

Abschlussbericht zum Vorhaben

„Unmittelbare und mittelbare Auswirkungen von mechanischen Fließeigenschaften passiver Strukturen auf die Belastungsverteilung innerhalb der Wirbelsäule und auf das Risiko von Arbeitshandlungen“ (FP-0390)

Laufzeit

01.03.2017 – 31.10.2019

Bericht vom 31.01.2020

Autoren

Syn Schmitt, Falk Mörl, Michael Günther

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung deutsch.....	3
Kurzfassung englisch.....	4
1. Problemstellung.....	5
2. Forschungszweck/-ziel.....	7
3. Methodik.....	8
4. Ergebnisse des Gesamtvorhabens.....	11
5. Auflistung der für das Vorhaben relevanten Veröffentlichungen, Schutzrechtsanmeldungen und erteilten Schutzrechte von nicht am Vorhaben beteiligten Forschungsstellen.....	19
7. Aktueller Umsetzungs- und Verwertungsplan.....	21
8. Anhang/Anhänge.....	22
Unterschriftenseite verpflichtend für Kooperationsprojekte.....	23

Kurzfassung deutsch

Ziele: Die Belastungsverteilung auf Strukturen innerhalb der Wirbelsäule – mit Ausnahme des Bandscheibendruckes eine weiterhin unbeantwortete Frage – beim passiven Beugen der Lendenwirbelsäule (LWS) war im Fokus dieser kombinierten Experimental-Simulationsstudie. Die Kenntnis der Belastungsverteilung ermöglicht eine zielgerichtete Prävention von Rückenbeschwerden.

Aktivitäten/Methoden: Experimentell wurde der Gesamt-Widerstand der LWS beim Beugen mit einer Rumpf-Beuge-Maschine erfasst, der Zusammenhang von zunehmenden Drehmoment bei zunehmenden Beugewinkel wurde als lumbale Flexions-Charakteristik definiert. Mit einem Computermodell (i) wurde in einer vorwärtsdynamischen Simulation die experimentelle Situation nachgebildet und (ii) die lasttragenden Strukturen des Modells bestimmt. Das Computermodell ist somit valide, um Voraussagen über Belastung und Lastverteilung der simulierten Elemente während der experimentellen Testsituation zu treffen. Belastungen werden dargestellt für Muskel-Sehnen-Einheiten, Bänder, Bandscheiben und Facettengelenke.

Neun weibliche und zehn männliche Versuchspersonen wurden untersucht. Bewegungen der LWS wurden mit einem Marker-basierten Infrarotlicht-Messsystem erfasst. Der Beugewiderstand der LWS – das Drehmoment – wurde mit der Rumpfbeugemaschine gemessen. Die Aktivierung der Rückenmuskeln war im Bereich der Ruheaktivierung, so dass nennenswerte aktive Muskelkräfte ausgeschlossen werden konnten. Mittels eines mathematischen Modells wurde die nicht-lineare lumbale Flexions-Charakteristik beschrieben.

Ergebnisse: Strecken der LWS nach vorangegangenem Beugen und reines Beugen unterscheiden sich signifikant. Beim Strecken wird ein größerer LWS-Winkel (aufgelöste Lordose) überstrichen, wenn die vorher beim Beugen erreichten Momente wirken. Dies weist auf fließende Eigenschaften der LWS hin, welche mit passiven Ermüdungsprozessen in Zusammenhang stehen können.

Als Nebenergebnis konnten im Vergleich zwischen Simulation und Experiment die Steifigkeitswerte von Bändern und passiven Muskelbestandteilen neu bestimmt werden. Gegenüber Literaturdaten sind diese stark verringert. Trotz dieser Anpassung sagt das Modell in den meisten Situationen im Vergleich zu den Experimenten eine immer noch zu große Steifigkeit der LWS voraus. Eine tiefere Analyse von Literaturdaten zeigte, dass anatomische und mechanische Parameter der Rückenbänder defizitär dokumentiert sind. Für zukünftige experimentelle Messungen entsteht daher der Anspruch, dass Ruhelängen von Bändern als sehr sensitive Parameter genannt sein müssen. Nur so können sie als Ausgangspunkt für weitere Simulationen verwendet werden.

Das Modell kann Bandscheibendrucke valide berechnen. So können Bandscheibendrucke in verschiedenen (passiven) Beugewinkeln der LWS auf Ebene L4/5 voraus gesagt werden, die mit Werten der Literatur bei vergleichbaren Haltungen dokumentiert sind. Außerdem erklärt das Modell den Mechanismus, welcher auch ohne vorhandene externe Belastung zu großen Bandscheibendrucken führt: Einfaches Vorbeugen führt zu einer Dehnung dorsaler Strukturen wie Muskel-Sehnen-Einheiten und Bänder und damit zu einer starken Erhöhung des Bandscheibendruckes. Jegliche zusätzliche äußere Belastung oder aktive Muskelkräfte erhöhen die Belastung der Wirbelsäule weiter. Der Bandscheibendruck allein beschreibt die Belastungssituation nur unvollständig, alle anderen lasttragenden Strukturen müssen beachtet werden.

Dauerhaftes oder wiederholtes Beugen der LWS kann damit begründet als selbst regulierbarer Risikofaktor identifiziert werden (Verhaltensprävention). Alltagsaktivitäten wie dauerhaftes Sitzen oder wiederholtes Beugen des Rumpfes haben das Potential, Langzeit-Effekte auszulösen und sollten daher – begründet – ergonomisch dosiert angewandt werden. Einfach ausgedrückt: Mit dem Modell lässt sich dauerhaftes Sitzen oder wiederholtes Vorbeugen als bedeutenden Risikofaktor für Wirbelsäulenbelastung darstellen.

Kurzfassung englisch

Aim: The load distribution among lumbar spine structures --still an unanswered question-- has been in the focus of this combined experimental and simulation study.

Activities/Methods: First, the overall passive resistive torque-angle characteristics of healthy subjects' lumbar spines during flexion-extension cycles in the sagittal plane were determined experimentally, by use of a custom-made trunk bending machine. Second, a computer model of the human body that incorporates a detailed lumbar spine was used to (i) simulate the human-machine interaction in accordance with the experiments and (ii) validate the modelled properties of the load-bearing structures. Third, the computer model was used to predict the load distribution in the experimental situation among the implemented lumbar spine structures: muscle-tendon units, ligaments, intervertebral discs, and facet joints.

Nine female and ten male volunteers were investigated. Lumbar kinematics were measured with a marker-based infrared device. The lumbar flexion resistance was measured by the trunk bending machine through strain gauges on the axes of the machine's torque motors. Any lumbar muscle activity was excluded by simultaneous sEMG monitoring. A mathematical model was used to describe the non-linear flexion characteristics.

Results: The subsequent extension branch of a flexion-extension torque-angle characteristic could be distinguished from its flexion branch by the zero-torque lordosis angle shifted to lower values.

A side finding was that the model values of ligament and passive muscle stiffnesses, extracted from well-established literature sources, had to be distinctly reduced in order to approach our measured overall lumbar stiffness values. Even after such parameter adjustment in comparison to experimental data, the computer model still predicts too stiff lumbar spines in most cases. A review of literature data reveals a deficient documentation of anatomical and mechanical parameters of spinal ligaments. For instance, rest lengths of ligaments --a very sensitive parameter for simulations-- and cross-sectional areas turned out to be incompletely documented.

Yet, our model reproduces literature data of measured pressure values within the lumbar disc at level L4/5, well. Stretch of the lumbar dorsal (passive) muscle and ligament structures as an inescapable response to flexion can fully explain the pressure values in the lumbar disc. Any further external forces like gravity, or any muscle activities, further increase the compressive load on a vertebral disc. The impact of daily or sportive movements on the loads of the spinal structures other than the disc can not be predicted ad hoc, because, for example, the load distribution itself crucially determines the structures' current lever arms. Simulation of fatigued ligaments due to long term loading revealed load transmission to muscle-tendon-complexes and, thus, a different inner load scenario.

In summary, compressive loads on the vertebral discs are not the major determinants, and very likely also not the key indicators, of the load scenario in the lumbar spine. All other structures should be considered at least equally relevant in the future. Likewise, load indicators other than disc compression are advisable to turn attention to. Further, lumbar flexion is a self-contained factor of lumbar load. It may be worth while, to take more consciously care of trunk flexion during daily activities, for instance, regarding long-term effects like lasting repetitive flexions or sedentary postures.

1. Problemstellung

Bandscheibenbedingte Erkrankungen der Lendenwirbelsäule (LWS) und Rückenschmerzen verursachen hohe Kosten durch Arbeitsunfähigkeit bis hin zur Frühberentung: Im Jahr 2010 wurden etwa 48 Millionen Arbeitsunfähigkeits (AU)-Tage allein durch Rückenbeschwerden gezählt. Rückenbeschwerden verursachen mit etwa 12% aller AU-Tage einen Großteil der Arbeitsunfähigkeit. Die Rehabilitation ist mit durchschnittlich 18 bis 19 AU-Tagen sehr lang und damit kostenintensiv. Außerdem schieden im Jahr 2010 26.000 Versicherte aufgrund von Muskel-Skelett-Erkrankungen (MSE) vorzeitig aus dem Berufsleben aus. Im Vergleich mit anderen Gründen für Arbeitsunfähigkeit erzeugen MSE-bedingte Arbeitsunfähigkeiten mit 9,1 Milliarden € einen enormen Produktivitätsausfall und mit 16 Milliarden € einen hohen Verlust an Bruttowertschöpfung (DGUV, 2013). Hinzu kommt, dass die durch Rückenbeschwerden verursachte sozio-ökonomische Belastung weiter zunimmt (Handelsblatt, 17.12.2013). Rückenschmerzen im Allgemeinen, aber auch chronisch unspezifische oder nicht klassifizierte Rückenschmerzen, haben meist ein Trauma oder Mikro-Traumata als Ursache, die wiederum eine gestörte Funktion der Mechano-Sensoren zur Folge haben (Panjabi, 2006). Mechanische Überlastungszustände an der Wirbelsäulenstruktur, entweder kurzzeitig oder dauerhaft, sind als wesentlicher Auslöser für Rückenbeschwerden anerkannt. Insofern können diese z.T. sehr geringen Verletzungen des Bewegungsapparates eine arbeitsbedingte Gesundheitsgefahr für das Auftreten akuter, aber auch chronischer Rückenschmerzen darstellen. Neben heftigen Unfallwirkungen, welche zu Schädigungen an der Wirbelsäule führen, sind weitere bei der Arbeit oder im täglichen Leben auftretende Ursachen trotz hohem Forschungsaufwand bislang nicht zufriedenstellend geklärt. Neben der Verhütung von Arbeitsunfällen umfasst der Präventionsauftrag der gesetzlichen Unfallversicherung jedoch auch die Vermeidung oder Verringerung arbeitsbedingter Gesundheitsgefahren, welche zu Rückenbeschwerden führen könnten.

Verschiedene Arbeitstätigkeiten, welche sich wiederholende oder dauerhafte Beugehaltungen des Rückens erfordern (z.B. im Baugewerbe, beim Transport, bei Kommissionierung, in der Verwaltung), weisen eine Häufung von Rückenschmerzen auf. Die häufigsten Verdachtsfälle einer arbeitsbedingten Rückenerkrankung (BK2108) entstehen nach wie vor im Gesundheitswesen und im Baugewerbe. Auffällig ist aber, dass metallverarbeitende Gewerbe, Handel, Verwaltung, sowie die Arbeit im öffentlichen Dienst in etwa die gleiche Anzahl von Verdachtsmeldungen pro Arbeitstätigkeitskategorie auf eine arbeitsbedingte Wirbelsäulenerkrankung nennen (Haupt et al., 2008). Im Baugewerbe und im Gesundheitswesen werden meist hohe Lasten und ungünstige verhaltens- oder verhältnispräventive Umstände als Gründe für Rückenschmerzen angenommen. Bei Büroarbeit in Handel und Verkehr können neben zu bewältigenden äußeren Lasten noch andere Gründe zur Entstehung von Rückenschmerzen angenommen werden. Vor allem bei wenig äußerlich-mechanisch belasteten Versicherten mit Büroarbeit ist eine Argumentation, die einzig auf die Auswirkung einer hohen äußeren Last basiert, nicht stimmig. Neben den mechanischen Belastungen sind auch eine fehlerhafte antizipative Verhaltenskontrolle, d.h. eine fehlerhafte motorische Ansteuerung der beteiligten Muskulatur, sowie emotionale psychische Faktoren nicht zu vernachlässigen (Apkarian et al., 2013). Eine wichtige Rolle spielt hier beispielsweise die Angst vor einem weiteren Schmerzeignis, die zu einer veränderten Motorik führt (Hodges, 2011) und schließlich die Chronifizierung eines akuten Rückenschmerzes begünstigt. Diese Einflussfaktoren, die nicht durch hohe Belastungen begründet werden können, sind einer direkten Messung jedoch nicht oder nur mit erheblichem – möglicherweise auch ethisch bedenklichem – Aufwand zugänglich. Hinzu kommt, dass die Entwicklung chronischer Rückenschmerzen einen längeren Prozess durchläuft und somit ein direkter Zusammenhang mit einer momentan durchgeführten Tätigkeit selten herzustellen ist. Vielmehr wird vermutet, dass eine wiederkehrende, möglicherweise niederschwellige mechanische Exposition durch bestimmte Bewegungen oder Körperhaltungen bereits schon bei Eigengewichtslast ursächlich für die Entstehung von Rückenschmerz anzusehen ist. Diese Hypothese basiert auf unterschiedlichen Effekten der Wirbelsäule, die teilweise bisher nur im Tierversuch nachgewiesen werden konnten (Solomonow,

1999). Der Nachweis der Hypothese hätte einen erheblichen Einfluss auf bestehende Präventionskonzepte zur Lastmanipulation, Einstellung von Arbeitshöhen oder Arbeit in sitzender Körperhaltung: Es könnte einerseits begründet werden, warum diese Tätigkeiten bzw. Haltungen zu Schmerzen oder Schädigungen führen können. Andererseits könnten Zeiträume empfohlen und begründet werden, ab wann nach einer bestimmten Arbeit eine Pause in gestreckter Körperhaltung empfehlenswert ist.

Bisher konzentrierte man sich bei Belastungsabschätzungen des Rückens und daraus resultierenden potentiellen Risiken auf den Bandscheibendruck (z.B. Chaffin, 1969; McGill&Norman, 1985; Gracovetsky, 1986; Cholewicki&McGill, 1996; Arjmand&Shirazi-Adl, 2006; Christophy et al, 2012). Dies ist wohl darauf zurück zu führen, dass die einzigen direkten Belastungsmessungen an der Wirbelsäule den Bandscheibeninnendruck erfassten (Nachemson 1960, 1963, 1965; Wilke et al, 1999, 2001). Im Widerspruch zur Bandscheibendruck – Schädigungsthese stehen Erfahrungen aus den finnischen Zwillingsstudien: Unterschiedliche Belastungen führen bei Zwillingen zu nahezu identischen Befunden bezüglich des Bandscheiben-Degenerationsgrades (z.B. Battie et al, 1991, 1995; Videman et al, 1997; Videman&Battie, 1999).

In diesem Projekt soll eine Grundlage dafür geschaffen werden, die möglichen mechanischen Ursachen für die Rückenschmerzentstehung valide zu quantifizieren. Da eine direkte Messung der Belastungen des Muskel-Skelett-Apparates am Arbeitsplatz gegenwärtig nicht möglich bzw. nicht praktikabel ist, wird hier ein biomechanisches Modell des menschlichen Körpers genutzt werden, das alle wichtigen krafttragenden inneren Strukturen des Beckens und des Rumpfes hinsichtlich ihrer Anatomie und ihrer biologisch-physiologischen Eigenschaften abbildet. Mit diesem Modell können die inneren Belastungen valide berechnet werden. Die Belastung dieser passiven und aktiven Strukturen, also der Wirbel, der Bänder der Wirbelsäule, der Bandscheiben, der Facettengelenke und der Muskeln des Beckens und der Wirbelsäule, hängt zusätzlich von dem sich während der Bewegung dauerhaft ändernden Aktivierungszustand der beteiligten Muskulatur ab. Experimentell wird die lumbale Flexions-Charakteristik erfasst. Die experimentelle Situation wird durch das Computermodell abgebildet, darüber die lasttragenden Strukturen des Modells validiert und letztlich eine Voraussage über die Lastsituation aller im Modell implementierten Strukturen erstellt.

Das Projekt war einerseits geprägt durch methodische Weiterentwicklung, da es auf diesem Gebiet noch kein umfänglich validiertes und entsprechend den Anforderungen verfügbares Menschmodell gab. Damit wurden andererseits im Laufe des Projekts die mechanischen Belastungen von biologischen Strukturen, wie etwa der Bandscheiben, durch Dauerbelastung aufgrund menschlicher Tätigkeiten besser vorhersagbar. Mit Kenntnis der inneren Wirbelsäulenbelastung ist nun eine bessere Bewertung von Arbeitsplätzen unter ergonomischen Gesichtspunkten möglich, präventive Maßnahmen können begründet und gezielter eingesetzt werden.

2. Forschungszweck/-ziel

Ziel des Projektes war es, mechanische Belastungen des Rückens – welche weiterhin als Ursache für Rückenschmerzen oder Schädigungen der Wirbelsäule gelten – mit einem modernen Wirbelsäulenmodell valide zu quantifizieren. Direkte Messungen der Belastungen des Muskel-Skelett-Apparates am Arbeitsplatz sind gegenwärtig nicht möglich bzw. nicht praktikabel. Daher wurde in diesem Projekt ein biomechanisches Modell des menschlichen Körpers genutzt und weiterentwickelt, das alle wichtigen krafttragenden inneren Strukturen des Beckens und des Rumpfes hinsichtlich ihrer Anatomie und ihrer biologisch-physiologischen Eigenschaften abbildet. Mit diesem Modell können die inneren Belastungen dieser passiven und aktiven Strukturen, also der Wirbel, der Bänder der Wirbelsäule, der Bandscheiben, der Facettengelenke und der Muskeln des Beckens und der Wirbelsäule, valide berechnet werden. Die Einschätzung der Validität des Modells soll durch den Vergleich der durch die Simulation vorhergesagten Bewegungen und den zugehörigen Zuständen der modellierten Strukturen mit den am lebenden Menschen experimentell erfassbaren Messgrößen erreicht werden. Zusätzlich werden Literaturdaten herangezogen.

Die Entwicklung chronischer Rückenschmerzen durchläuft vermutlich einen längeren Prozess. Somit ist ein direkter Zusammenhang mit einer momentan durchgeführten Tätigkeit selten herzustellen. Vielmehr wird vermutet, dass eine wiederkehrende, möglicherweise niederschwellige mechanische Exposition durch bestimmte Bewegungen oder Körperhaltungen bereits schon bei Eigengewichtslast ursächlich für die Entstehung von Rückenschmerz anzusehen ist.

Durch die Verwendung des verbesserten Modells und seine Anpassung auf Arbeitstätigkeiten, werden die folgenden, immer noch unbeantworteten Forschungsfragen adressiert:

1. Wie kommt es zu großen Drücken in der Bandscheibe, selbst wenn die Muskulatur nicht aktiviert ist? Welche inneren Strukturen der Wirbelsäule erfahren in Beugehaltung die größten Belastungen? Welche Belastungskomponenten der Bandscheibe sind besonders hoch: Druck, Scherung, Torsion, Quetschung?
2. Was geschieht mit passivem Gewebe während andauernder Belastung? Wie ändert sich die Belastungssituation, wenn sich durch andauernde Fehlbelastung die passiven Materialeigenschaften verändern?
3. Wie verschieben sich die inneren Belastungen durch unterschiedliche Fließeigenschaften von Materialien? Welchen Einfluss hat die Höhe der Muskelaktivität auf Fließprozesse?

3. Methodik

Das Projekt gliederte sich in zwei Teile: Teil A Modellierung und Simulation und Teil B Experiment. Zusätzlich wurde das Projekt durch einen Forschungsbegleitkreis, bestehend aus Experten der Wissenschaft sowie Mitgliedern der entsprechenden Gremien innerhalb der DGUV, begleitet und unterstützt. Der Forschungsbegleitkreis traf sich in regelmäßigen Abständen, insgesamt drei Mal und wurde durch Fortschrittsberichte auf dem aktuellen Stand gehalten.

Teil A, Modellierung und Simulation: Das bestehende Menschmodell mit detaillierter Lendenwirbelsäule, welches auf der Arbeit von Rupp et al. (2015) beruht, wurde weiterentwickelt. Hierzu wurde insbesondere eine Anpassung der Parameter in den Ruhelängen der passiven und aktiven Strukturen vorgenommen, damit das anfängliche Lastszenario der Simulation dem Lastszenario im Experiment entspricht. Als erster Arbeitsschritt wurde mit diesem verbesserten Modell die Belastung der einzelnen inneren Strukturen bei einzelnen experimentell erfassten Beugesituationen berechnet. Die errechneten Variablen sind die Zugkräfte in den Bändern, den Muskelfasern und Sehnen, die Drücke oder Scherkräfte in den Bandscheiben, aber auch äußere Messgrößen wie die Kontaktkräfte an der Schulter oder Momente auf die Maschine.

Darüber hinaus wurden zusätzliche Überprüfungen durchgeführt, die auf Anregung des Forschungsbegleitkreises entstanden sind. Dies sind die detaillierte Aufarbeitung der mechanischen Lastsituation sowohl im Experiment als auch im Modell für die Simulation. Entgegen der ursprünglichen Annahme einer bereits definierten Lastsituation haben sich daraus neue, veränderte Lastszenarien identifizieren lassen, die zu einer veränderten Analyse der Daten aus Experiment und Simulation führte (siehe Kapitel 4).

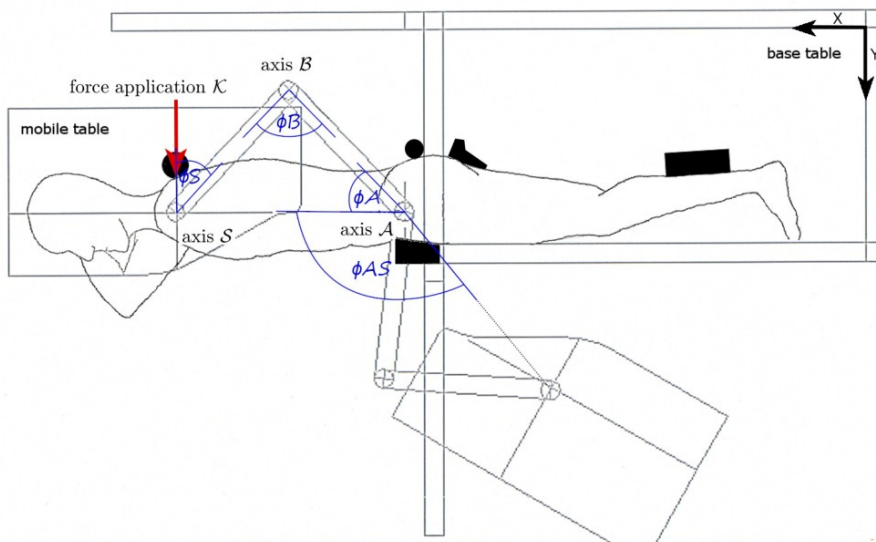
Nach Simulation der Lastsituation in der Testmaschine stellte sich heraus, dass das Modell immer zu große Kräfte im Rücken voraussagte, der Modell-Rücken also immer deutlich steifer war als im Experiment. Da die Kraft-Generation durch Einzelmodelle lasttragender Strukturen wie Bandscheiben, Bänder und Muskel-Sehnen-Einheiten erfolgt, bestand Zweifel an der korrekten Parametrisierung der Einzel-Struktur-Modelle. Um die Charakteristik des globalen, lumbalen passiven Moment-Winkel-Zusammenhangs „weicher“ zu gestalten, wurden a) Ruhelängen der Muskel-Sehnen-Einheiten vergrößert und b) mittels weiterführender Literaturrecherche die Kennwerte der Bandmodelle geprüft. Über die Literaturrecherche kann bestätigt werden, dass Kennwerte der Rücken-Bänder (Ruhelagen bezogen auf den Beugewinkel, Kraft-Dehnungs-Zusammenhang) als diffus bezeichnet werden können. Es ist schwierig, eine Studie mit umfassend sauber dokumentierten Daten zu finden. Ältere Studien (z.B. Adams et al, 1980) deuten indirekt darauf hin, dass die Ruhelagen der Rückenbänder nicht alle beim gleichen Beugewinkel zu finden sind. Eine neuere Studie (Robertson et al, 2013) bestätigt, dass innerhalb der Neutralposition der Lendenwirbelsäule das supraspinale Band 6% entspannt ist, also deutlich kürzer als die Ruhelänge, über die hinaus es erst nennenswerte Kräfte erzeugen kann. Unter Beachtung dieser Information kann nun erklärt werden, warum das Modell größere passive Rücken-Steifigkeiten voraus sagt, als sie im Experiment gemessen wurden.

Um eine Belastung nach einer Langzeitbelastung zu simulieren, lag die Orientierung am Winkel-Versatz der Extensions-Kurve nach einer vorherigen Flexion. Experimentell (siehe Teil B und Kapitel 4) konnte nachgewiesen werden, dass – durch womöglich dämpfende Eigenschaften – die Flexions-Charakteristik beim Strecken bei bis zu 8° größeren Winkeln (aufgelöste Lordose) im Vergleich zur Flexion abläuft. Bänder und Muskel-Sehnen-Einheiten wurden entsprechend parametrisiert, um einen Zustand nach Langzeitbelastung zu simulieren.

Teil B, Experimente: Das aus einem Vorläuferprojekt bestehende Setup an der Rumpfbeugemaschine (RUBEMA) und die an dieser Maschine möglichen Experimente am Menschen, wurde – weitestgehend – an grundlegende Bedingungen des Wirbelsäulenmodells angepasst. Insbesondere wurde die Position der Maschine relativ der Versuchsperson nun mit erfasst. Somit ist es möglich, Bewegungen von Maschine und Versuchsperson im gleichen Koordinatensystem darzustellen, was für eine Abbildung mit dem Wirbelsäulenmodell eine notwendige Bedingung ist.

Nach Anregungen durch den Begleitkreis wurden die Auswerteroutinen grundlegend verbessert:

1. Die Position des Drehzentrums bei L4/5 wurde ursprünglich als fix angenommen. Verbesserung: Mit Hilfe der Hautmarker der Probanden wird die Position des Drehzentrums bei L4/5 nun exakt berechnet. Dabei zeigt sich, dass sich diese Position individuell relativ der RUBEMA während der Bewegung bewegt.
2. Der Kraftangriffspunkt und die Richtung des an der Schulter wirkenden Kraftvektors der RUBEMA auf den Probanden wurden anhand der Maschinen-Konfiguration (Winkel, Position des Schulterpolters, dessen Dicke etc.) korrigiert.
3. Beide Informationen 1. und 2. dienen zur Korrektur des aktuell wirkenden Hebelarms zwischen Krafteinleitungspunkt der Maschine auf den Probanden und Drehpunkt bei L4/5. Das um den Drehpunkt L4/5 wirkende Moment wurde neu berechnet. Es zeigt sich, dass dieses Moment meist kleiner als das Moment um die Maschinen-Achse A ist.



A



B

Abbildung 1: Prinzipieller Aufbau der Rumpfbeugemaschine (RUBEMA). A: Der Unterkörper liegt mit Beinen und Becken auf einem fixen Tisch, wobei Becken an drei Punkten und die Beine an den Unterschenkeln fixiert sind. Die Knie wurden während der Tests mit Kissen entlastet. Der Oberkörper lagert auf einem mobilen Tisch und ist mit einem Gurt über Schultern und Thorax gesichert. Angetrieben wird der mobile Tisch über Achsen A und B, welche durch Drehmotoren Momente erzeugen können. Die dritte Achse S ist reibungsfrei nicht motorgetrieben und dient einzig der Lageanpassung des Oberkörpers und der Positionierung des Punktes K. K wirkt über eine gepolsterte Rolle hinter dem Oberkörper auf Oberkante der Schulterblätter als Kräfteinleitungspunkt. Haupt-Moment beim Beugen einer Versuchsperson wird von Motor um Achse A aufgebaut, wogegen Motor B dazu dient, Längen zwischen verschiedenen Personen und während einer Beugung anzupassen. B: Ein Proband in der RUBEMA. Gut sichtbar sind die Fixierungen und die Knieentlastung. Die Polster vor dem Becken sind die Haupt-Auflage-Flächen, um welche die Probanden während der Test gebeugt wurden.

Das Setup zum Erfassen der passiven Moment-Winkel-Charakteristik umfasste Messungen in der RUBEMA (Abb. 1) mit 10 bis 20 Belastungszyklen (2 Zyklen pro Minute) bis zu 80% des vorher ermittelten Bewegungsspielraumes der Versuchsperson. Dabei wurden auf der linken Körperseite lumbale Muskeln mit Oberflächenmyografie erfasst, um zu große Aktivierung während der Belastung durch die Maschine auszuschließen. Die Position von RUBEMA und der Winkel bzw. die Haltung der Lendenwirbelsäule wurde mit einem Kinemetrie-System erfasst.

19 freiwillige Versuchspersonen, davon 9 weiblich, wurden nach diesem Verfahren untersucht. Mit Vor- und Nachbereitung dauerte eine Messung je Versuchsperson etwa 2 Stunden.

Mit Informationen von der RUBEMA (Winkel des Belastungsarmes, Kräfte, Momente in den Achsen A und B) und den Positionen erfasst durch das Kinemetrie-System wurde die tatsächlich bei Bandscheibe L4/5 wirkende Last als Kraft und Moment berechnet. Moment bei L4/5 und der Winkel der LWS zwischen L5 und L1 wurden als passive Moment-Winkel-Charakteristik definiert.

Um klare Aussagen (z.B. Wie steif ist eine passiv gebeugte menschliche Wirbelsäule?) treffen zu können, wurde die Lendenwirbelsäulen-Beugewinkel-Drehmoment-Charakteristik mit einer nicht-linearen Regression beschrieben. Von allen zyklischer Belastungsuntersuchungen durch die Maschine wurden diejenigen ausgewählt, deren Datenqualität hinreichend war. Die Regressionsgleichung benötigt einen Wendepunkt, eine klare Vorzeichendefinition und die Angabe, dass beim Beugen positive Moment-Werte erreicht werden. Die Regressionsgleichung, mit der 83% der Versuche beschrieben werden konnten, hat die Form:

$$T_{L4/5}(\phi(t)) = K \cdot \text{sign}(\phi(t) - \phi_{TP}) \cdot |\phi(t) - \phi_{TP}|^{\nu} + T_{TP}$$

Bei weiterer Bearbeitung der Daten stellte sich heraus, dass der Wendepunkt zum Beschreiben der Messdaten von zentraler Bedeutung ist (siehe auch Ergebnisse bezüglich physiologischer Erklärungsansätze). Um den Wendepunkt besser über den Optimierer bestimmen zu können, wurde o.g. Formel um einen 5. Parameter erweitert und die Grenzen wurden so gewählt, dass der Wendepunkt immer in der linken Hälfte der passiven Moment-Winkel-Charakteristik berechnet wird:

$$M_{L4/5}(\phi(t)) = C \cdot \text{sign}(\phi(t) - \phi_{TP}) \cdot |\phi(t) - \phi_{TP}|^{\nu} + k_{TP} \cdot (\phi(t) - \phi_{TP}) + M_{TP}$$

Die fünf Parameter zum Beschreiben des lumbalen, passiven Moment-Winkel-Zusammenhangs sind damit:

C (vorher K): Vorfaktor

ϕ_{TP} : Winkel des Wendepunktes

ν : Exponent, welcher die Krümmung definiert

k_{TP} : Steifigkeits-Skalierer am Wendepunkt

M_{TP} (vorher T_{TP}): Moment im Wendepunkt

Als nicht-lineares Gütekriterium diente die Auflösung von $|r| < 0.6$ Nm, womit 80% der Versuche mit dem 5-Parameter-Ansatz beschrieben werden können.

Um die lumbale, passive Moment-Beugewinkel-Charakteristik auch ohne die Parameter des Ansatzes greifbar zu machen, wurden Steifigkeiten ausgehend vom Wendepunkt berechnet. Analysiert wurden die Steifigkeit im Wendepunkt k_{TP} , 5° gebeugt vom Wendepunkt k_{TP+5} , 15° gebeugt vom Wendepunkt k_{TP+15} und eine lineare Schätzung der Steifigkeit zwischen TP und TP+5 k_{lin} . Außerdem wurde der Winkel ϕ_{M0} bestimmt, in dessen Lage kein Moment wirkt.

4. Ergebnisse des Gesamtvorhabens

Teil A, Modellierung und Simulation:

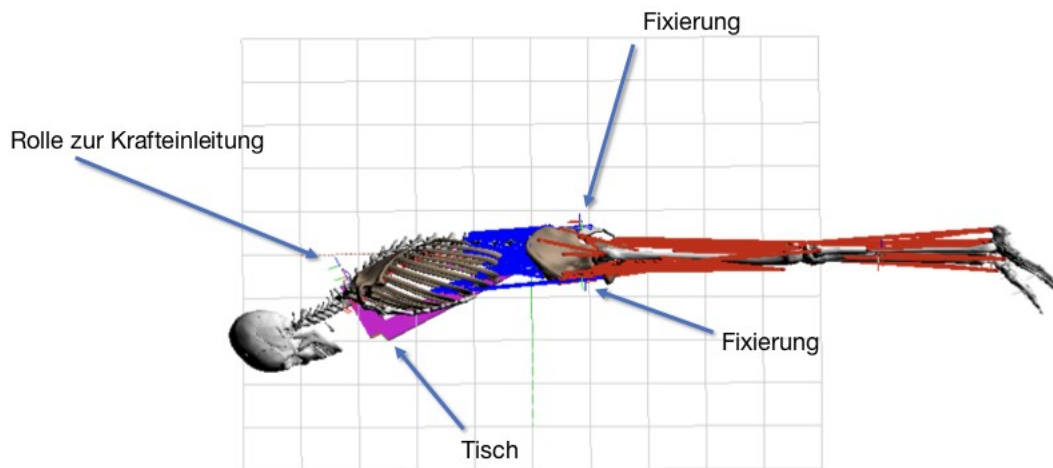


Abbildung 2: Krafteinleitungspunkte in der Simulation

Das Modell (Abb 2) wurde bezüglich seiner Validität intensiv geprüft. Erster Anhaltspunkt war, dass nach 1. Revision der Bänder das Modell bis zu vier Mal größere Steifigkeiten voraus sagte, als im Experiment. Mit Literaturrecherche wurden die Bänder angepasst und um einen Faktor 3 bezüglich der Steifigkeit verringert. Auch das PEE der Muskelmodelle wurde angepasst, so dass passive Muskelkräfte erst bei einem größeren Beugewinkel auftreten. Trotz dieser 2. Revision sagte das Modell immer noch größere Steifigkeiten voraus, als sie im Experiment gemessen wurden. Bei kleinen Beugungswinkeln existiert eine individuell geprägte Übereinstimmung des Modells mit den Messdaten, bei größerer Flexion ist das Modell jedoch immer zu steif.

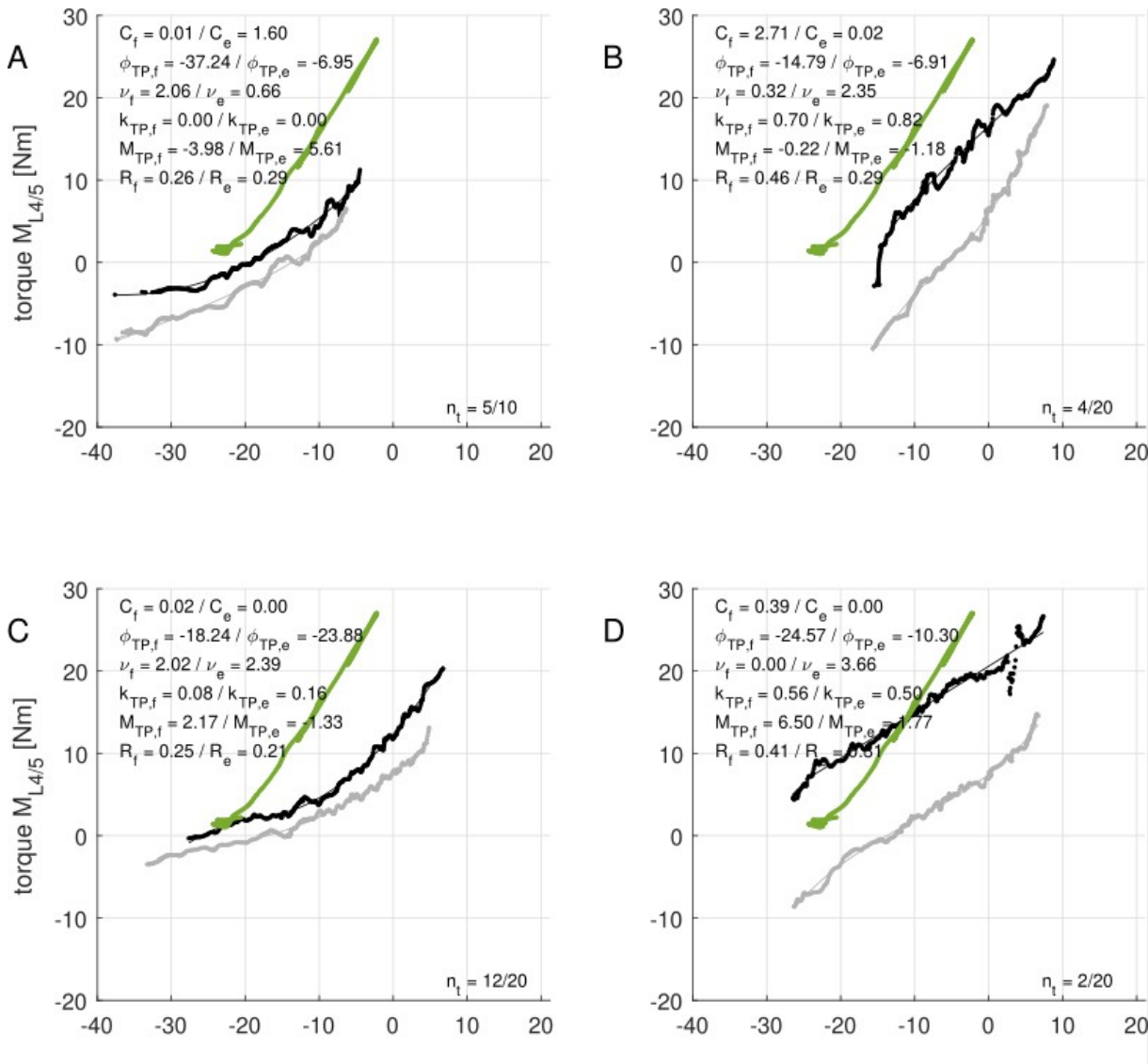


Abbildung 3: Vier Beispiele der passiven Flexions-Charakteristik beim Beugen (schwarz) und beim Strecken direkt danach (grau). Verschiedene Formen sind zu finden mit konvex (A und C), wurzel-ähnlich (B) und linear. Das Modell (grün) sagt im Vergleich zu den experimentellen Daten eine zu steife Flexions-Charakteristik voraus.

Eine tiefere Literatur-Recherche offenbarte, dass anatomische und mechanische Parameter für Rückenbänder unvollständig dokumentiert sind. Die Ruhelänge, als ein sensibler Parameter bei der Modellierung (passiver) krafttragender Strukturen, ist in vielen in vitro Studien nicht dokumentiert. Den Beuge-Winkel der LWS, bei dem die Ruhelänge eines bestimmten Bandes eingestellt ist, sucht man vergeblich. Als Beispiel soll Abbildung 5 aus Panjabi et al (1982) dienen. Hier sind Dehnungen der Rückenbänder über dem Beugewinkel eines LWS-Segments aufgetragen. Alle Bänder wirken jedoch ab dem gleichen Winkel, welcher mit 0° gekennzeichnet wurde. Wir haben erhebliche Zweifel, dass alle Bänder ab dem gleichen Beugewinkel beginnen kraftwirksam zu werden. Jegliche Optimierung der Ruhelagen der Rückenbänder ist daher derzeit reine Spekulation. Die Parametrisierung des Modells ist somit fehlerbehaftet. Das supraspinale Band, welches am weitesten außen angeordnet ist, dominiert die brutto Flexions-Charakteristik des Modells. Dies erklärt aber auch, warum das Modell einen zu steifen Rücken voraussagt.

Trotzdem ist eine Aussage über Belastungen von Einzelstrukturen möglich. Prinzipiell wird beim Beugen der Lendenwirbelsäule Druckkraft in den Bandscheiben aufgebaut. Die Druckkraft der Bandscheiben führt gleichzeitig zu Zugkräften in Bändern und Muskel-Sehnen-Einheiten. Zunächst werden die größten Zugkräfte durch Muskel-Sehnen-Einheiten erzeugt. Bei weiterer Beugung steigen die Zugkräfte der Bänder zunächst an, um ab etwa 75%

des simulierten Bewegungsspielraumes gar den größten Teil der Zugkraft zu liefern. Beim Maximum des hier simulierten Bewegungsspielraumes beträgt die Druckkraft auf die Bandscheiben 500 N, was 2/3 des Körpergewichts des genormten Modells entspricht. Experiment und Simulation wurden ohne Wirkung der Schwerkraft durchgeführt/berechnet. Somit ist die Haltung der Lendenwirbelsäule der Haupt-Einflussfaktor auf Belastungen im Rücken. Bei äußeren Belastungen (Schwerkraft, Gewichte, Hebelwirkungen) werden die **inneren Belastungen noch größer**.

Meilenstein 1: Im Vergleich zu direkten Messungen des Bandscheibeninnendruckes (z.B. Wilke et al, 1999) liefert das Modell vergleichbare Ergebnisse (seitliches Liegen: Modell 0,07 MPa, Wilke et al 0,12 MPa; maximale Flexion: Modell 0,7 MPa, Wilke et al 0,83 MPa). Vergleicht man die 0,7 MPa gebeugt, liegend (Modell) mit anderen Haltungen, so wird der starke Einfluss der Haltung sehr deutlich, da auf den Ellbogen gestütztes Sitzen 0,43 MPa, Stehen 0,5 MPa oder Gehen 0,53 bis 0,65 MPa Druckkraft (Wilke et al, 1999) in der Bandscheibe erzeugen. Im Gegensatz zur Messung aus der Literatur kann das Modell erklären, durch welche inneren Strukturen die Druckkräfte der Bandscheibe entstehen (Abb 4).

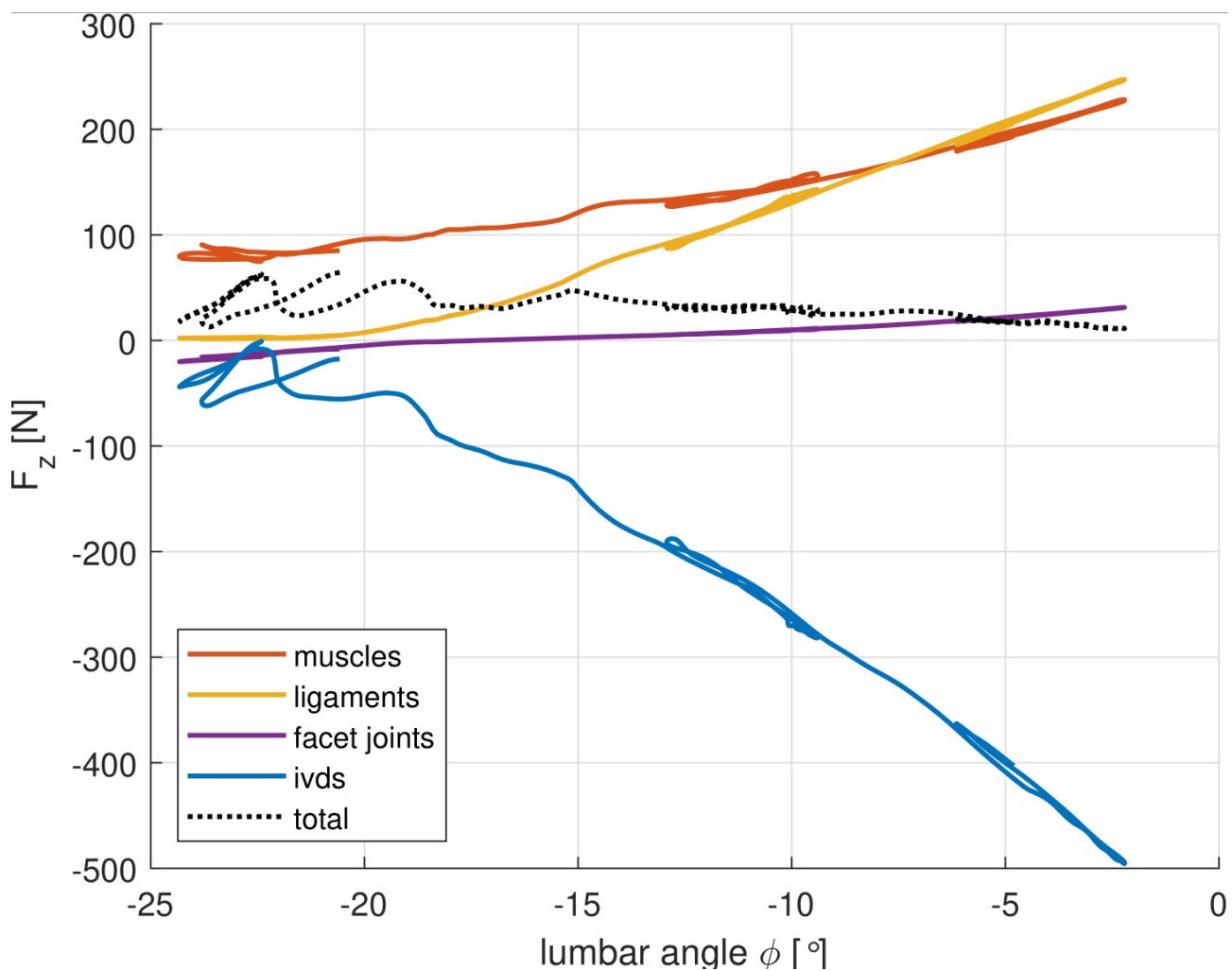


Abbildung 4: Bei Beugung durch die Modell-RUBEMA wird bei einem Schnitt durch den Körper in Höhe L4/5 eine Kraft erzeugt, welche aufgrund elastischer und dissipativer Eigenschaften vor allem zu Beginn der Beugung um 0 N schwankt. Trotzdem wirken bei größerer Beugung der Lendenwirbelsäule immer größere Druckkräfte auf die Bandscheibe (ivds, blau). Diese werden aufgebaut, da sich beim Beugen dorsal gelegene Strukturen wie zunächst Muskel-Sehnen-Einheiten (rot) und ab -7° Lumbalwinkel schließlich hauptsächlich die Bänder (orange) dehnen und so große Zugkräfte aufbauen. Diese Zugkräfte erklären eindeutig die Druckbelastung der Bandscheiben.

Meilenstein 1: Die Strukturauflösung kann detaillierter betrieben werden: Beispielhaft wurden die während der Beugung des Rückens in den Bändern entstehenden Kräfte aufgetragen. Wie erwartet wird das vordere Längsband entlastet, wogegen alle dorsalen Bänder unter Zug geraten und mit zunehmenden Beugewinkeln größere Kräfte erzeugen. Auffällig ist hierbei das supraspinale Band (SSL), welches deutlich größere Kräfte erzeugt, als die anderen Bänder. Laut unserer Modellrechnung wird das SSL bei dieser nicht maximalen Beugung der Lendenwirbelsäule bereits über den physiologischen Bereich belastet. Dies brachte Zweifel an der Parametrisierung der Bandmodelle (siehe Kapitel 3 Methoden). Eine strukturaufgelöste Messung der Dehnung der Rückenbänder ist bei Panjabi et al, 1982 zu finden. Zum Vergleich stellen wir das Dehnungsverhalten der lumbalen Bänder über dem L4/5 Beugewinkel dar (Abb 5). Die Modellrechnung ist mit den Messdaten aus der Literatur vergleichbar, jedoch zeigt sich wieder, dass das SSL über den physiologischen Bereich gedehnt wird. Ruhelängen und damit physiologischer Dehnbereich wurden von Panjabi et al, 1982 nicht dokumentiert.

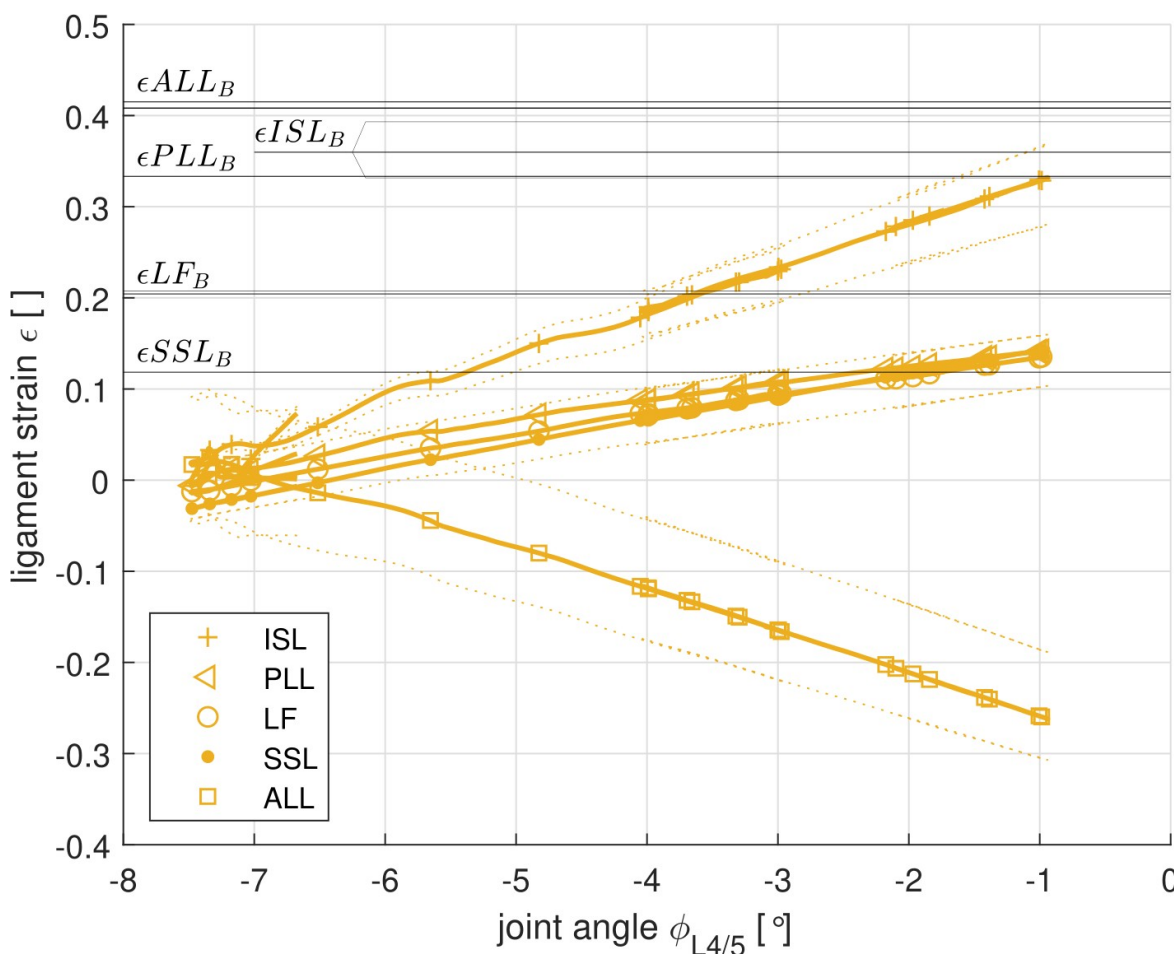


Abbildung 5: Dehnung der im Modell implementierten Bänder über dem Beugewinkel bei L4/5. Alle Bänder zeigen einen großen Dehnbereich während der Beugung von bis zu 0.45 (45% Dehnung). Einzig das Supraspinale Band (SSL) hat einen mit nur 0.15 (15% Dehnung) sehr kleinen Dehnbereich und erreicht auch kritische Werte, welche in der Realität Schädigungen bedeuten würden. Die schwarzen horizontalen Linien kennzeichnen die physiologischen Dehngrenzen des jeweiligen Bandes.

Meilenstein 2: Die Auswirkungen durch Langzeitbelastungen wurden simuliert. Sie sind in Abbildung 6 dargestellt. Der Vergleich zwischen der ursprünglichen Parametrisierung eines natürlichen Bandes in initialer Konfiguration mit einem Parametersatz, der einem Band nach Langzeitbelastung entspricht ergibt einen signifikanten Unterschied. Die Modellierung wurde durch eine veränderte Ruhelage des Bänder durchgeführt.

Zunächst ist ersichtlich, dass der Einschwingvorgang ($0s < t < 0.6s$, bis zur Markierung start rotation) mit einer höheren Fluktuation geschieht. Es kommt dadurch auch zu einer Verschiebung der Ausgangslage. Ausgehend von dieser Ausgangslage bei $t_0=0.6s$ steigt das axiale Rotationsmoment in L4/5 durch eine Seitrotationbewegung von $\sim 0.1Nm$ auf $\sim 2.2Nm$ bis zur maximal erreichten Seitrotation bei $t=0.9s$ in der initialen Parametrisierung und somit eine Differenz von $M_z \approx 2.1Nm$. Im Vergleich dazu verändert sich der Wert nach Langzeitbelastung von $\sim 0.4Nm$ auf $\sim 1Nm$ und überstreicht eine Differenz von $M_z \approx 1.4Nm$. In gleicher Weise sind die Unterschiede in der Bewegung vor und nach modellierter Langzeitbelastung in Abbildung 7 ersichtlich. Dabei ist das Rotationsmoment über den Beugewinkel aufgetragen. Die Zeitachse ist im Verlauf der Datenpunkte ersichtlich. Bei grundsätzlich ähnlichem, qualitativen Verlauf der Beugecharakteristik ist die Bewegung nach Langzeitbelastung zu größeren Beugewinkeln verschoben. Damit wird deutlich, dass die Wirbelsäule insgesamt durch das Fließen von passiven Elementen nachgiebiger, „weicher“ geworden ist. Es tritt die Bedeutung der spinalen Bänder in der Lastübernahme in den Hintergrund. Die Muskeln müssen mehr Last bei der Beugebewegung übernehmen.

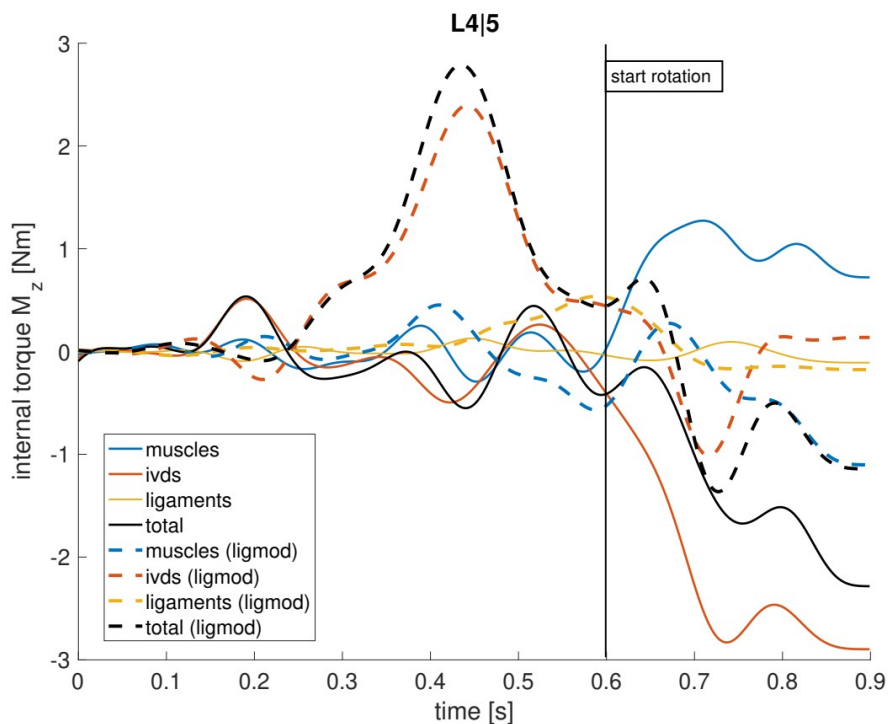


Abbildung 6: Vergleich von unterschiedlichen Parametersätzen der spinalen Bänder und damit der Auswirkung der Langzeitbelastung auf die inneren Kräfte und Momente. Gestrichelte Linien zeigen die veränderten Verläufe nach Langzeitbelastung an. Der zu vergleichende Bereich ist nach Querstrich (start rotation) und somit nach Einschwingen des Modells.

Diese Erkenntnis hat einen maßgeblichen Einfluss auf die tägliche Bewegung. Unter der Voraussetzung, dass die Muskulatur zur Lastübernahme vorbereitet ist, ergeben sich keine nennenswerten Auswirkungen. Für den Fall einer vorzeitigen Ermüdung der Muskulatur können jedoch im oben beschriebenen Fall die passiven Strukturen die Last nicht übernehmen. Dies ist gleichbedeutend mit einem erschlafften Weichteilgewebe. Die einzig verbleibende Möglichkeit zur Abtragung der Last bleibt dann in den Gelenkstrukturen. Im Fall der Wirbelsäule sind dies die Knorpel der Facetten- und Wirbelgelenke, die eine mechanische Überlast erfahren. Bei chronischer Beanspruchung ist somit ein mechanisches Lastszenario vorhanden, welches für chronische Schmerzentwicklung auslösend sein kann. Einschränkend muss hierbei erwähnt werden, dass für die Simulation der Beanspruchung

eines spinalen Bandes keine validierte Modellierung bekannt ist. Somit sind die Auswirkung der validierten Simulationsergebnisse der mechanischen Lasten auf die Beanspruchung der spinalen Bänder derzeit eine theoretische Vorhersage auf der Grundlage des vorhandenen Menschmodells.

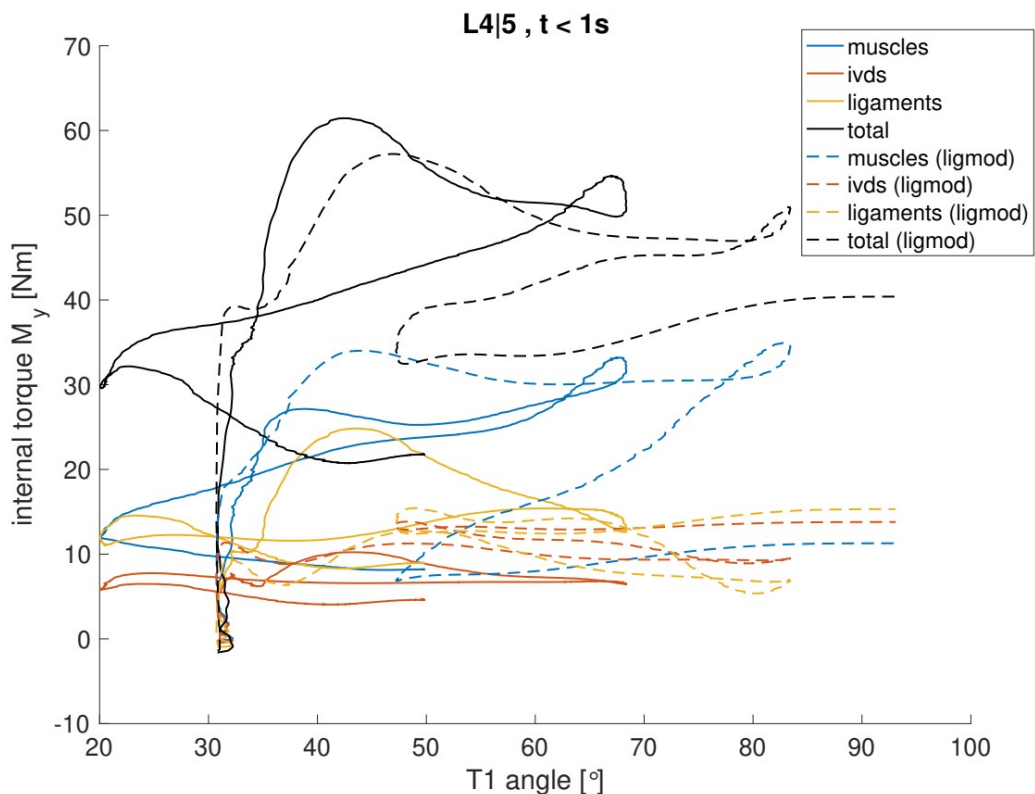


Abbildung 7: Vergleich der Verläufe der Beiträge der modellierten Strukturen zum Rotationsmoment in der Sagitalebene bei Vorwärtsbeugung zwischen initialer Bandmodellierung und nach Langzeitbelastung.

Teil B, Experimente: Beugt man den lumbalen Rücken aus der Ruhelage heraus, wird ein außen messbares der Beugung widerstrebendes Moment erzeugt: Bandscheiben geraten unter Druck, Bänder und Muskeln werden gedehnt. Eine Beugung der Lendenwirbelsäule bis zu 30° aus der Ruhelage erzeugt ein Moment von bis zu 40 Nm. Die Ruhelage ist nicht die Position, welche die LWS im Stehen hat, sondern eine leichte Beugung aus der Lordose heraus, welche im Stand demnach leicht vorgeneigt auftritt. Die Ruhelage wird damit eher seitlich liegend (z.B. schlafend) eingenommen und ist individuell geprägt. Eine bedeutende aktive Muskelkraft, welche dem Beugen widerstreben würde, kann ausgeschlossen werden, da die gleichzeitig erfassten Daten der Oberflächenelektromyografie Werte im Bereich der Ruheaktivierung zeigten, womit keine nennenswerten aktiven Muskelkräfte erzeugt worden.

Die Charakteristik der passiven Moment-LWS-Beugewinkel-Kurve ist bei verschiedenen Versuchspersonen linear ($v = 1$), Wurzel-ähnlich bzw. konkav ($v < 1$) oder nahe quadratisch bzw. konvex ($v > 1$), somit stark individuell geprägt (Abb. 3). Die am häufigsten festgestellte Form ist konvex. Ruhelage (kein messbares Moment) und Wendepunkt der passiven Moment-Winkel-Charakteristik sind meist im Bereich einer Lordose zu finden. Der Wendepunkt ist meist in einer gebeugten Position (Auflösung der Lordose) zu finden und bei einem größeren Winkel als die Ruhelage. Der mittlere Abstand von Ruhelage zu Wendepunkt beträgt 9,1°.

Haupt-Ergebnis ist, dass die passive Extension nach einer vorher durchgeführten Flexion bei größeren LWS-Beugewinkeln stattfindet. Bei Frauen ist die Streck-Kurve 6°, bei den Männern gar 8° zu mehr Beugung

verschoben. Um die gleiche Belastung bei einer Streckung in der Wirbelsäule zu erzielen, ist die LWS im Vergleich zur Flexion mehr gebeugt. Dies ist ein typischer Hysterese-artiger Belastungsverlauf passiven Gewebes, wie es auch bei Sehnen und Bändern zu finden ist und ein Hinweis auf dämpfende Eigenschaften der LWS beim Beugen.

Männer sind steifer als Frauen. Bei einer Beugung von 5° mehr als dem Wendepunkt, sind Männer gar doppelt so steif wie Frauen. Frauen haben dagegen eine ausgeprägtere Lordose. Bei allen Versuchen wurden kleinere Winkelwerte bei den Frauen erfasst als bei den Männern.

Ein weiterer Hinweis darauf, dass passive Strukturen nicht alle gemeinsam beim gleichen Beugewinkel der LWS ihre Ruhelage haben, sind die experimentellen Daten selbst. Die häufigste gefundene Form war konvex mit einem Wendepunkt in leicht gebeugter Haltung, was auf Steifigkeitsreduktion bei kleinen Beugewinkeln hinweist. Die Steifigkeit einer Bandscheibe allein, eines einzelnen Bandes oder auch die Summe verschiedener Strukturen bei gleichem Winkel des Krafteinsatzes (φ_{M0}) kann eine Steifigkeitsreduktion nicht erklären, z.B. wird die Modell-Kennkurve immer steifer, bis sie einen nahezu gleichbleibenden Anstieg zeigt. Scheinbar haben alle passiven Strukturen einen unterschiedlichen Ruhewinkel, ab dem bei weiterer Dehnung/Verformung Kräfte aufgebaut werden. Dies bedeutet, dass einzelne Strukturen innerhalb alltäglicher Bewegungen tatsächlich ihre Ruhelage – eine kritische Position, da das Gewebe selbst keine nennenswerten Kräfte erzeugen kann – haben, diese jedoch von anderen Strukturen stabilisiert werden, da jede Struktur einen anderen Ruhewinkel hat.

5. Auflistung der für das Vorhaben relevanten Veröffentlichungen, Schutzrechtsanmeldungen und erteilten Schutzrechte von nicht am Vorhaben beteiligten Forschungsstellen

Damm N, Rockenfeller R, Gruber K (2019) Lumbar spinal ligament characteristics extracted from stepwise reduction experiments allow for preciser modeling than literature data. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology

published online --- keine Konsequenzen

6. Bewertung der Ergebnisse hinsichtlich des Forschungszwecks/-ziels, Schlussfolgerungen

Die Belastung des Rückens wurde seit den Messungen von Nachemson (1960, 1963, 1965) und Wilke et al (1999, 2001) immer mittels des Bandscheideninnendruckes abgebildet. Durch die größten Drücke beim Vorneigen des Rumpfes und im Sitzen, konnte eine Haltungsabhängigkeit gefolgert werden.

Mit Ergebnissen dieses Projektes wurde das Beugen der Lendenwirbelsäule in der Sagittalebene auch ohne externe Belastung als ein Haupteinflussfaktor für Belastungen des Rückens erkannt. Je mehr man den Rücken beugt, umso größer wird die Belastung des Rückens. Das Modell erklärt, dass dabei Bandscheiben unter hohen Druck geraten und gleichzeitig Rückenbänder und Muskel-Sehnen-Einheiten Zugkräfte erzeugen. Das Beugen der LWS allein ist ein selbst-beeinflussbarer Risikofaktor (Verhaltensprävention) für große Belastungen in der LWS. Zudem ist nun der Mechanismus innerhalb der LWS bekannt, welcher große Druckkräfte in den Bandscheiben aber auch hohe Zugkräfte in den Bändern erzeugt: Einzig durch Beugen der LWS werden auch ohne externe Belastungen hohe Kräfte in Bändern und Bandscheiben erzeugt.

Das Beugen des Rückens in der Sagittalebene ist eine Alltagsbewegung, wie sie beim Schuhebinden, Bücken, Heben von Lasten oder auch sitzend vorkommt. Aus ergonomisch-präventiver Sicht ist es daher ratsam, gebeugte Haltungen nicht dauerhaft und/oder häufig wiederkehrend einzunehmen. Auf diesen Ergebnissen aufbauend scheint es zwingend notwendig zu sein, dosimetrische, individuelle Maße für das Einnehmen gebeugter Haltungen zu entwickeln, da diese zu hohen akuten Lasten führt und für chronische Veränderungen maßgeblich sein können. Damit einhergehend erscheint eine weitere Analyse dieses Sachverhalts mit den Methoden der Computersimulation eines digitalen Menschmodells unumgänglich. Schon mit dem bisherigen Stand hat dieses Projekt den Erkenntnisstand erheblich weiterentwickelt. Der nächste Schritt ist die Validierung des Beanspruchungsmodells der spinalen Bänder. Mit validiertem Beanspruchungsmodell der Bändern entsteht die Möglichkeit, einen transienten Vorgang der mechanischen Belastungsänderungen am Wirbelsegment aufgrund chronischer Belastung zu simulieren und somit vorherzusagen. Keine andere experimentelle oder theoretische Methode erlaubt diesen Zugang.

7. Aktueller Umsetzungs- und Verwertungsplan

Es besteht derzeit kein Umsetzungs- und Verwertungsplan.