, die Erfordernisse einer geeigneten Konservierung sowie die variierende Qualität der Proben. Darüber hinaus sind Leichenpräparate häufig von älteren Individuen, deren Knochenbeschaffenheit nicht immer repräsentativ für die gesamte Population ist [EGR+14].

**Tabelle 5.2:** Materialeigenschaften von PA6 und TPU-90 [Bru15, Bon24]

| Material | Zug-E-Modul<br>[MPa] | Reißdehnung [%] | $R_e$ [MPa] | $R_m$ [MPa] |
|----------|----------------------|-----------------|-------------|-------------|
| PA6      | 1400                 | 250             | 56          | 75          |
| TPU-90   | 700                  | 400             |             | 35          |

Die additive Fertigung bietet die Möglichkeit, künstliche Wirbel und Zwischenwirbelscheiben der lumbosakralen Wirbelsäule basierend auf dreidimensionalen Modellen herzustellen, die zuvor aus CT-Daten generiert werden. Sowohl die knöchernen Strukturen als auch die Zwischenwirbelscheiben werden mittels Selektivem Lasersintern (SLS), einem

polymerbasierten Verfahren, gefertigt. Der SLS-Prozess nutzt einen pulverförmigen Ausgangsstoff, der schichtweise durch die gezielte Energieeinwirkung eines Lasers lokal aufgeschmolzen wird. Der schichtweise Aufbau des Bauteils erfolgt durch die wiederholte Durchführung der drei grundlegenden Prozessschritte: Auftragen der Pulverschicht (Beschichten), selektives Verschmelzen mittels Laserstrahlung (Belichten) und Absenken der Bauplattform für die darauffolgende Schicht [GKT16]. Die knöchernen Strukturen werden unter Verwendung des Herstellverfahrens aus dem Polymer PA6 (Polyamid 6) hergestellt [You23]. Die dazugehörigen Materialeigenschaften sind Tabelle 5.2 zu entnehmen.



**Abbildung 5.1:** Entwurf einer Prüfvorrichtung für die lumbosakrale Wirbelsäule

Zur Realisierung des elastischen Verhaltens der Zwischenwirbelscheiben wird ein Polyurethan TPU-90A (Thermoplastisches Polyurethan mit einer Shore-Härte von 90A) verwendet, dessen

Materialeigenschaften ebenfalls in Tabelle 5.2 aufgeführt sind [You23]. Umso höher der Shore-Härte Wert, desto größer die Widerstandsfähigkeit gegen das Eindringen eines Prüfkörpers.

*In vivo* Untersuchungen an menschlichen lumbosakralen Wirbelsäulensegmenten sind auf Grund der zuvor beschriebenen Restriktionen und Komplikationen möglich, jedoch mit erheblichem Aufwand verbunden. Auf Grund dessen wird die Untersuchung auf artifizielle Wirbelsäulensegmente fokussiert. Die konstruktive Gestaltung des Prüfaufbaus erlaubt dabei spezifische Analysen der lumbosakralen Wirbelsäule, wobei auch die isolierte Betrachtung einzelner Wirbel möglich ist. Für die Untersuchung einzelner Wirbel ist zu beachten, dass die superior befindliche Aufnahme zu entfernen ist. Alternativ können den Anforderungen an die Untersuchung entsprechende Prüfmittel montiert werden, wodurch beispielsweise die Ermittlung der Druckbelastung im Kontaktbereich zwischen einem Implantat und dem Wirbel ermöglicht wird. Darüber hinaus können Funktionseinheiten der Wirbelsäule sowie die lumbosakrale Wirbelsäule untersucht werden. Die in Abbildung 5.1 dargestellte Prüfvorrichtung ermöglicht die Auswertung des erreichbaren Bewegungsumfangs. Die Belastung der zu prüfenden Segmente kann sowohl kraft- als auch weggesteuert durchgeführt werden. Für weiterführende Studien kann die bestehende Prüfvorrichtung zudem flexibel an spezifische Anforderungen angepasst und erweitert werden.

## 6 ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK

Der demographische Wandel und die steigende Lebenserwartung führen zu einer zunehmenden Anzahl von Patienten mit degenerativen Wirbelsäulenerkrankungen, die häufig mit Rückenschmerzen einhergehen. Operative Eingriffe, insbesondere die Wirbelfusion, gelten als Standardtherapie, wenn konservative Maßnahmen an ihre Grenzen stoßen. Der Erfolg solcher Eingriffe hängt maßgeblich von der biomechanischen Stabilität des Implantats sowie den Operationsmethoden und den anatomischen und physiologischen Gegebenheiten der Patienten ab.

In der orthopädischen Forschung haben Leichenpräparate der Wirbelsäule auf Grund ihrer Relevanz lange Zeit eine zentrale Rolle gespielt. Ihre Nutzung ist jedoch durch hohe Kosten, eingeschränkte Verfügbarkeit, Konservierungsanforderungen und die oft begrenzte Repräsentativität durch Proben älterer Patienten eingeschränkt. Die Biomechanik der Wirbelsäule spielt eine zentrale Rolle bei der Weiterentwicklung von Implantaten und chirurgischen Verfahren. Insbesondere numerische Simulationsverfahren, wie die Finite-Elemente-Methode, bieten eine wertvolle Möglichkeit, die mechanischen Eigenschaften der Wirbelsäule zu analysieren und patientenspezifische Lösungen zu entwickeln. Den Fortschritten zum Trotz bestehen Herausforderungen, wie die korrekte Dimensionierung und Platzierung von Implantaten sowie die Vermeidung von Komplikationen wie Anschlussdegeneration oder Implantatlockerung. Auf Grund der zuvor beschriebenen Problematik liegt in der vorliegenden Dissertation der Fokus auf der Entwicklung eines *in silico* Modells der lumbosakralen Wirbelsäule, da dieses eine kostengünstige Alternative zu *in vitro* Untersuchungen darstellt. Ziel ist es, durch präzise Modellierung der Zwischenwirbelscheiben, der Ligamente und der knöchernen Strukturen biomechanisch relevante Ergebnisse generieren zu können. Die Ergebnisse sollen zur Verbesserung von Implantaten und chirurgischen Verfahren beitragen und die medizinische Entscheidungsfindung durch simulationsbasierte Einblicke unterstützen.

Durch die Kombination von patientenspezifischen CT-Daten für die knöchernen Strukturen und Literaturwerten für die Weichteile ist ein numerisches Modell der lumbosakralen Wirbelsäule erstellt worden. Für die Weiterverwendung als Basis zur Beantwortung von Forschungsfragen ist das numerische Modell anhand bestehender und bereits validierter Modelle aus *in vitro* sowie *in silico* Untersuchungen kalibriert und anschließend validiert worden. Dadurch wird die Relevanz der erzeugten Ergebnisse für die Weiterverwendung sichergestellt.

Über die zur Validierung betrachtete Flexion, Extension, linke axiale Rotation und rechte laterale Flexion hinaus bietet das Modell der lumbosakralen Wirbelsäule mannigfaltige Möglichkeiten zur Betrachtung weiterer klinisch relevanter Anwendungsfälle. Es ist möglich die komplexen Bewegungen, die auf Grund der Ausnutzung der physiologischen Möglichkeiten der lumbosakralen Wirbelsäule entstehen, nachzubilden. Daraus resultieren verschiedenartige Kombination der Hauptbewegungen. Es kann gezeigt werden, dass höhere Beanspruchungen durch die Kombination von Bewegungen innerhalb der Zwischenwirbelscheibe auftreten. Auf

Grund dessen ist die Berücksichtigung dieser Lastfälle zur realitätsnäheren Beurteilung des biomechanischen Verhaltens sinnvoll.

Des Weiteren wird der Einfluss wirbelfusionierender Implantate auf die biomechanischen Eigenschaften der lumbosakralen Wirbelsäule untersucht. Die Ergebnisse legen dar, dass sowohl der Implantattyp als auch dessen Positionierung innerhalb des Wirbelzwischenraums entscheidenden Einfluss auf die Beanspruchungen der umliegenden Strukturen besitzen. Darüber hinaus ergibt die Untersuchung, dass Implantate mit einem potenziell größeren Kontaktbereich nicht zwangsläufig zu einer geringeren Beanspruchung führen und vielmehr punktuelle Beanspruchungen der Wirbeldeckflächen zu erwarten sind. Im Gegensatz zu den Implantaten zeigt das Schraube-Stab-System nur geringe Veränderungen der Beanspruchungen bei variierender Positionierung. Die Instrumentierung der Wirbelsäule führt typischerweise zu einer erhöhten Beanspruchung in den angrenzenden Segmenten. Die durchgeführten numerischen Analysen ergeben jedoch, dass diese Beanspruchungssteigerung vorwiegend auftritt, wenn der Patient zur Erzeugung der Hauptbewegungen eine höhere Kraft wie bei einer gesunden lumbosakralen Wirbelsäule aufwendet. Der Erhalt des Bewegungsumfangs einer intakten lumbosakralen Wirbelsäule kann zu einer erhöhten Beanspruchung bis hin zur Überbeanspruchung der betroffenen Segmente führen, wodurch das Risiko für zukünftige Bandscheibenprolapse prognostiziert werden kann.

Die Analyse osteoporotischer Wirbel und deren Wechselwirkung mit einer Instrumentierung durch Implantate sowie einem Schraube-Stab-System hat die Relevanz verdeutlicht, diese Art der numerischen Betrachtung als präoperatives Instrument zur patientenspezifischen Planung eines Eingriffs zu nutzen. Zusätzlich können aus den Erkenntnissen Anforderungen an eine Implantatoptimierung gestellt werden. Ein wesentlicher, vor Allem für Osteoporosepatienten kritischer Faktor ist die punktuelle Beanspruchung der Wirbeldeckfläche. Die Anpassung der Implantatgeometrie an die Geometrie der Kontaktfläche des angrenzenden Wirbels führt zu einer Reduktion und einer Homogenisierung der Beanspruchungen, wodurch das Risiko einer Überlastungsfraktur herabgesetzt werden kann.

Abschließend ist eine Prüfvorrichtung entwickelt und konstruiert worden, die eine experimentelle Validierung der numerischen Ergebnisse ermöglicht. Diese Vorrichtung erlaubt sowohl kraft- als auch weggesteuerte Untersuchungen der Range of Motion der lumbosakralen Wirbelsäule. Durch eine Erweiterung des Prüfaufbaus können zusätzlich Kontaktbeanspruchungen der Implantate untersucht werden. Anpassungen der Vorrichtung sind je nach spezifischen Forschungsanforderungen möglich, wodurch der experimentelle Anwendungsbereich beliebig erweitert werden kann. Darüber hinaus bietet die Vorrichtung die Möglichkeit, Ersatzmodelle der lumbosakralen Wirbelsäule aus alternativen Materialien zu entwickeln, um den langfristigen Einsatz von Leichenpräparaten zu reduzieren. Das numerische Modell der lumbosakralen Wirbelsäule kann über die durchgeführten Analysen hinaus für eine Vielzahl weiterführender Untersuchungen eingesetzt werden. Die Addition der Kompressionskraft während der Hauptbewegungen wird die Ergebnisgenauigkeit erhöhen können. Darüber hinaus sind beispielsweise die detaillierte Modellierung der Zwischenwirbelscheiben oder die Präzisierung der Materialmodelle möglich, die ebenfalls zu

realitätsnäheren Ergebnissen führen können. Zudem ist dadurch auch die detailliertere Betrachtung relevanter Teilbereiche möglich.

Die entwickelten numerischen und experimentellen Ansätze bieten eine realitätsnahe Grundlage zur Optimierung von Implantaten und chirurgischen Verfahren, um die biomechanische Stabilität und patientenspezifische Therapieplanung zu verbessern. Sie tragen somit maßgeblich zur Weiterentwicklung der Behandlung degenerativer Wirbelsäulenerkrankungen bei.

**LITERATURVERZEICHNIS**

- [AAE+17] AUMÜLLER, G.; AUST, G.; ENGELE, J.; KIRSCH J.; MAIO, G; MAYERHOFER, A.; MENSE, S.; REIBIG, D.; SALVETTER, J.; SCHMIDT, W.; SCHMITZ, F.; SCHULTE, E.; SPANEL-BOROWSKI, K.; WENNEMUTH, G.; WOLFF, W.; WURZINGER, L.J.; ZILCH, H.-G.: *Duale Reihe Anatomie*, Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart, 2017.
- [AG93] ADAMS, M. A.; GREEN, T. P.: Tensile properties of the annulus fibrosus - The contribution of fibre-matrix interactions to tensile stiffness and strength, In: *European Spine Journal*, 1993, Volume 2, S. 203-208.
- [AGS05] AEBI, M.; GUNZBURG, R.; SZPALSKI, M.: *The Aging Spine*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2005.
- [AH83] ADAMS, M. A.; HUTTON, W. C.: The effect of fatigue of the lumbar intervertebral disc, In: *British Editorial Society of Bone and Joint Surgery*, 1983, Volume 65-B, Issue 2, S. 199-203.
- [AS08] APPEL, H.-J.; STANG-VOSS, C.: *Funktionelle Anatomie Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung*. Springer Medizin Verlag, Heidelberg, 2008.
- [BA06] BOOS, N.; AEBI, M.: *Spinal Disorders Fundamentals of Diagnosis and Treatment*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008.
- [BAZ20] BYRNE, R. M.; AIYANGAR, A. K.; ZHANG, X.: Sensitivity of musculoskeletal model-based lumbar spinal loading estimates to type of kinematic input and passive stiffness properties, In: *Journal of Biomechanics*, Volume 102, 2020.
- [Ben15] BENZEL, E. C.: *Biomechanics of Spine Stabilization*, Thieme Publishers, Stuttgart, 2015.
- [BFL+12] BRINCKMANN, P.; FROBIN, W.; LEIVSETH, G.; DRERUP, B.: *Orthopädische Biomechanik*, Wissenschaftliche Schriften der WWU Münster, Reihe V, 2012.
- [BG91] BRINCKMANN, P.; GROOTENBOER, H.: Change of Disc Height, Radial Disc Bulge, and Intradiscal Pressure From Discectomy, In: *Spine*, 1996, Volume 16, Issue 6, S. 641-646.
- [BMB+17] BÖRM, W.; MEYER, F.; BULLMANN, V.; KNOP, C.: *Wirbelsäule interdisziplinäre Operative und konservative Therapie*, Schattauer GmbH, Stuttgart, 2017.
- [BJ13] BÜHREN, V.; JOSTEN, C.: *Chirurgie der verletzten Wirbelsäule*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2013.
- [BNS79] BERKSON, M. H.; NACHEMSON, A.; SCHULTZ, A. B.: Mechanical Properties of Human Lumbar Spine Motion Segments – Part II: Responses in Compression and Shear; Influence of Gross Morphology, In: *Journal of Biomechanical Engineering*, 1979, Volume 101, Issue 1, S. 53-57.
- [Bog12] BOGDUK, N.: *Clinical and Radiological Anatomy of the Lumbar Spine*, Elsevier Ltd, Churchill Livingstone, 2012.
- [Bon24] BONNET, M.: *Kunststofftechnik – Grundlagen, Verarbeitung, Werkstoffauswahl und Fallbeispiele*, Springer Vieweg, Wiesbaden, 2024.

- [Bru15] BURDER, U.: User's Guide to Plastic – A handbook for everyone, Carl Hanser Verlag, München, 2015
- [BSL96] BROWN, I. E.; SCOTT, S. H.; LOEB, G.E.: Mechanics of feline soleus: II Design and validation of a mathematical model, In: Journal of Muscle Research and Cell Motility, 1996, Volume 17, S. 221-233.
- [CCJ+10] CUCHANSKI, M.; COOK, D.; JEGAPRAGASAN, M.; Whiting, D. M.; Cheng, B.: Measurement of disc bulge of the intervertebral disc: an in vitro study using human cadaver lumbar spine segment, In: Springer ArgoSpine News&Journal, 2010, Volume 22, S. 73-80.
- [Cha25] Charité Universitätsmedizin Berlin: Forschungsgruppe 5177 – Die Dynamik der Wirbelsäule. Unter <https://spine.charite.de/projekte>, 04. Dezember 2025
- [Cir11] CIERNAK, R.: X-Ray Computed Tomography in Biomedical Engineering, Springer-Verlag London Ltd., 2011.
- [CMS+09] COLE, C. D.; MCCALL, T. D.; SCHMIDT, M. H.; Daily, A. T.: Comparison of low back fusion techniques: transforaminal lumbar interbody fusion (TLIF) or posterior lumbar interbody fusion (PLIF) approaches, In: Curr Rev Musculoskelet Med., 2009, Volume 2, S. 118-126.
- [Cow01] COWIN, S. C.: Bone Mechanics Handbook, CRC Press, Boca Raton, 2001.
- [CWZ+09] CHUI, C.-K.; WANG, Z.; ZHANG, J.; SHIN-KIAT ONG, J.; BIAN, L.; CHOO-MENG TEO, J.; YAN, C.-H.; ONG, S.-H.; WANG, S.-C.; WONG, H.-K.; TEOH, S.-H.: A component-oriented software toolkit for patient-specific finite element model generation, In: Advances in Engineering Software, 2009, Volume 40, Issue 3, S.184-192
- [DER+10] DELANK, K.-S.; RÖLLINGHOFF, M.; EYSEL-GOSEPATH, K.; SOBOTTKE, R.; EYSEL, P.: Degeneration und Osteoporose der Wirbelsäule – Ändert sich die Vorgehensweise? In: Der Orthopäde, 2010, Volume 4, S. 425 - 431
- [DRG20] DAMM, N.; ROCKENFELLER, R.; GRUBER, K.: Lumbar spinal ligament characteristics extracted from stepwise reduction experiments allow for preciser modeling than literature data, In: Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 2020, Volume 19, Issue 3, S. 893-910.
- [DRZ+13] DREISCHARF, M.; ROHLAMM, A.; ZHU, R.; SCHMIDT, H.; ZANDER, T.: Is it possible to estimate the compressive force in the lumbar spine from intradiscal pressure measurements? A finite element evaluation, In: Medical Engineering & Physics, 2013, Volume 35, Issue 9, S. 1385-1390.
- [DTG+16] DICKO, A. H.; TONG-YETTE, N.; GILLES, B.; FAURE, F.; PALOMBI, O.: Construction and Validation of a Hybrid Lumbar Spine Model For the Fast Evaluation of Intradiscal Pressure and Mobility, In: International Science Index, Medical and Health Science, 2019, Volume 9, Issue 2, S. 134-145.
- [DZS+14] DREISCHARF, M.; ZANDER, T.; SHIRAZI-ADL, A.; PUTTLITZ, C. M.; ADAM, C. J.; CHEN, C. S.; GOEL, V. K.; KIAPOUR, A.; KIM, Y. H.; LABUS, K. M.; LITTLE, J. P.; PARK, W. M.; WANG, Y. H.; WILKE, H.-J.; ROHLMANN, A.; SCHMIDT, H.: Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: Predictive power of models improves when combined together, In: Journal of Biomechanics, 2014, Volume 47, Issue 8, S. 1757-1766

- [EFN+09] ESWARAN, S. K.; FIELDS, A. J.; NAGARATHNAM, P.; KEAVENY, T. M.: Multiscale modelling of the human vertebral body: Comparison of micro-CT based high-resolution and continuum-level models. In: Pacific Symposium on Biocomputing, 2009, Volume 14, S. 293 – 303
- [EGR+14] ELFAR, J.; GARCIA MENORCA, R. M.; REED, J. D.; STANBURY, S.: Composite Bone Models in Orthopaedic Surgery Research and Education, In: Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2014, Volume 22, Issue 2, S. 111-120.
- [EHS00] EBERLEIN, R.; HOLZAPFEL, G. A.; SCHULZE-BAUER, C. A. J.: An Anisotropic Model for Annulus Tissue and Enhanced Finite Element Analyses of Intact Lumbar Disc Bodies, In: Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2000, Volume 4, Issue 3, S. 209-229.
- [EIS+96] EBARA, S.; IATRIDIS, J. C.; SETTON, L. A.; FOSTER, R. J.; MOW, V. C.; WEIDENBAUM, M.: Tensile properties of nondegenerate human lumbar annulus fibrosus, In: Spine, 1996, Volume 21, Issue 4, S. 452-461.
- [FBB+97] FROBIN, W.; BRINCKMANN, P.; BIGGEMANN, M.; TILLOTSON, M.; BURTON, K.: Precision measurement of disc height, vertebral height and sagittal plane displacement from lateral radiographic views of the lumbar spine. In: Clinical biomechanics, 1997, Volume 12, Supplement 1, S. S1-S63.
- [FG18] FAN, W.; GUO, L.-X.: A comparison of the influence of three different lumbar interbody fusion approaches on stress in the pedicle screw fixation system: Finite element static and vibration analyses, In: International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering, 2018, Volume 35, Issue 3.
- [FP05] FILLER, T. J.; PEUKER, E. T.: Wirbelsäule im Sport. In: Sports Orthopaedics and Sport Traumatology, 2005, Volume 20, Number 4, S. 13-18.
- [Fra08] FRATZL, P.: Collagen Structure and Mechanics, Springer Science+Business Media, New York, 2008.
- [FRR15] FLEECE, C.; RICKERT, M.; RAUSCHMANN, M.: PLIF- und TLIF Verfahren, In: Orthopäde, 2015, Volume 44, S. 114-123.
- [GAD93] GREEN, T. P.; ADAMS, M. A.; DOLAN, P.: Tensile properties of the annulus fibrosus II. Ultimate tensile strength and fatigue life, In: European Spine Journal, 1993, Volume 2, S. 209-214.
- [GEB+18] GARFIN, S. R.; EISMONT, F. J.; BELL, G. R.; FISCHGRUND, J. S.; BONO, C. M.: The Spine, Elsevier, Philadelphia, 2018.
- [GKT16] GEBHARDT, A.; KESSLER, J.; THURN, L.: 3D-Drucken. Grundlagen und Anwendungen des Additive Manufacturing (AM). 2. Auflage, Carl Hanser Verlag, München, 2016.
- [GMG+95] GOEL, V. K.; MONROE, B. T.; GILBERTSON, L. G.; BRICKMANN, P.: Interlaminar Shear Stresses and Laminae Separation in a Disc, In: Spine, 1995, Volume 20, Number 6, S. 689-698.
- [GS04] GARDNER-MORSE, M. G.; STOKES, I. A. F.: Structural behavior of human lumbar spinal motion segments, In: Journal of Biomechanics, Volume 37, Issue 2, S. 205-212.

- [GVR+15] GALBUSERA, F.; VOLKHEIMER, D.; REITMAIER, S.; BERGER-ROSCHER, N.; KIENLE, A.; WILKE, H.-J.: Pedicle screw loosening: a clinically relevant complication?, In: *European Spine Journal*, 2015, Volume 24, S. 1005-1016.
- [Hur22] HURWITZ, A.: *Vorlesung über Allgemeine Funktionentheorie und Elliptische Funktionen*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1922.
- [HCO+04] HABERL, H.; CRIPTON, P. A.; ORR, T.-E.; BEUTLER, T.; FREI, H.; LANKSCH, W. R.; NOLTE, L.-P.: Kinematic response of lumbar functional spinal units to axial torsion with and without superimposed compression and flexion/extension, In: *European Spine Journal*, 2004, Volume 13, S. 560-566.
- [Her16] HERMAN, I. P.: *Physics of the Human Body*, Springer International Publishing Switzerland, 2016
- [Hir55] HIRSCH, C.: The reaction of intervertebral disc to compression forces, In: *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1955, Volume 37, Issue 6, S. 1188-1196.
- [HKD15] HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M.; DERRICK, T. R.: *Biomechanical Basis of Human Movement*, Wolters Kluwer Health, Philadelphia, 2015.
- [Hoc15] HOCHSCHILD, J.: *Functional Anatomy for Physical Therapists*, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2016.
- [HSC+07] HEUER, F.; SCHMIDT, H.; CLAES, L.; WILKE, H.-J.: Stepwise reduction of functional spinal structures increase vertebral translation and intradiscal pressure, In: *Journal of Biomechanics*, 2007, Volume 40, Issue 4, S. 795-803.
- [HSF+05] HOLZAPFEL, G. A.; SCHULZE-BAUER, C. A. J.; FEIGL, G.; REGITNIG, P.: Single lamellar mechanics of the human lumbar annulus fibrosus, In: *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 2005, Volume 3, Issue 3, S. 125-140.
- [HSK+07] HEUER, F.; SCHMIDT, H.; KLEZL, Z.; CLAES, L.; WILKE, H.-J.: Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle, In: *Journal of Biomechanics*, 2007, Volume 40, Issue 2, S. 271-280.
- [HSW08a] HEUER, F.; SCHMIDT, H.; WILKE, H.J.: The relation between intervertebral disc bulging and annular fiber associated strains for simple and complex loading. In: *Journal of Biomechanics*, 2008, Volume 41, Issue 5, S. 1086-1094.
- [HSW08b] HEUER, F.; SCHMIDT, H.; WILKE, H.J.: Stepwise reduction of functional spinal structures increase disc bulge and surface strains, In: *Journal of Biomechanics*, 2008, Volume 41, Issue 9, S. 1953-1960.
- [IMR05] IATRIDIS, J. C.; MACLEAN, J. J.; RYAN, D. A.: Mechanical damage to the intervertebral disc annulus fibrosus subjected to tensile loading, In: *Journal of Biomechanics*, 2005, Volume 38, Issue 3, S. 557-565.
- [KD06] KURTZ, S. M.; EDIDIN, A. A.: *Spine Technology Handbook*, Elsevier Academic Press, Burlington, 2006.
- [KE16] KHAMANDA, G.; EL HAMI, A.: *Reliability in Biomechanics*, ISTE Ltd., London, 2016.
- [KHF+17] KUNTZ, B.; HOEBEL, J.; FUCHS, J.; NEUHAUSER, H.; LAMPERT, T.: Soziale Ungleichheit und chronische Rückenschmerzen bei Erwachsenen in Deutschland, In: *Bundesgesundheitsblatt, Gesundheitsforschung, Gesundheitsschutz*, 2017, Volume 60, Issue 7, S. 783-791.

- [KHR+20] KIM, Y.-H.; HA, K.-Y.; RHYU, K.-W.; PARK, H.-Y.; CHO, C.-H.; KIM, H.-C.; LEE, H.-J.; KIM, S.-I.: Lumbar Interbody Fusion: Techniques, Pearls and Pitfalls, In: Asian Spine Journal, 2020, Volume 14, Issue 5, S. 730-741.
- [Kle15] KLEIN, B.: FEM Grundlagen und Anwendungen der Finite-Elemente-Methode im Maschinen- und Fahrzeugbau, Springer Fachmedien, Wiesbaden, 2015.
- [KNI+06] KETTLER, A.; NIEMEYER, T.; ISSLER, L.; MERK, U.; MAHALINGAM, M.; WERNER, K.; CLAES, L.; WILKE, H.-J.: In vitro fixator rod loading after transforaminal compared to anterior lumbar interbody fusion, In: Clinical Biomechanics, 2006, Volume 21, Issue 5, S. 435-442.
- [KPL+02] KHOO, L. T.; PALMER, S.; LAICH, D. T.; FESSLER, R. G.: Minimally Invasive Percutaneous Posterior Lumbar Interbody Fusion, In: Neurosurgery, 2002, Volume 51, Supplement 2, S. 166-188.
- [KS12] KLEIN, P.; SOMMERFELD, P.: Biomechanik der menschlichen Gelenke – Biomechanik der Wirbelsäule, Urban & Fischer Verlag, München, 2012
- [Kug17] KUGLER, P.: Der menschliche Körper - Anatomie, Physiologie, Pathologie, Elsevier, München, 2017.
- [Kul98] KULLMER, G.: Biomechanische Analysen des menschlichen Bewegungsapparats mit Hilfe der Finite Elemente Methode, VDI-Verlag GmbH, Düsseldorf, 1998.
- [Kum05] KUMMER, B.: Biomechanik Form und Funktion des Bewegungsapparates, Deutscher Ärzte-Verlag GmbH, Köln, 2005.
- [KVF+18] KIM, D. H.; VACCARO, A. R.; FESSLER, R. G.; RADCLIFF, K. E.: Spinal Instrumentation Challenges and Solutions, Thieme Medical Publishers, New York, 2018.
- [LHG96] LU, M. Y.; HUTTON, W. C.; GHARPURAY, V. M.: Do Bending, Twisting, and Diurnal Fluid Changes in the Disc Affect the Propensity to Prolapse? A Viscoelastic Finite Element Model, In: Spine, 1996, Volume 21, Number 22, S. 2570-2579.
- [LPA+13] LALONDE, N. M.; PETIT, Y.; AUBIN, C.-É.; WAGNAC, E.; ARNOUX, P.-J.: Method to Geometrically Personalize a Detailed Finite-Element Model of the Spine, In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2013, Volume 60, Number 7.
- [LR73] LIU, Y.; RAY, G.: A Finite Element Analysis of Wave Propagation in the Human Spine. In: Aerospace Medical Research Lab, Technical Report F33615-72-C-1212.
- [LVP+10] LALONDE, N. M.; VILLEMURE, I.; PANNETIER, R.; PARENT, S.; AUBIN, C.-É.: Biomechanical modeling of the lateral decubitus posture during corrective scoliosis surgery, In: Clinical Biomechanics, 2010, Volume 25, Issue 6, S. 510-516.
- [LW20] LEDER, B. Z.; WEIN, M. N.: Osteoporosis Pathophysiology and Clinical Management, Springer Nature Switzerland, Cham, 2020.
- [LY21] LEI, W.; YAN, Y.: Internal Fixation of the Spine Principles and Practice, Springer Nature Singapore, Singapore, 2021.

- [MBH16] MURPHY, W.; BLACK, J.; HASTINGS, G.: Handbook of Biomaterial Properties, Springer Science+Business Media, New York, 2016.
- [MBS+15] MARTIN, R. B.; BURR, D. B.; SHARKEY, N. A.; FYHRIE, D. P.: Skeletal Tissue Mechanics, Springer Science+Business Media, New York, 2015.
- [MHH+10] MEIJER, G. J. M.; HOMMINGA, J.; HEKMAN, E. E. G.; VELDHUIZEN, A. G.; VERKERKE, G. J.: The effect of three-dimensional geometrical changes during adolescent growth on the biomechanics of a spinal motion segment, In: Journal of Biomechanics, 2010, Volume 43, Issue 8, S. 1590-1597.
- [MMS19] MANJILA, S. V.; MROZ, T. E.; STEINMETZ, M. P.: Lumbar Interbody Fusions, Elsevier, Edinburgh, 2019.
- [MPD+16] MOBBS, R. J.; PHAN, K.; DALY, D.; RAO, P. J.; LENNOX, A.: Approach-Related Complications of Anterior Lumbar Interbody Fusion: Results of a Combined Spine and Vascular Surgical Team, In: Global Spine Journal, 2016, Volume 6, Issue 2, S. 147-154.
- [MPM+15] MOBBS, R. J.; PHAN, K.; MALHAM, G.; SEEX, K.; RAO, P. J.: Lumbar interbody fusion: techniques, indications and comparison of interbody fusion options including PLIF, TLIF, MI-TLIF, OLIF/ATP, LLIF, ALIF, In: Journal of Spine Surgery, 2015, Volume 1, Number 1.
- [MR19] MEYER, B.; RAUSCHMANN, M.: Spine Surgery A Case-Based Approach, Springer Nature Switzerland, Cham, 2019.
- [MTP18] MOUSSA, A.; TANZER, M.; PASINI, D.: Cervical fusion cage computationally optimized with porous architected Titanium for minimized subsidence, In: Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2018, Volume 85, S. 134-151.
- [NLC+17] NEWELL, N.; LITTLE, J. P.; CHRISTOU, A.; ADAMS, M. A.; ADAM, C. J.; MASOUIROS, S. D.: Biomechanics of the human intervertebral disc: A review of testing techniques and results, In: Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2017, Volume 69, S. 420-434.
- [NSB79] NECHMSON, A. L.; SCHULTZ, A. B.; BERKSON, M. H.: Mechanical Properties of Human Lumbar Spine Motion Segments – Influence of Age, Sex, Disc Level and Degeneration, In: Spine, 1979, Volume 4, Number 1.
- [NWP+07] NOAILLY, J.; WILKE, H.-J.; PLANELL, J. A.; LACROIX, D.: How does the geometry affect the internal biomechanics of a lumbar spine bi-segment finite element model? Consequences on the validation process, In: Journal of Biomechanics, 2007, Volume 40, Issue 11, S. 2414-2425.
- [NWS12] NIEMEYER, F.; WILKE, H.-J.; SCHMIDT, H.: Geometry strongly influences the response of numerical models of the lumbar spine - A probabilistic finite element analysis, In: Journal of Biomechanics, 2012, Volume 45, Issue 8, S. 1414-1423.
- [OMS+16] OSTERHOFF, G.; MORGAN, E. F.; SHEFELBINE, S. J.; KARIM, L.; MCNAMARA, L. M.; AUGAT, P.: Bone mechanical properties and changes with osteoporosis, In: Injury, 2016, Volume 47, Supplement 2, S. 11-20.
- [PB88] PEARCY, M. J.; BOGDUK, N.: Instantaneous Axes of Rotation of the Lumbar Intervertebral Joints, In: Spine, 1988, Volume 13, Number 9, S. 1033-1041.

- [Pre98] PRESCHER, A.: Anatomy and pathology of the aging spine, In: European Journal of Radiology, 1998, Volume 27, Issue 3, S. 181-195.
- [PS15] PALASTANGA, N.; SOAMES, R.: Anatomie und menschliche Bewegung Strukturen und Funktionen, Urban & Fischer, München, 2015.
- [PZ09] PAHR, D. H.; ZYSSET, P. K.: From high-resolution CT data to finite element models; development of an integrated modular framework. In: Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2009, Volume 12, S. 45-57.
- [Qui21] QUIÑONES-HINOJOSA, A.: Operative Neurosurgical Techniques Indications, Methods, and Results, Elsevier, Philadelphia, 2021.
- [QWL+98] QUINT, U.; WILKE, H.-J.; LÖER, F.; CLAES, L. E.: Funktionelle Folgen operativer Dekompressionen am lumbalen Bewegungssegment - eine biomechanische Studie in vitro, In: Orthopäde und Unfallchirurgie, 1998, Volume 136, Issue 4, S. 350-357.
- [RBM17] ROSS, J. S.; BENDOK, B. R.; MCCLENDON, J.: Imaging in Spine Surgery, Elsevier, Philadelphia, 2017.
- [REK+15] RUPP, T. K.; EHLERS, W.; KARAJAN, N.; GÜNTHER, M.; SCHMITT, S.: A forward dynamics simulation of human lumbar spine flexion predicting the load sharing of intervertebral discs, ligaments, and muscles, In: Biomechanics and modeling in Mechanobiology, 2015, Volume 14, Issue 5, S. 1081-1105.
- [Reu76] REULEAUX, F.: Kinematics of Machinery Outlines of a Theory of Machines, Macmillan and Co., London, 1876.
- [RH18] ROTHMAN, R.; HERKOWITZ, H. N.: The Spine, Elsevier, Philadelphia, 2018
- [RK20] RICHARD, H. A.; KULLMER, G.: Biomechanik Anwendung mechanischer Prinzipien auf den menschlichen Bewegungsapparat, Springer Fachmedien, Wiesbaden 2020
- [RLN+21] REMUS, R.; LIPPHAUS, A.; NEUMANN, M.; BENDER, B.: Calibration and validation of a novel hybrid model of the lumbosacral spine in ArtiSynth - The passive structures, In: PLOS ONE, 2021.
- [RNP+07] RENNER, S. M.; NATARAJAN, R. N.; PATWARDHAN, A. G.; HAVEY, R. M.; VORONOV, L. I.; GUO, B. Y.; ANDERSSON, G. B. J.; AN, H. S.: Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine, In: Journal of Biomechanics, 2007, Volume 40, Issue 6, S. 1326-1332.
- [RRF+15] RICKERT, M.; RAUSCHMANN, M.; FLEEGER, C.; BEHRBALK, E.; HARMS, J.: Interkorporelle Fusionsverfahren an der Wirbelsäule Die Entwicklung aus historischer Sicht, In: Orthopäde, 2015, Volume 44, Issue 2, S. 104-113.
- [RVA+13] ROBERTSON, D. J.; VON FORELL, G. A.; ALSUP, J.; BOWDEN, A. E.: Thoracolumbar spinal ligaments exhibit negative and transverse pre-strain, In: Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2013, Volume 23, S. 44-52.
- [SAS86] SHIRAZI-ADL, A.; AHMED, A. M.; SHRIVASTA, S. C.: A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments, In: Journal of Biomechanics, 1986, Volume 19, Issue 4, S. 331-350.

- [SB16] STEINMETZ, M. P.; BENZEL, E. C.: Spine Surgery Techniques, Complication Avoidance, and Management, Elsevier, Philadelphia, 2016.
- [SBB21] STEINMETZ, M. P.; BERVEN, S. H.; BENZEL, E. C.: Spine Surgery Techniques, Complication Avoidance, and Management, Elsevier, Philadelphia, 2021.
- [SBC19] SCHROEDER, G. D.; BAAJ, A. A.; VACCARO, A. R.: Revision Spine Surgery Pearls and Pitfalls, CRC Press Taylor & Francis Group, Boca Raton, 2019.
- [SG16] STOKES, I. A. F.; GARDNER-MORSE, M.: A data base of lumbar spinal mechanical behavior for validation of spinal analytical models, In: Journal of Biomechanics, 2016, Volume 49, Issue 5, S. 780-785.
- [SGR+13] SCHMIDT, H.; GALBUSERA, F.; ROHLMANN, A.; SHIRAZI-ADL, A.: What have we learned from finite element model studies of lumbar intervertebral discs in the past four decades?, In: Journal of Biomechanics, 2013, Volume 46, Issue 14, S. 2342-2355.
- [SHC+08] SCHMIDT, H.; HEUER, F.; CLAES, L.; WILKE, H.-J.: The relation between the instantaneous center of rotation and facet joint forces - A finite element analysis, In: Clinical Biomechanics, 2008, Volume 23, Issue 3, S. 270-278.
- [SHD+07] SCHMIDT, H.; HEUER, F.; DRUMM, J.; KLEZL, Z.; CLAES, L.; WILKE, H.-J.: Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment, In: Clinical Biomechanics, 2007, Volume 22, Issue 4, S. 377-384.
- [SHS+06] SCHMIDT, H.; HEUER, F.; SIMON, U.; KETTLER, A.; ROHLMANN, A.; CLAES, L.; WILKE, H.-J.: Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus, In: Clinical Biomechanics, 2006, Volume 21, Issue 4, S. 337-344.
- [SKH+07] SCHMIDT, H.; KETTLER, A.; HEUER, F.; SIMON, U.; CLAES, L.; WILKE, H.-J.: Intradiscal Pressure, Shear Strain, and Fiber Strain in the Intervertebral Disc Under Combined Loading, In: Spine, 2007, Volume 32, Number 7, S. 748-755.
- [SLR95] SHARMA, M.; LANGRANA, N. A.; RODRIGUEZ, J.: Role of Ligaments and Facets in Lumbar Spinal Stability, In: Spine, 1995, Volume 20, Number 8, S. 887-900.
- [SSS18] SCHÜNKE, M.; SCHULTE, E.; SCHUMACHER, U.: Prometheus LernAtlas der Anatomie Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2018.
- [SWB+79] SCHULTZ, A. B.; WARWICK, D. N.; BERKSON, M.H.; NACHEMSON, A. L.: Mechanical Properties of Human Lumbar Spine Motion Segments – Part I: Responses in Flexion, Extension, Lateral Bending, and Torsion, In: Journal of Biomechanical Engineering, 1979, Volume 101, S. 46-52.
- [SWI+94] SKAGGS, D. L.; WEIDENBAUM, M.; IATRIDIS, J. C.; RATCLIFFE, A.; MOW, V. C.: Regional Variation in Tensile Properties and Biochemical Composition of the Human Lumbar Anulus Fibrosus, In: Spine, 1994, Volume 19, Issue 12, S. 1310-1319.
- [SWK13] KAUFFMANN, G.; SAUER, R.; WEBER, W.: Radiologie Bildgebende Verfahren, Strahlentherapie, Nuklearmedizin und Strahlenschutz, Urban & Fischer, München, 2013.

- [Ten18] TENDER, G.: Minimally Invasive Spine Surgery Techniques, Springer International Publishing, Cham, 2018
- [Tka68] TKACZUK, H.: Tensile Properties of Human Lumbar Longitudinal Ligaments, In: Acta Orthopaedica Scandinavica, 1968, Volume 39, Issue 115, S. 1-69.
- [TPS+90] THOMPSON, J. P.; PEARCE, R. H.; SCHECHTER, M. T.; ADAMS, M. E.; TSANG, I. K.Y.; BISHOP, P. B.: Preliminary Evaluation of a Scheme for Grading the Gross Morphology of the Human Intervertebral Disc, In: Spine, 1990, Volume 15, Issue 5, S. 411-415.
- [Tum20] TUMIALÁN, L. M.: Minimally Invasive Spine Surgery A Primer, Thieme Publishers, New York, 2020
- [VG12] VIEWEG, U.; GROCHULLA, F.: Manual of Spine Surgery, Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg, 2012
- [VVA+22] VANACLOCHA-SAIZ, A.; VANACLOCHA, VICENTE, ATIENZA, C. M.; CLAVEL, P.; JORDA-GOMEZ, P.; BARRIOS, C.; VANACLOCHA, L.: Finite Element Analysis of a Bionate Ring-Shaped Customized Lumbar Disc Nucleus Prosthesis, In: ACS Applied Bio Materials, 2022, Volume 5, Issue 1, S. 172-182.
- [VWZ+18] VAJNA, S.; WEBER, C.; ZEMAN, K.; HEHENBERGER, P.; GERHARD, D.; WARTZACK, S.: CAX für Ingenieure Eine praxisbezogene Einführung, Springer-Verlag, Wiesbaden, 2018.
- [WCS+94] WILKE, H.-J.; CLAES, L.; SCHMIDT, H.; WOLF, S.: A universal spine tester for in vitro experiments with muscle force simulation, In: European Spine Journal, 1994, Volume 3, Issue 3, S. 91-97.
- [Wei02] WEISER, J.: Automatisierte Erstellung von individuellen Computermodellen zur Simulation des menschlichen Bewegungsapparates mittels der Finite-Elemente-Methode, VDI-Verlag GmbH, Düsseldorf, 2002.
- [WL04] WAGNER, D. R.; LOTZ, J. C.: Theoretical model and experimental results for the nonlinear elastic behavior of human annulus fibrosus, In: Journal of Orthopaedic Research, 2004, Volume 22, Issue 4, S. 901-909.
- [WLB14] WIESMANN, M.; LINN, J.; BRÜCKMANN, H.: Atlas Klinischer Neuroradiologie Wirbelsäule und Spinalkanal, Springer-Verlag GmbH, Berlin-Heidelberg, 2014.
- [WP91] WHITE, A.A.; PANJABI, M. M.: Clinical Biomechanics of the Spine, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 1991.
- [WS97] WENGER, K. H.; SCHLEGEL, J. D.: Annular bulge contours from an axial photogrammetric method, In: Clinical Biomechanics, 1997, Volume 12, Number 7/8, S. 438-444.
- [WSK+22] WOODCOCK; S.C.; SCHRAMM, B.; KULLMER, G.; RICHARD, H. A.: Bewertung der Knochen-Schraube Verbindung im Auszugtest und unter physiologischer Belastung in der Finite Elemente Methode. Arbeitskreis: Zuverlässigkeit von Implantaten und Biostrukturen, Deutscher Verband für Materialforschung und -prüfung e.V., September 29-30, 2022, Rostock.
- [WV18] WILKE, H.-J.; VOLKHEIMER, D.: Basic Biomechanics of the Lumbar Spine, Biomechanics of the Spine Basic Concepts, Spinal Disorders and Treatments, Elsevier, Philadelphia, 2018.

- [WWC+98] WILKE, H.-J.; WENGER, K.; CLAES, L.: Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants, In: *European Spine Journal*, 1998, Volume 7, Issue 2, S. 148-154.
- [YPC+89] YAMAMOTO, I.; PANJABI, M. M.; CRISCO, T.; OXLAND, T.: Three-Dimensional Movements of the Whole Lumbar Spine and Lumbosacral Joint, In: *Spine*, 1989, Volume 14, Issue 11, S. 1256-1260.
- [ZBR09] ZANDER, T.; BERGMANN, G.; ROHLMANN, A.: Large sizes of vertebral body replacement do not reduce the contact pressure on adjacent vertebral bodies per se, In: *Medical Engineering & Physics*, 2009, Volume 31, Issue 10, S. 1307-1312.

## STUDENTISCHE ARBEITEN

Die nachstehend aufgeführten studentischen Arbeiten wurden im Kontext der vorliegenden Dissertation bei der Angewandten Mechanik der Universität Paderborn angefertigt. Die Definition der Zielsetzung, die Bearbeitung sowie die Auswertung, Interpretation und Visualisierung von Ergebnissen erfolgten unter wissenschaftlicher Anleitung der Betreuenden Gunter Kullmer und Steven Woodcock. Die erzielten Ergebnisse sind zum Teil in die Dissertation eingeflossen.

- [Bar21] BARMEIER, L (Betreuer: Gunter Kullmer, Steven Woodcock):  
Systematische Entwicklung und Konstruktion einer Prüfvorrichtung für  
Implantate der menschlichen Lendenwirbelsäule.  
Universität Paderborn, Angewandte Mechanik, unveröffentlichte Masterarbeit,  
2021
- [You23] YOUSOFI, S. (Betreuer: Gunter Kullmer, Steven Woodcock):  
CAE-gestützte Entwicklung einer artifiziellen Bandscheibe.  
Universität Paderborn, Angewandte Mechanik, unveröffentlichte  
Bachelorarbeit, 2023

In Ergänzung zu meinem Antrag auf Zulassung zur Promotion in der Fakultät Maschinenbau der Universität Paderborn erkläre ich gemäß §11 der Promotionsordnung und unter Beachtung der Regelung zur Zitation studentischer Arbeiten:

Die von mir vorgelegte Dissertation habe ich selbstständig verfasst, und ich habe keine anderen als die dort angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt. Es sind Inhalte studentischen Ursprungs (studentische Arbeiten) in dieser Dissertation enthalten. Ich habe die verwendeten Arbeiten entsprechend der Regelungen „Zitation aus studentischen Arbeiten in Dissertationen“ zitiert.

Salzkotten, den 19.06.2026

