

Aus dem Julius Wolff Institut der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Bewegungs- und Kraftanalyse im Bereich der
Lendenwirbelsäule und die automatisierte Erkennung von
Oberkörperbewegungen

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor rerum medicinalium (Dr. rer. medic.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité - Universitätsmedizin Berlin

von

Dipl.-Ing.Tobias Consmüller

aus Haldensleben

Datum der Promotion: 12. September 2014

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	1
Abstrakt (deutsch).....	1
Abstract (English)	2
Einführung.....	3
Methodik.....	6
Ergebnisse	11
Diskussion.....	15
Literaturverzeichnis.....	19
Eidesstattliche Versicherung	21
Ausgewählte Publikationen	23
Lebenslauf	52
Publikationsliste	53
Danksagung	54

Zusammenfassung

Abstrakt (deutsch)

Rückenschmerzen haben eine ausgesprochen hohe Inzidenz. Bei der Diagnose und Dokumentation kommen neben klassischen bildgebenden Verfahren auch Messtechniken zum Einsatz, welche die objektive Möglichkeit bieten, die Bewegungsumfänge und die -geschwindigkeiten der Lendenwirbelsäule zu erfassen und das Verhalten im Alltag zu beurteilen. In dieser Arbeit sollen Normwerte für den Bewegungsumfang und die -geschwindigkeiten in der Sagittalebene ermittelt werden, ein Algorithmus entwickelt werden, der eine automatisierte Unterscheidung zwischen Oberkörperbewegungen erlaubt, sowie die Rückenform und die simultan auf die Lendenwirbelsäule wirkenden Kräfte miteinander verglichen werden.

Das portable Epionics SPINE System (Epionics Medical GmbH, Potsdam) ermöglicht die nicht-invasive Erfassung der Rückenform und deren Veränderungen auch im Alltag. Es wurde benutzt, um 429 rückengesunde Probanden sowie 4 Patienten mit einem instrumentierten Wirbelkörperimplantat zu vermessen. Der Algorithmus zur Unterscheidung der Oberkörperbewegungen wurde mittels einer Mustererkennung realisiert.

Für den Bewegungsumfang der Lendenwirbelsäule in der Sagittalebene betragen die ermittelten Normwerte für die Flexion $50,8 \pm 10,9^\circ$ und für die Extension $25,0 \pm 11,5^\circ$. Die entsprechenden Werte für die Geschwindigkeit betragen $102,6 \pm 33,2^\circ/\text{s}$ bzw. $62,1 \pm 28,2^\circ/\text{s}$. Den Haupteinfluss auf die Parameter hat das Alter, gefolgt von dem Geschlecht. Eine Unterscheidung zwischen den Bewegungen des Oberkörpers ist für definierte Bewegungen mit einer Genauigkeit von über 96 % möglich. Der Vergleich zwischen dem Lordosewinkel und den parallel auf die Lendenwirbelsäule wirkenden Kräfte zeigt eine gute Korrelation bei der Oberkörperflexion im Stehen und im Sitzen (Korrelation $\leq -0,6$). Für die anderen Übungen variieren die vorliegenden Korrelationen zwischen den Patienten stark.

Mit den ermittelten Normwerten für die Bewegungsumfänge und die -geschwindigkeiten der Lendenwirbelsäule in der Sagittalebene ist eine Einordnung neuer Patientendaten möglich. Die Bewegungserkennung kann dazu dienen, Aufschluss über das Verhalten von Patienten im Alltag zu erhalten, um individuelle Empfehlungen zu geben. Eine Schlussfolgerung von der Rückenform auf die wirkenden Belastungen ist nur bedingt möglich.

Abstract (English)

There is a high incidence of low back pain. Besides classic imaging, novel tools are used for diagnosis and documentation which provide access to the lumbar range of motion and kinematic parameters, as well as to daily behavior. The actual work is aimed at presenting normative data for lumbar range of motion and velocities in the sagittal plane; additionally, it focuses on developing an algorithm for the automatic recognition of upper body movement and comparing spinal shape to simultaneously acting loads on the lumbar spine.

The portable Epionics SPINE system (Epionics Medical GmbH, Potsdam) allows the non-invasive assessment of the spinal shape and variation, also during normal activities. The system was used to assess upper body movement in 429 healthy volunteers and in 4 patients who received an instrumented vertebral body replacement. The algorithm to identify different upper body movement was realized with pattern recognition.

Normative data for the lumbar range of motion in the sagittal plane are $50.8 \pm 10.9^\circ$ for flexion and $25.0 \pm 11.5^\circ$ for extension, and corresponding for the range of kinematics $102.6 \pm 33.2^\circ/\text{s}$ and $62.1 \pm 28.2^\circ/\text{s}$, respectively. Age primarily influences these parameters, followed by gender. A differentiation between defined upper body movements is possible with an accuracy of more than 96 %. The correlation between lordosis angle and simultaneously acting loads was high for upper body flexion while standing and sitting (correlation ≤ -0.6). Result variation between patients is high for other movement.

This normative data, for lumbar range of motion and velocities in the sagittal plane, will facilitate future patient data comparison. Movement recognition can be used to provide information about the patients' daily behavior in order to provide individual council. The possibility to deduce from the back shape to the acting loads is limited.

Einführung

Beschwerden des muskuloskeletalen Apparates gehören in Deutschland und anderen Industrienationen zu den häufigsten Ursachen für Arztbesuche. Insbesondere Schmerzen im Bereich der Lendenwirbelsäule verursachen einen Großteil der Krankheitskosten [1]. Die dabei entstehenden Kosten werden einerseits direkt durch die Diagnose und Therapie erzeugt und andererseits indirekt, zum Beispiel durch den anfallenden Arbeitsausfall. Letzteres spielt insbesondere bei der häufig auftretenden Chronifizierung von Rückenschmerzen eine bedeutende Rolle.

Die Ursachen für Rückenschmerzen sind vielfältig und komplex. Sie können beispielsweise auf traumatische, neuronale und psychosomatische Gründe zurückgeführt werden. Auch der moderne Alltag begünstigt die Entstehung von Rückenschmerzen durch Bewegungsmangel, Übergewicht und einzunehmende Zwangshaltungen. Gerade wenn Bewegungsmangel die Ursache für die Schmerzen darstellt, so entsteht meist eine Spirale, da betroffene Personen sich auf Grund der Schmerzen noch weniger bewegen und dadurch die Rückenschmerzen weiter verstärkt oder begünstigt werden.

Durch die Vielfältigkeit und die teils miteinander einhergehenden Ursachen ist eine spezifische Diagnose erschwert. Bei der Diagnose kommen, abhängig von den Ergebnissen der Anamnese und körperlichen Untersuchung (Inspektion und Palpation), häufig auch bildgebende Verfahren, wie Röntgen und Magnetresonanztomographie, zur Anwendung. Bei der Primärversorgung sollten sie allerdings zurückhaltend angewandt werden [2]. Wenn die Rückenschmerzen nicht einer strukturellen Veränderung zugeordnet werden können, so werden sie als unspezifisch bezeichnet. Das Hauptziel der Therapie sind die Schmerzfreiheit bzw. Schmerzlinderung sowie die Aufrechterhaltung oder Verbesserung der Bewegungsfähigkeit. Eine objektive Beurteilung des Therapiefortschritts hinsichtlich der Bewegungskapazität ist mit den genannten bildgebenden Verfahren nur eingeschränkt möglich.

Zusätzlich kommen bei der Diagnose und Verlaufsuntersuchung zum Teil Messsysteme zur Anwendung, die die Wirbelsäulenform und deren maximale Bewegungsauslenkungen in den verschiedenen Raumrichtungen erfassen können. Die Spinal Mouse kann beispielsweise die statische Form des Rückens erfassen. Weitere Messsysteme, wie zum Beispiel die der Firmen Vicon und Zebris, erlauben neben der Erfassung der maximalen Auslenkungen auch die Erfassung der Veränderungen der Wirbelsäulenform über die Zeit. Daraus lassen sich dynamische Parameter wie Geschwindigkeiten ableiten. Der Nachteil dieser Systeme ist jedoch, dass sie örtlich gebunden sind und nur unter Laborbedingungen Anwendung finden. Durch die zunehmende Miniaturisierung der verwendeten Messtechnik werden die Systeme allerdings

immer kleiner und leichter. Dies führt dazu, dass sie zum Teil portabel sind und auch im Alltag am Körper geführt werden können. Der 3D-SpineMoveGuard und das Epionics SPINE System beispielweise können die Bewegungen der Wirbelsäule über mehrere Stunden aufzeichnen. Dies hat den Vorteil, dass eine objektive Messung der Bewegungen der Wirbelsäule auch außerhalb der Praxis und ohne Aufsicht des Arztes erfolgen kann. Solchen Messmethoden zur Erfassung der maximalen Beweglichkeit oder auch von Bewegungsgeschwindigkeiten scheint eine zunehmende Beachtung zuteil zu werden.

Das Epionics SPINE System ist ein neuartiges Verfahren, um die Rückenform und deren Änderungen zu erfassen. Hierfür werden längliche Biege- sowie Beschleunigungssensoren mit Hilfe spezieller Hohlplaster parallel zur Wirbelsäule auf der Rückenoberfläche befestigt. Die Biegesensoren erfassen in jeweils 12 Bereichen die Biegung, die die Sensoren auf dem Rücken einnehmen, und die Beschleunigungssensoren detektieren die Ausrichtung relativ zum Erdschwerefeld. Die Messwerte werden 50-mal je Sekunde erfasst und erlauben somit über die erste mathematische Ableitung die Berechnung der Bewegungsgeschwindigkeiten. Durch das geringe Gewicht und die angeschlossene Speichereinheit mit Batterie ist das System langzeitauglich und portabel [3]. Die Validität und Reliabilität dieser Messtechnik wurde bereits in einer früheren Studie untersucht [4].

Im Rahmen der Forschungstätigkeiten mit dem Epionics SPINE System sind folgende Publikationen an der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin entstanden:

- Bestimmung der Bewegungsumfänge des Oberkörpers in der Sagittalebene bei gesunden Probanden (1. Studie), [3]
- Bestimmung von Geschwindigkeiten der Rückenbewegung in der Sagittalebene bei gesunden Probanden (2. Studie), [5]
- Automatisierte Erkennung von Bewegungen des Oberkörpers (3. Studie), [6]
- Vergleich zwischen Rückenform und Belastung auf die Wirbelsäule (4. Studie), [7]

Die Bestimmung von Normwerten für die Bewegungsumfänge und die -geschwindigkeiten [3, 5] wurde durchgeführt, um einen späteren Vergleich mit Patientendaten zu ermöglichen. Die bisher erhobenen Normdaten mit anderen Messsystemen können durch abweichende Messtechniken und Applikationsmethoden nur bedingt auf das neue System übertragen werden. Bei der Bestimmung der Normdaten sollten zusätzlich die Parameter identifiziert werden, welche den größten Einfluss auf die Messergebnisse ausüben.

Die 3. Studie [6] sollte die Frage beantworten, ob es möglich ist, aus den mit dem portablen Epionics SPINE System gewonnenen Messdaten die Bewegungen der Lendenwirbelsäule in den Hauptbewegungsrichtungen unterscheiden zu können. Hierfür wurde ein Algorithmus auf Basis einer Mustererkennung entwickelt. Anschließend wurde die Genauigkeit dieser automatisierten Klassifikation der Bewegungen untersucht.

Am Julius Wolff Institut der Charité wurden in der Vergangenheit Studien durchgeführt, bei denen Patienten mit einem Wirbelkörperbruch spezielle Implantate eingesetzt wurden, mit denen auf das Implantat wirkende Kräfte gemessen werden können [8]. Diesem glücklichen Umstand ist zu verdanken, dass die Hypothese geprüft werden konnte, ob aus der Rückenform auf die simultan wirkenden Kräfte rückgeschlossen werden kann. Bei Bestätigung dieser Hypothese ließen sich auf einfache Weise die Belastungen bei bestimmten Bewegungen im Alltag ableiten und entsprechende Empfehlungen treffen.

Methodik

Bewegungsumfänge und -geschwindigkeiten in der Sagittalebene (1. und 2. Studie)

Probandenkollektiv

Eine Fallzahlplanung mit den Ergebnissen einer Pilotstudie (mittlere kumulative Beweglichkeit von $115\pm 23^\circ$, mittlere kumulative Geschwindigkeit von $106\pm 33^\circ/\text{s}$) zeigte, dass mindestens 338 bzw. 336 Probanden in eine Studie eingeschlossen werden müssen, um daraus Normwerte für die Bewegungsumfänge bzw. die -geschwindigkeiten abzuleiten, wenn ein zweiseitiges 95 % Konfidenzintervall benutzt wird [5].

Als Einschlusskriterien wurden vor Beginn der Studie ein Alter der gesunden Probanden zwischen 20 und 75 Jahren, keine aufgetretenen Rückenschmerzen in den vorangegangenen 6 Monaten sowie keine Operationen im Bereich der Wirbelsäule definiert. Die Probanden sollten zudem zur Untersuchung der Haupteinflussgrößen auf die Bewegungsumfänge und die -geschwindigkeiten nach Geschlecht, Alter, Körpergröße, Gewicht und Body-Mass-Index (BMI) in verschiedene Gruppen unterteilt werden.

Messmethoden

Als Messsystem für die Erfassung der Beweglichkeit und Bewegungsgeschwindigkeit der Lendenwirbelsäule kam das Epionics SPINE System (Epionics Medical GmbH, Potsdam) zum Einsatz. Dieses besteht aus zwei länglichen Sensoren, welche mittels spezieller Hohlpflaster parallel zur Wirbelsäule appliziert werden (siehe Abbildung 1, links). Die Lage der Sensorbänder ist dabei durch die Höhe der Spina iliaca posterior superior sowie einem Abstand von 7,5 cm zur Wirbelsäule definiert. Die länglichen Sensorbänder erfassen mittels Dehnungsmessstreifen in 12 jeweils 2,5 cm langen Segmenten die Krümmung in der Sagittalebene (Abbildung 1). Die Winkeldefinition ist ebenfalls in Abbildung 1 angegeben. Ein dreiachsiger Beschleunigungssensor am unteren Ende jedes Sensorbandes erfasst zudem die Ausrichtung relativ zum Gravitationsfeld der Erde. Die Messbänder sind mit einer Speichereinheit verbunden, welche die notwendige Energie für die Messungen bereitstellt und eine Übertragung per Bluetooth-Verbindung in Echtzeit an einen PC erlaubt. Alternativ lassen sich die Messdaten bis zu einer Dauer von 24 Stunden autonom auf einem internen Speicher ablegen. Die Messfrequenz des Systems beträgt 50 Hz [3].

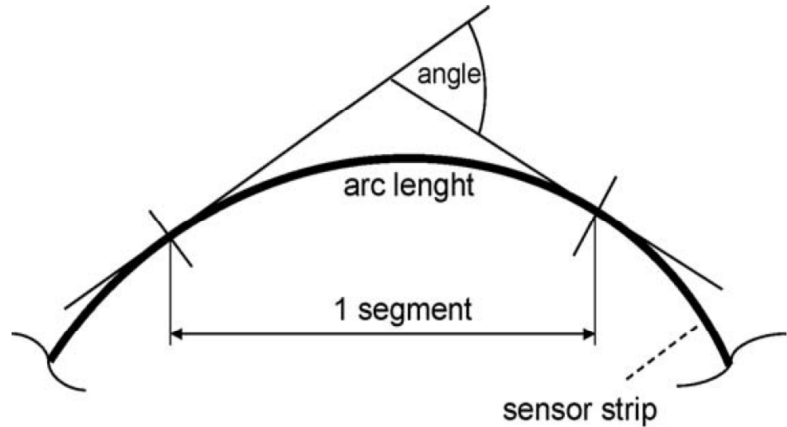
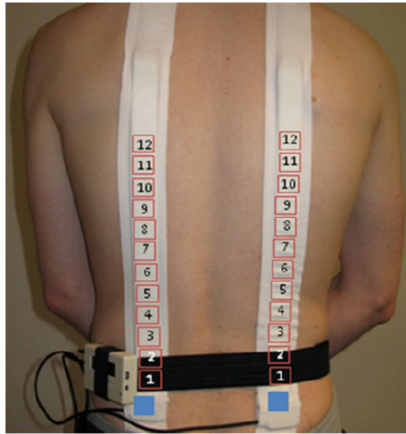


Abbildung 1 links: Appliziertes Epionics SPINE Sensorsystem mit Speichereinheit und nummerierten Sensorsegmenten und blau markierter Lage der Beschleunigungssensoren [3]; rechts: Winkeldefinition eines Sensorsegments [4]

Bei der Bewegung in der Sagittalebene erfahren die linken und rechten Sensorbänder zumeist identische Auslenkungen [3], sodass die Messergebnisse im Folgenden gemittelt werden. Im geraden Stand weist der Sensor in der Regel im unteren Lordosebereich eine konkave Krümmung (nach innen, definiert als negativer Winkel) und im oberen Kyphosebereich eine konvexe Krümmung auf (nach außen, definiert als positiver Winkel). Die Winkelsumme der Segmente mit negativen Werten wird im Folgenden als Lordosewinkel definiert.

Die relative Änderung dieses Winkels zum Zeitpunkt maximaler Flexion wird als Flexionswinkel und die bei maximaler Extension als Extensionswinkel bezeichnet.

Die Geschwindigkeit in jedem Augenblick der Bewegung lässt sich aus der ersten mathematischen Ableitung des Lordosewinkels über die Zeit, also den Anstieg der Kurve im jeweiligen Punkt, berechnen. Das bedeutet, dass Geschwindigkeiten in Blickrichtung ein positives und entgegen der Blickrichtung ein negatives Vorzeichen aufweisen. Sowohl bei der Flexion als auch bei der Extension erreicht die Geschwindigkeit zwei Extrema, nämlich ein Minimum und ein Maximum. Die Differenz der erreichten Maximal- und Minimalgeschwindigkeit wird im Folgenden bei der Flexion und Extension als RoKs (Range of Kinematics) Flexion und RoKs Extension bezeichnet [5].

In Ruhe bzw. bei entsprechend langsamer Bewegung lässt sich aus den dreiachsigen Beschleunigungssensoren durch die stetig wirkende Schwerkraft der Erde zudem die Verkippung des Beschleunigungssensors in allen drei Raumrichtungen bestimmen.

Messprotokoll

Alle Probanden der Studien sollten zunächst eine standardisierte Choreografie durchführen. Hierfür sahen sie ein Video, in denen die Übungen vorgeführt und erklärt wurden. Es wurden sechs Übungen mit durchgestreckten Knien durchgeführt: maximale Flexion, Extension,

Seitneigung rechts und links, sowie die Rotation rechts und links. Jede der Übungen wurde fünfmal wiederholt, wobei der Mittelwert der Wiederholungen bei der Auswertung berücksichtigt wurde. Für die Durchführungsgeschwindigkeit gab es keine Vorgaben; die Probanden konnten die Übungen in der von ihnen präferierten Geschwindigkeit durchführen. Die selbstgewählte Geschwindigkeit führt nach früheren Untersuchungen zu konsistenteren Ergebnissen als die Vorgabe, Übungen besonders langsam oder schnell durchzuführen [9]. Vor jeder Übung erfolgte eine Aufzeichnung des aufrechten Standes als Referenzposition zur Bestimmung des Lordosewinkels.

Von allen eingeschlossenen Probanden wurden soziodemografische Daten wie beispielsweise das Alter, Körpergröße und Gewicht erfasst.

Die Studie wurde von der Ethikkommission der Charité - Universitätsmedizin Berlin (Antragsnummer EA4/011/10) genehmigt und alle Probanden haben schriftlich, vor Einschluss in die Studie, ihr Einverständnis zur Teilnahme erklärt.

Automatisierte Bewegungserkennung (3. Studie)

Probandenkollektiv

Für diese Studie wurden die erhaltenen Messergebnisse aus der 1. und 2. Studie an den 429 gesunden Probanden verwendet.

Methoden

Für die automatisierte Erkennung der Bewegungen in den 3 anatomischen Hauptebenen wurde ein mathematisches Modell entwickelt, welches auf einer Mustererkennung basiert. Hierfür wurden aus den erfassten Messwerten mit dem Epionics SPINE System der 429 gesunden Probanden drei Merkmale abgeleitet (ein Merkmal für jede mögliche Bewegungsebene):

1. **Sagittales Merkmal:** Bei einer Flexions- oder Extensionsbewegung erfahren die linken und rechten Sensoren in etwa die gleichen Auslenkungen [3]. Das entsprechende Merkmal berechnet sich aus dem Mittelwert des rechten und linken Lordosewinkels. Das Merkmal wird zudem mit Hilfe des individuellen Lordosewinkels der Probanden im geraden Stand normiert, sodass das Merkmal im geraden Stand etwa 0° beträgt. Bei der Flexion ist der erwartete Winkel somit positiv und bei der Extension negativ.
2. **Frontales Merkmal:** Bei der Seitneigung des Oberkörpers wird erwartet, dass sich durch eine seitliche Kippung des Beckens auch die Beschleunigungssensoren in der frontalen Ebene verkippen. Dieses Merkmal berechnet sich daher aus dem Mittelwert der frontalen

Verkipfung des rechten und linken Beschleunigungssensors. Ein negativer Winkel ist bei einer Seitneigung nach links zu erwarten und vice versa.

3. **Transversales Merkmal:** Bei der Rotation ist mit einer asymmetrischen Auslenkung des linken und rechten Sensors und somit mit unterschiedlichen Lordosewinkeln rechts und links, als auch mit einer Verkipfung der Beschleunigungssensoren in der sagittalen Ebene, zu rechnen. Addiert man den entsprechenden Lordosewinkel sowie Verkipfungswinkel in der sagittalen Ebene und subtrahiert das Ergebnis der linken Seite von dem der rechten, so ist mit einem negativen/positiven Ausschlag des Merkmals bei Rotation nach links/rechts zu rechnen.

Diese Merkmale werden für alle Zeitpunkte der durchgeführten Choreografien berechnet. Zur Analyse der Unterscheidbarkeit werden nur die Bewegungsausmaße gewählt, bei denen mindestens 70% des Maximalwertes erreicht wurden, um festzustellen, ob die Bewegungsrichtungen überhaupt detektiert werden können. Eine lineare Diskriminanzanalyse wurde durchgeführt, um zu untersuchen, wie gut zwischen den Bewegungsebenen unterschieden werden kann. Mittels einer Kreuzvalidierung wurde anschließend die mittlere Klassifikationsrate ermittelt [6].

Vergleich zwischen Rückenform und wirkender Last (4. Studie)

Probandenkollektiv

Für diese Studie wurden 4 Patienten untersucht. Ihnen wurde auf Grund eines Wirbelkörperbruches ein instrumentiertes Wirbelkörperimplantat eingesetzt. Mit diesem ist es möglich, die auf das Implantat wirkenden Kräfte und Momente zu messen. Das Kollektiv bestand nur aus diesen 4 Patienten und es wurden daher keine weiteren Ein- oder Ausschlusskriterien definiert.

Messmethoden

Neben dem bereits beschriebenen Epionics SPINE System kam bei diesem Kollektiv zusätzlich ein Messimplantat zum Einsatz, bei welchem es sich um ein modifiziertes Synex-Implantat der Firma Synthes (Synthes Inc., Bettlach, Schweiz) handelt. Sechs Dehnungsmessstreifen wurden in das Implantat integriert. Diese erlauben Rückschlüsse auf die Verformung des Implantats unter Belastung. Daraus lassen sich die in allen drei Raumrichtungen wirkenden Kräfte und Momente ableiten. Die Energieversorgung erfolgt induktiv über Spulen, welche sich außerhalb des Patienten bzw. im Implantat befinden. Die Datenübertragung wird telemetrisch über Antennen realisiert [7, 8].

Für den Vergleich zwischen Rückenform und wirkender Kraft wurde die resultierende Kraft der drei Kraftkomponenten benutzt. Die Korrelationskoeffizienten werden für die durchgeführten Übungen über die Zeit berechnet.

Messprotokoll

Die Patienten führten ebenfalls die bereits beschriebene Choreographie mit dem Epionics SPINE System durch. Danach wurden ihnen die notwendige Spule und Antenne am Oberkörper befestigt, um die Belastungen auf die Wirbelsäule zu messen. Anschließend wurden die Patienten gebeten, sich hinzustellen und erneut Flexionen und Extensionen mit dem Oberkörper durchführen, sowie ein- bzw. beidarmig Gewichte von 1, 2 und 3 kg mit nach vorne ausgestreckten Armen anzuheben. Zudem wurde die Oberkörperflexion und -extension noch im Sitzen durchgeführt.

Die Fallzahlplanung, Datenaufbereitung und die Durchführung der statistischen Tests erfolgten für alle beschriebenen Studien mit der Software nQuery 7.0 (Statistical Solutions Inc., Saugus, MA, USA), Matlab 11 (The Mathworks Inc., Natick, MA, USA) und SPSS 19 (IBM, Armonk, NY, USA). Das Signifikanzniveau wurde festgelegt auf $p=0,05$.

Ergebnisse

Bewegungsumfänge und -geschwindigkeiten in der Sagittalebene (1. und 2. Studie)

Die soziodemografischen Daten der 429 in die Studien eingeschlossenen rückengesunden Probanden sowie die Verteilung in den definierten Gruppen hinsichtlich des Alters, Geschlechts, der Körpergröße, des Gewichts und des Body-Mass-Index (BMI) zeigt die Tabelle 1.

	Gruppen (Anzahl der Probanden)				Mittelwert±SD	Minimum	Maximum
Alter (Jahre)	20-35 (189)	36-50 (146)	51-75 (94)	-	39,8±14	20	74
Geschlecht	weiblich (231)	männlich (198)	-	-	-	-	-
Körpergröße (cm)	<160 (28)	160-175 (229)	176-190 (153)	>190 (19)	173,3±9,8	148	206
Gewicht (kg)	<61 (97)	61-70 (120)	71-80 (110)	>80 (102)	72,3±13,7	45	130
BMI (kg/m ²)	<18,5 (12)	18,5-24,9 (279)	25-30 (108)	>30 (30)	24,1±3,6	16,7	38

Tabelle 1 Soziodemografische Daten der 429 gesunden Probanden und die unterschiedenen Gruppen, SD-Standardabweichung [3]

Eine ANCOVA-Analyse zeigte, dass das Alter einen signifikanten Einfluss auf den Bewegungsumfang und die -geschwindigkeit in der Sagittalebene hat. Das Geschlecht besitzt nur auf die Extensionsbewegung einen signifikanten Einfluss ($p < 0.05$). Dagegen besitzen das Gewicht, die Körpergröße und der BMI keinen signifikanten Einfluss auf die Messgrößen. Die Tabelle 2 zeigt die Flexions- und Extensionswinkel sowie die RoKs Flexion und Extension für die verschiedenen Altersgruppen. Mit zunehmendem Alter zeigte sich eine Abnahme der Bewegungsumfänge und der -geschwindigkeiten.

Alter (Jahre)	Flexionswinkel (°)	Extensionswinkel (°)	RoKs Flexion (°/s)	RoKs Extension (°/s)
20-35	54,0±9,3	29,7±11,0	114,1±34,6	73,2±31,1
36-50	50,3±10,1	22,4±11,2	100,3±31,8	57,4±25,3
51-75	45,1±12,6	19,5±9,3	82,7±30,9	47,1±23,1
Mittelwerte (n=429)	50,8±10,9	25,0±11,5	102,6±33,2	62,1±28,2

Tabelle 2 Altersabhängige Normdaten für die Lendenwirbelsäule für gesunde Probanden (n=429), Mittelwerte±Standardabweichung [3, 5]

Die Tabelle 3 stellt die mittleren Minimal- und Maximalgeschwindigkeiten der gesunden Probanden während der Flexions- und Extensionsbewegung dar. Es zeigte sich, dass die Bewegungsgeschwindigkeiten in Blickrichtung (Maximalgeschwindigkeiten) vom Betrag her signifikant größer waren, als die in entgegengesetzter Richtung (Minimalgeschwindigkeiten).

Bewegung	Min. Durchschnittsgeschwindigkeit (°/s)	Max. Durchschnittsgeschwindigkeit (°/s)
Flexion	-48,6±16,4	54,0±18,6
Extension	-23,6±11,7	38,5±17,8

Tabelle 3 Mittlere Minimal- und Maximalgeschwindigkeiten der gesunden Probanden bei der Flexion und Extension, Mittelwerte±Standardabweichung [5]

Automatisierte Bewegungserkennung (3. Studie)

Bei den Bewegungen in den verschiedenen Hauptbewegungsrichtungen zeigten sich für die entsprechenden Merkmale deutliche Ausschläge. Bei Bewegungen in der sagittalen Ebene war eine deutliche Änderung des sagittalen Merkmals ersichtlich, während die anderen Merkmale kaum bis keine Ausschläge zeigten. Bei den Bewegungen außerhalb der sagittalen Ebene änderten sich zumeist mehrere der Merkmale gleichzeitig.

Das frontale und transversale Merkmal zeigten ein größeres Rauschen als das sagittale Merkmal. Für die automatisierte Unterscheidung aller Bewegungen war die korrekte Differenzierung für 96,7 % der Bewegungen möglich. Die höchste Sensitivität zeigte sich bei der Flexions- und Extensionsbewegung (>99 %, siehe Tabelle 4). Die geringste Sensitivität wiesen die Seitneigung nach rechts und nach links (>93 %) auf. Diese Übungen wurden zumeist fälschlicherweise als Extensionen klassifiziert. Die Spezifität ist bei der Extension mit 91,6 % am geringsten. Insbesondere die Bewegungen außerhalb der Sagittalebene werden häufig als Extensionen erkannt [6].

		Erkannte Übung (Anzahl der Frames)						
		Flexion	Extension	Rotation rechts	Rotation links	Seitneigung rechts	Seitneigung links	Sensitivität (%)
Durchgeführte Übung (Anzahl der Frames)	Flexion	234919	109	69	382	2	152	99,70
	Extension	0	203288	29	233	0	0	99,87
	Rotation rechts	0	4445	175202	0	12	0	97,52
	Rotation links	0	5250	0	172352	0	6	97,04
	Seitneigung rechts	5	4460	10	6222	163550	0	93,86
	Seitneigung links	230	4332	4608	15	0	162223	94,64
	Spezifität (%)	99,90	91,62	97,38	96,18	99,99	99,90	

Tabelle 4 Anzahl und prozentualer Anteil der korrekt erkannten Frames aller 429 gesunden Probanden für die Unterscheidung zwischen Flexion, Extension, Seitneigung nach rechts und links und Rotation nach rechts und links [6]

Vergleich zwischen Rückenform und wirkender Last (4. Studie)

Bei den in dieser Studie eingeschlossenen Patienten (eine weiblich, drei männlich) lag das Alter bei $65,0 \pm 2,7$ Jahren, die Körpergröße bei $171,5 \pm 5,0$ cm, das Gewicht bei $63,3 \pm 2,2$ kg und der Body-Mass-Index bei $21,6 \pm 1,6$ kg/m².

Bei der Oberkörperflexion im Stehen stieg die auf das Implantat wirkende Kraft im Schnitt um 285 N. Gleichzeitig nahm der Betrag des Lordosewinkels um 15° ab. Bei der Extension sank die wirkende Kraft im Mittel um 100 N, während der Betrag des Lordosewinkels um 7° anstieg. Bei einem Patienten nahm die auf das Implantat wirkende Kraft bei der Extension zu; dies war entgegengesetzt bei den drei anderen Patienten.

Beim Heben eines bzw. beider Arme stieg die resultierende Kraft auf das Implantat um bis zu 190 N an. Wurden beide Arme gleichzeitig gehoben, war die Kraft in etwa um 40 N größer, als wenn nur ein Arm gehoben wurde. Der Lordosewinkel veränderte sich bei dieser Übung zumeist um weniger als 3°, nur selten um mehr als 6° [7].

Im Sitzen zeigten sich bei der Durchführung der Flexion und Extension ähnliche Ergebnisse wie im Stehen. Die Änderungen des Lordosewinkels waren im Sitzen jedoch geringer als im Stehen.

Die Tabelle 5 zeigt die minimalen und maximalen Rangkorrelationskoeffizienten (RKK) nach Spearman und deren Differenz zwischen dem gemessenen Lordosewinkel und der wirkenden Kraft für alle Patienten und alle Übungen. Die Differenz aus minimalen und maximalen RKK zeigt dabei die Schwankungsbreite zwischen den Patienten für die verschiedenen Übungen.

Übung	Minimaler RKK	Maximaler RKK	Differenz RKK
Stehende Flexion	-0,94	-0,78	0,16
Stehende Extension	-0,87	0,82	1,69
Heben rechter Arm	-0,71	0,58	1,29
Heben rechter Arm, 1 kg	-0,66	0,68	1,34
Heben rechter Arm, 2 kg	-0,87	0,55	1,42
Heben rechter Arm, 3 kg	-0,78	1,00	1,78
Heben beider Arme	-0,84	0,89	1,73
Heben beider Arme, 1 kg	-0,82	0,85	1,67
Heben beider Arme, 3 kg	-0,86	0,65	1,51
Sitzende Flexion	-0,93	-0,60	0,33
Sitzende Extension	-0,94	0,79	1,73

Tabelle 5 Minimale und maximale Rangkorrelationskoeffizienten (RKK) nach Spearman für die resultierende Kraft und den Lordosewinkel für die verschiedenen Übungen für alle Patienten [7]

Konsistente Ergebnisse zwischen allen Patienten zeigten sich nur für die im Stehen und Sitzen durchgeführte Flexion. Hier waren die RKKen durchweg kleiner als -0,6 und wiesen somit eine starke Korrelation auf. Für die restlichen Übungen waren die Ergebnisse inkonsistent: auch wenn für einzelne Patienten eine starke bis sehr starke Korrelation vorlag, so variierten sie zwischen den Patienten deutlich und wechselten sogar das Vorzeichen [7].

Diskussion

Die vorliegende Arbeit stellt die Normdaten hinsichtlich des Bewegungsumfanges und der Bewegungsgeschwindigkeiten in der Sagittalebene für rückengesunde Probanden dar. Die entwickelten Merkmale zur Mustererkennung, um an Hand der Messergebnisse zweier Sensorbänder auf die Bewegungen der Lendenwirbelsäule zu schließen, funktionierten gut. Des Weiteren zeigte sich, dass die auf die Wirbelsäule wirkende Kraft nur teilweise mit der Rückenform korreliert.

Bewegungsumfänge und -geschwindigkeiten in der Sagittalebene (1. und 2. Studie)

Dass der Bewegungsumfang und die -geschwindigkeiten mit steigendem Alter abnehmen, stimmt mit vorhergehenden Untersuchungen überein [10, 11]. Erstaunlicherweise besitzt die Körpergröße nur einen geringen Einfluss auf die erhaltenen Messgrößen. Hier war im Vorfeld mit einem größeren Unterschied gerechnet worden, da einheitliche Sensoren mit einer konstanten Länge für alle Probanden mit einer Körpergröße zwischen 148 und 206 cm verwendet wurde. Das gleiche gilt auch für das Körpergewicht. Auch hier war bei steigendem Gewicht bzw. BMI ein zunehmender Einfluss auf die erhaltenen Messdaten erwartet worden, da der Abstand des Sensors von der Wirbelsäule bei Applikation auf der Haut zunimmt. Doch diese Vermutung bestätigte sich nicht.

Die Geschwindigkeit bei Bewegungen entgegengesetzt der Blickrichtung war, insbesondere bei Durchführung einer maximalen Extension, deutlich langsamer als bei der Bewegung in Blickrichtung. Die Ursache hierfür ist vermutlich das erhöhte Risiko eines Gleichgewichtsverlustes. Durch die verringerte Geschwindigkeit können die Probanden die Bewegung kontrollierter durchführen und minimieren dadurch die Wahrscheinlichkeit eines Sturzes [12]. Bei der Flexionsbewegung ist das Risiko geringer als bei der Extension, da die Ausgleichsbewegung zur Erhaltung der Stabilität leichter durchgeführt werden kann.

Die hier gezeigten alters- und geschlechtsspezifischen Unterschiede bei den Bewegungen in der Sagittalebene stimmen ebenfalls mit früheren Untersuchungen überein. Unterschiede des Bewegungsumfanges wurden in der Vergangenheit in der Literatur kontrovers diskutiert. Eine Ursache könnte sein, dass die Einschlusskriterien zwischen den Studien variierten und die Bewegungsumfänge der Flexion und Extension zum Teil zusammen betrachtet wurden [13-15].

Im Vergleich zur Literatur zeigte sich bei Messungen mit dem Epionics SPINE System, dass die Ergebnisse des Flexionswinkels geringer und die des Extensionswinkels größer ausfallen als die von anderen Messsystemen. Die Ursache hierfür wird die feste Anzahl der Messsegmente bei der Berechnung des Lordosewinkels sein, welcher bei den Probanden individuell im geraden Stand

ermittelt wurde. Bei Bewegung überdecken die Segmente der Lordose bei der Oberkörperflexion und der entsprechenden Streckung der posterioren Wirbelsäule einen kleineren Bereich des Rückens und bei der Extensionsbewegung und der entsprechenden Stauchung der posterioren Wirbelsäule einen entsprechend größeren Bereich durch die relative Verschiebung des Sensors zur Rückenoberfläche [3].

Die erhaltenen Normwerte für die Geschwindigkeiten zeigten von der Größenordnung her Übereinstimmung mit anderen Normdatenerhebungen. Eine Erklärung für die zum Teil entgegengesetzten Ergebnisse von McGregor et. al [11] bei der Bewegung in bzw. entgegen der Blickrichtung konnte nicht gefunden werden. Die Geschwindigkeit der Lendenwirbelsäule bei Bewegung in der Sagittalebene war für die Unterscheidbarkeit zwischen rückengesunden und -kranken Probanden ein deutlicherer Indikator als die Bewegungsumfänge [10].

Es muss bei den Messungen des Bewegungsumfanges und der -geschwindigkeiten berücksichtigt werden, dass der benutzte nicht-invasive Sensor die Rückenform auf der Haut erfasst und die Wirbelsäulenform daraus nur abgeleitet werden kann. Dadurch ist prinzipiell mit Abweichungen zu rechnen.

Automatisierte Bewegungserkennung (3. Studie)

Die automatisierte Bewegungserkennung funktioniert mit einer korrekten Klassifizierung von über 96 % ausgesprochen gut. Es gilt jedoch zu bedenken, dass die Bewegungserkennung nur für große Auslenkungen (>70 %) in dem Maß funktionierte. Mit geringeren Auslenkungen wird die Unterscheidbarkeit abnehmen. Zudem ist zu erwarten, dass die Unterscheidbarkeit der Bewegungen bei Patienten mit eingeschränktem Bewegungsumfang [10, 11] deutlich vermindert ist. Ferner wird bei der Berechnung des lateralen und transversalen Merkmals die Verkippung der Beschleunigungssensoren verwendet. Hierbei musste angenommen werden, dass die Berechnung der Verkippung trotz des Einflusses der Bewegung ausreichend genau ist, was nur bei einer langsamen und gleichförmigen Bewegung der Fall ist.

Das größere Rauschen beim lateralen und transversalen Merkmal wird durch die Zuhilfenahme der Beschleunigungssensoren verursacht. Deren Messwerte sind auf Grund der verwendeten Messtechnik deutlich anfälliger für Störeinflüsse und dadurch ungenauer als die der Dehnungsmessstreifen.

Bei der Bewegungserkennung muss berücksichtigt werden, dass der mögliche Bewegungsumfang bei der Rotation im Bereich der Lendenwirbelsäule sehr gering ist. Die Seitneigung kann zudem nur an Hand der Beschleunigungssensoren erkannt werden, welche sich auf Höhe des Beckens befinden. Die Verkippung des Beckens deutet dabei nur indirekt auf die Seitneigung

bzw. das Ausmaß der Seitneigung der Lendenwirbelsäule hin. Dennoch ist eine Unterscheidung der sechs möglichen Bewegungsrichtungen möglich. Die guten Erkennungsraten sind jedoch für definierte Bewegungen unter Laborbedingungen erreicht worden. Bei Alltagsbewegungen, welche Mischbewegungen in den unterschiedlichen Ebenen darstellen können, werden die Erkennungsraten wahrscheinlich deutlich geringer sein. Durch weitere Verbesserung der Sensorik ist jedoch zu erwarten, dass die Erkennungsrate auch unter realen Bedingungen optimiert werden kann.

Vergleich zwischen Rückenform und wirkender Last (4. Studie)

Ein starker Zusammenhang zwischen der Rückenform und der gleichzeitig auf die Lendenwirbelsäule wirkenden Kräfte war nur für Übungen mit beträchtlicher Änderung des Lordosewinkels ersichtlich. Nur bei der stehenden und sitzenden Flexion des Oberkörpers zeigte sich eine hohe Korrelation.

Die Übung des Hebens der Arme zeigte, dass es möglich ist, erhöhte Kräfte auf die Wirbelsäule wirken zu lassen, ohne massive Änderungen der Rückenform hervorzurufen. Gewichte, welche beispielsweise in der Hand gehalten oder bewegt werden, können nicht aus der Messung der Rückenform abgeleitet werden, da eine kompensatorische Verlagerung des Oberkörperschwerpunktes auch ohne Wirbelsäulenkrümmung möglich ist. Somit ist die Ableitung von Aussagen über auf die Lendenwirbelsäule wirkende Lasten anhand der Rückenform nur eingeschränkt möglich.

Die um etwa 40 N größere resultierende Kraft beim Heben beider Arme, im Vergleich zum Heben eines Armes, lässt sich mit der Gewichtskraft und dem wirkenden Hebelarm des zweiten Armes begründen. Dies ist daher auch unabhängig vom zusätzlich gehobenen Gewicht.

Im Vergleich zum Stehen zeigte sich bei der Flexions- und Extensionsbewegung im Sitzen eine geringere Änderung des Lordosewinkels. Dies lässt sich durch die eingeschränkte Bewegungsfreiheit auf Grund einer möglichen Fixierung des Beckens im Sitzen erklären.

Es muss bei dem Vergleich zwischen Rückenform und der auf die Wirbelsäule wirkenden Kraft berücksichtigt werden, dass das untersuchte Patientenkollektiv klein war und ein Durchschnittsalter von über 65 Jahren hatte. Zusätzlich war bei den Patienten ein Teil der Lendenwirbelsäule fusioniert und auf Grund der vielen Studien, an denen die Patienten beteiligt waren, war es nicht allen Patienten möglich alle Übungen durchzuführen. Der Einschluss von mehr Patienten war wegen der geringen Anzahl geeigneter Patienten und der zeitlich begrenzten Studiendauer nicht möglich.

Das Epionics SPINE System bietet auf schnelle und unkomplizierte Weise die Möglichkeit, Bewegungsumfänge und -geschwindigkeiten nicht-invasiv, auch mehrmals im Therapieverlauf, zu erfassen. Das erhaltene Normkollektiv bietet die Möglichkeit, erhaltene Patientendaten damit zu vergleichen und Therapieerfolge zu dokumentieren. Durch dieses Monitoring ist davon auszugehen, dass sich der ersichtliche Fortschritt zudem positiv auf die Motivation und Compliance eines Patienten auswirken kann. In zukünftigen Studien sollte untersucht werden, ob die hier erhaltenen Messdaten wertvolle Informationen für die Diagnose oder medizinische Entscheidungsprozesse liefern können.

Durch die automatisierte Bewegungserkennung ließe sich das benutzte Messsystem auch als Biofeedbacksystem nutzen. Dabei könnte das System visuelles, akustisches oder haptisches Feedback geben, wenn ein Proband beispielsweise Zwangshaltungen über längere Perioden einnimmt, um ihn zu einer Veränderung zu veranlassen.

Das Ableiten der auf die Wirbelsäule wirkenden Kräfte von der Rückenform ist scheinbar nur für die Flexionsbewegung möglich. Dies könnte für weitere Untersuchungen in der Arbeitsmedizin von Nutzen sein, um beispielsweise Abläufe an Arbeitsplätzen zu optimieren und Mitarbeiter so zu entlasten.

Literaturverzeichnis

- [1] Frymoyer J, Cats-Baril W. An overview of the incidence and costs of low back pain. *Orthop Clin North Am* 1991; 22:263-271
- [2] Kendrick D, Fielding K, Bentley E, et al. Radiography of the lumbar spine in primary patients. *BMJ* 2001; 322: 400-405
- [3] Consmüller T, Rohlmann A, Weinland D, et al. Comparative evaluation of a novel measurement tool to assess lumbar spine posture and range of motion. *Eur Spine J* 2012; 21: 2170-2180
- [4] Taylor WR, Consmüller T, Rohlmann A. A novel system for the dynamic assessment of back shape. *Med Eng Phys* 2010; 32: 1080-1083
- [5] Consmüller T, Rohlmann A, Weinland D, et al. Velocity of lordosis angle during spinal flexion and extension. *PLoS One* 2012; 7: e50135
- [6] Consmüller T, Rohlmann A, Weinland D, et al. Automatic distinction of upper body motions in the main anatomical planes. *Med Eng Phys*; doi:10.1016/j.medengphy.2013.10.014, 2013
- [7] Sribonska H, Dreischarf M, Consmüller T, et al. Correlation between backshape and spinal loads. *J Biomech* 2013; 46:1972-1975
- [8] Rohlmann A, Graichen F, Kayser R et al. Loads on a telemeterized vertebral body replacement measured in two patients. *Spine* 2008; 33: 1170-1179
- [9] McGregor AH, Hughes SPF. The effect of test speed on the motion characteristics of the lumbar spine during an A-P flexion-extension test. *J Back Musc Rehab* 2000; 14: 99-104
- [10] Marras WS, Wongsam PE. Flexibility and velocity of the normal and impaired lumbar spine. *Arch Phys Med Rehabil* 1986; 67: 213-217
- [11] McGregor AH, McCarthy ID, Hughes SPF. Motion characteristics the lumbar spine in the normal population. *Spine* 1995; 20: 2421-2428
- [12] Hamacher D, Singh NB, Van Dieen JH, Heller MO, Taylor WR. Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review. *J R Soc Interface* 2011; 8: 1682-1698

- [13] Janssen MM, Drevelle X, Humbert L, et al. Differences in male and female spino-pelvis alignment in asymptomatic young adults: a three-dimensional analysis using upright low-dose digital biplanar X-rays. *Spine* 2009; 34: E826-E832
- [14] Battié MC, Bigos SJ, Sheehy A, et al. Spinal flexibility and individual factors that influence it. *Phys Ther* 1987; 67: 653-658
- [15] Lee S, Wong KW, Chan MK, et al. Development and validation of a new technique for assessing lumbar spine motion. *Spine* 2002; 27: 215-220

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Tobias Consmüller, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Bewegungs- und Kraftanalyse im Bereich der Lendenwirbelsäule und die automatisierte Erkennung von Oberkörperbewegungen“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an den ausgewählten Publikationen entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem Betreuer, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

16. Februar 2014

Datum

Unterschrift

Anteilerklärung an den erfolgten Publikationen

Tobias Consmüller hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1: **Consmüller T**, Rohlmann A, Weinland D, Druschel C, Duda GN, Taylor WR.
Comparative evaluation of a novel measurement tool to assess lumbar spine posture and range of motion, Eur Spine J, 2012

70 Prozent

Beitrag im Einzelnen: Konzeption, Datenerhebung, Datenanalyse und Statistik, Entwurf der Publikation

Publikation 2: **Consmüller T**, Rohlmann A, Weinland D, Druschel C, Duda GN, Taylor WR.
Velocity of lordosis angle during spinal flexion and extension, PLoS One, 2012

70 Prozent

Beitrag im Einzelnen: Konzeption, Datenerhebung, Datenanalyse und Statistik, Entwurf der Publikation

Publikation 3: **Consmüller T**, Rohlmann A, Weinland D, Schmidt H, Zippelius T, Duda GN, Taylor WR. Automatic distinction of upper body motions in the main anatomical planes. Med Eng Phys; doi:10.1016/j.medengphy.2013.10.014, 2013

70 Prozent

Beitrag im Einzelnen: Konzeption, Datenerhebung, Datenanalyse, Entwurf der Publikation

Publikation 4: Sribonska H, Dreischarf M, **Consmüller T**, Bergmann G, Rohlmann A.
Correlation between backshape and spinal loads, J Biomech, 2013

25 Prozent

Beitrag im Einzelnen: Konzeption, Datenerhebung, Datenanalyse, Entwurf der Publikation

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

Ausgewählte Publikationen

- [1] Consmüller T, Rohlmann A, Weinland D, et al. Comparative evaluation of a novel measurement tool to assess lumbar spine posture and range of motion, Eur Spine J 2012; 21: 2170-2180, <http://dx.doi.org/10.1007/s00586-012-2312-1>
- [2] Consmüller T, Rohlmann A, Weinland D, et al. Automatic distinction of upper body motions in the main anatomical planes. Med Eng Phys 2014; 36: 516-521, <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2013.10.014>
- [3] Sribonska H, Dreischarf M, Consmüller T, et al. Correlation between backshape and spinal loads, J Biomech 2013; 46: 1972-1975, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.04.024>

Velocity of Lordosis Angle during Spinal Flexion and Extension

Tobias Consmüller¹, Antonius Rohlmann^{2*}, Daniel Weinland¹, Claudia Druschel³, Georg N. Duda², William R. Taylor²

¹ Epionics Medical GmbH, Potsdam, Germany, ² Julius Wolff Institute, Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Germany, ³ Center for Musculoskeletal Surgery, Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Germany

Abstract

The importance of functional parameters for evaluating the severity of low back pain is gaining clinical recognition, with evidence suggesting that the angular velocity of lordosis is critical for identification of musculoskeletal deficits. However, there is a lack of data regarding the range of functional kinematics (RoKs), particularly which include the changing shape and curvature of the spine. We address this deficit by characterising the angular velocity of lordosis throughout the thoracolumbar spine according to age and gender. The velocity of lumbar back shape changes was measured using Epionics SPINE during maximum flexion and extension activities in 429 asymptomatic volunteers. The difference between maximum positive and negative velocities represented the RoKs. The mean RoKs for flexion decreased with age; 114°/s (20–35 years), 100°/s (36–50 years) and 83°/s (51–75 years). For extension, the corresponding mean RoKs were 73°/s, 57°/s and 47°/s. ANCOVA analyses revealed that age and gender had the largest influence on the RoKs ($p < 0.05$). The Epionics SPINE system allows the rapid assessment of functional kinematics in the lumbar spine. The results of this study now serve as normative data for comparison to patients with spinal pathology or after surgical treatment.

Citation: Consmüller T, Rohlmann A, Weinland D, Druschel C, Duda GN, et al. (2012) Velocity of Lordosis Angle during Spinal Flexion and Extension. PLOS ONE 7(11): e50135. doi:10.1371/journal.pone.0050135

Editor: Steve Milanese, University of South Australia, Australia

Received: August 2, 2012; **Accepted:** October 17, 2012; **Published:** November 16, 2012

Copyright: © 2012 Consmüller et al. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

Funding: This study was supported by Epionics Medical GmbH, Potsdam, Germany (www.epionics.de/), the EU (VPHOP ICT-2-5.3) (<http://www.vphop.eu/>), and the BiSP project “Rückenfit” (www.bisp.de/). The funders had no role in interpretation of the results, decision to publish, or preparation of the manuscript.

Competing Interests: T. Consmüller is, and D. Weinland was an employee of Epionics Medical GmbH, a commercial funder of this research. A. Rohlmann was a consultant of Epionics Medical GmbH. These relationships do not alter the authors' adherence to all the PLOS ONE policies on sharing data and materials.

* E-mail: Antonius.Rohlmann@charite.de

Introduction

Low back pain is one of the most common diseases in western industrialised countries [1;2]. Besides the relief of pain, therapeutic measures focus on the conservation and improvement of the subject's functional capacity. Recently, clinical attention has been drawn to assessing the kinematics of changes in spinal shape, which have been shown to provide a greater distinction between patients with low back pain pathology and asymptomatic subjects than measures of e.g. range of motion alone. In this respect, Marras and co-workers demonstrated the importance of dynamics during functional activities by investigating 16 low back pain patients and 18 asymptomatic volunteers using the Ady-Hall lumbar monitor [3]. While they found a reduction of 10% in the range of motion during flexion in low back pain patients compared to healthy volunteers, the significant reduction of 50% in angular velocity indicated a much clearer biomarker for low back pain. More importantly, during extension, the angular velocity of patients was reduced by more than 90%. Further evidence demonstrating the importance of dynamic measures was provided by McGregor and co-workers [4], who examined 20 low back pain patients and 20 healthy volunteers using the CA-6000 [5], similarly concluding that the velocity of spinal flexion in the sagittal plane was a clear target for functional identification of pathology.

A number of measurement tools exist for the objective estimation of the lumbar spines range of motion (RoM), with

some offering the change of back shape with respect to time, including Vicon [6], ZooMS [7], Formetric 4D [8], 3space [9], 3D-SpineMoveGuard [10], fibre-optic sensor [11] and inertial measurement units [12]. However, numeric data for dynamic measures of spinal kinematics are only available for the Ady-Hall lumbar monitor, the CA-6000 and the lumbar motion monitor [3;4;13–15]. Widespread accessibility to rapid and mobile approaches for assessing spinal kinematics is, however, critical for these important measures to be considered for aiding clinical decision making.

The so-called range of functional kinematics (RoKs) provides a measure of the maximum and minimum flexion and extension velocities. Normative data has been published for the measurement tools CA-6000 and lumbar motion monitor [16;17]. While the potentiometer link arm of the CA-6000 is positioned at the thoracolumbar joint and at the level of the spina iliaca superior posterior, the lumbar motion monitor uses an electro-goniometer that is attached to the shoulder and pelvis. Thus, these devices measure the velocity for different regions of the back, but are unable to consider the dynamic shape of the back, including the changing curvature at different regions of the spine. In order to allow the formation of normative reference data for clinical usage, where pain and musculoskeletal deficits occur at different heights, complete datasets of dynamic back shape are required, but remain to be established.

The measurement tool Epionics SPINE is an advancement of the former SpineDMS system [18], and allows the dynamic assessment of the shape of the thoracolumbar spine in a rapid and subject specific manner based on strain gauge technology. While age, gender and body-height dependent normative data for back shape and RoM have been determined for this device, no repository of normative data exists for the maximum velocities of lumbar spine movements in the sagittal plane, i.e. flexion and extension.

With the goal of establishing normative data for comparison against patients with spinal pathology or after surgical treatment, the aim of this study was to determine the velocities during changes of lordosis angle for movements in the sagittal plane in healthy volunteers, and therefore quantify changes in dynamic back shape. Furthermore, we aimed to characterise back shape such that parameters of the lumbar functional capacity with respect to individual factors such as age and gender can be derived.

Materials and Methods

Ethics Statement

The study was approved by the Ethics Committee of the Charité – Universitätsmedizin Berlin (registry number EA4/011/10), and each volunteer provided written informed consent to participate.

Subjects

The lumbar spine movements of 429 asymptomatic volunteers (231 females, mean age 40.0 ± 15.2 , 198 males, mean age 39.3 ± 13.6 years) were assessed. Inclusion criteria for the study were an age between 20 and 75 years, the absence of back pain in the previous 6 months, and no previous spinal surgery. For the analysis of age dependency, volunteers were divided into classes of 20–35, 36–50 and 51–75 years (189, 146 and 94 persons respectively).

Measuring system

Measurements were conducted using Epionics SPINE (Epionics Medical GmbH, Potsdam, Germany), which allows the temporal assessment of back shape in the region of the thoracolumbar spine for motions in the sagittal plane [19]. The system has been described in detail elsewhere [19], but a brief summary is provided here: Two flexible sensor strips are fixed paravertebrally to the spine using special hollow plasters (Figure 1, left). The strips are placed a distance of 5 cm from the mid-sagittal plane and the lowest sensor segment is positioned relative to the spina iliaca posterior superior. Each sensor strip assesses the curvature of the back shape along the 12 connected segments by measuring bending of the segments relative to one another using a series of strain gauge measurements (Figure 1, right). The sensors are connected via cables to a memory unit, which provides storage of the data, which is collected at 50 Hz, as well as a power supply. The validity and reliability of the measurement tool, as well as normative data for spinal RoMs, have been published elsewhere [18;19].

Measurement protocol

The volunteers performed standard upper body movement choreographies after watching a video, which explained and demonstrated the requested movements. Each subject was asked to perform maximum spinal flexion and extension exercises with extended knees each five times. Between the exercises, each subject's upright standing posture was assessed as a reference

position. No instructions were provided to the subjects concerning the velocity of the upper body movements. Thus, all volunteers performed the movements at their preferred speed, which is known to produce more consistent results of motion characteristics (RoM as well as RoKs) than pre-defined slow or maximum speeds [20].

Data analysis

In this study, measurement results were averaged over the left and right sensor strip since only movements in the sagittal plane were considered and the sensor strips were attached symmetrically to the spine [19]. The area of the sensor strips that covered the lumbar lordosis was identified individually for each volunteer as the range of segments that have negative bending during upright standing. The angles of these segments were then summed at every time frame, and the derivative with respect to time, calculated using the Savitzky-golay differentiation filter in the Matlab suite (The Mathworks Inc., Natick, MA, USA), was used to compute the angular velocities. The velocities presented are the mean peak velocities reached during the five repetitions of descending or ascending movement.

Description of the functional capacity

The functional capacity was considered to consist of a combination of the maximum RoM and the maximum RoKs. At each measurement time point, the lordosis angle was therefore computed and the corresponding velocities were calculated using the derivative with respect to time. Velocities were considered positive during movement in anterior direction (descending during flexion and ascending during extension) and negative during movement in the posterior direction (ascending during flexion and descending during extension).

In order to understand the variation of dynamic metrics, an average curve of the volunteers in different age classes was constructed by applying a dynamic time warping procedure to the curves of each volunteer [21]. This temporal standardisation allowed a comparison of the repeated movements for different volunteers at individual instances of time.

The lordosis variation for the RoM was computed as the difference of the lordosis angle at maximum flexion and maximum extension respectively, and for the RoKs as the difference between the maximum (+ve) and minimum (–ve) velocities during flexion and extension.

Statistics

For the determination of number of volunteers required to determine spinal RoKs representative of the population, a power analysis was conducted with nQuery 7.0 (Statistical Solutions Inc., Saugus, MA, USA), using 2-sided 95% confidence interval. Mean RoKs of $106^\circ/s$ and a standard deviation of $33^\circ/s$, obtained from the results of the pilot study, indicated that at least 336 volunteers are required to create a normative database for lumbar RoKs. A covariance analysis (ANCOVA) was used to identify which of the individual parameters (age, gender, BMI (body mass index), body height and weight) played a dominant role on the maximum velocities reached during flexion and extension. Analyses of variance (two-way ANOVA) were used to examine interactions and the statistical variation between groups. The significance level was set to 0.05. The arithmetic means and standard deviations were computed from the maximum velocities for each of the different volunteer groups. Statistical analyses were performed using Matlab (The Mathworks Inc., Natick, MA, USA) and SPSS 19 (IBM, Armonk, NY, USA).

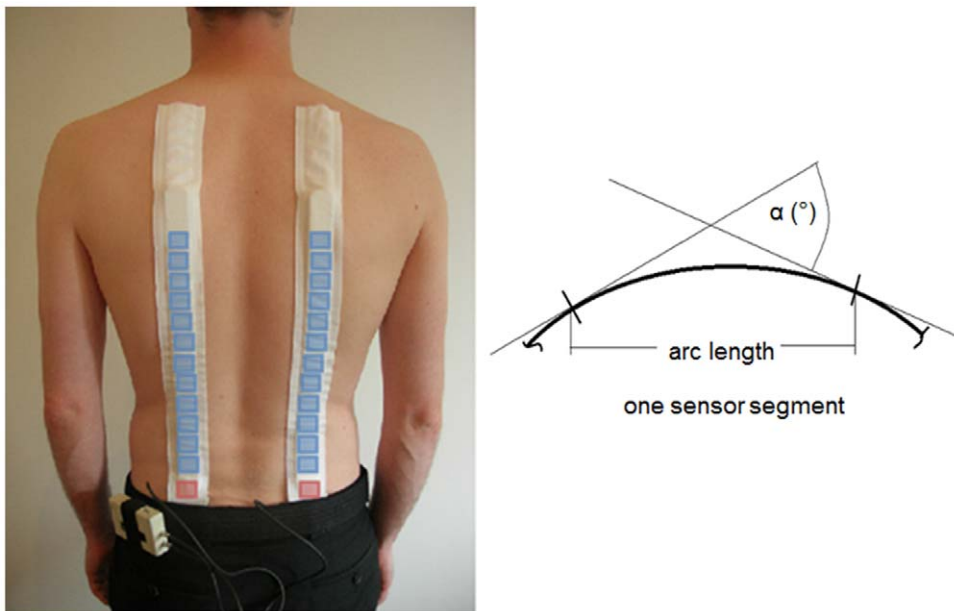


Figure 1. Measurement system. Epionics SPINE system with schematic positions of bending sensor segments (blue) and acceleration sensors (red), (left). A schematic display of the definition of angle α is shown for a single exemplary bending sensor segment (right).
doi:10.1371/journal.pone.0050135.g001

Results

Flexion and Extension

All 429 subjects were able to complete the full movement analysis program without incident. During the flexion movement in general, the magnitude of the negative lordosis angle reduced initially and reached a positive angle before returning to approximately its initial value in the static standing position (Figure 2, left). During the extension activity, the magnitude of the lordosis angle first increased to a maximum angle before returning to the baseline (Figure 2, right). Variations in the repetitions are visible during upright standing, particularly during the over-swing and maximum deflection phases.

The slope of these flexion-extension curves were determined to provide the corresponding angular velocity, where a larger slope was associated with a higher velocity. During the flexion and extension exercises, two extreme values arose: the first during movement into maximum deflection (descending) and the second while returning to the initial position (ascending). For flexion, the average velocity during the descending movement was significantly higher ($p < 0.05$) than during the ascending movement (Figure 3). During the extension activity, the relative velocity of extension and flexion were reversed such that the velocity during the ascending movement was higher ($p < 0.05$). Significant differences were also found when comparing the velocities of descending flexion and extension and ascending flexion and extension.

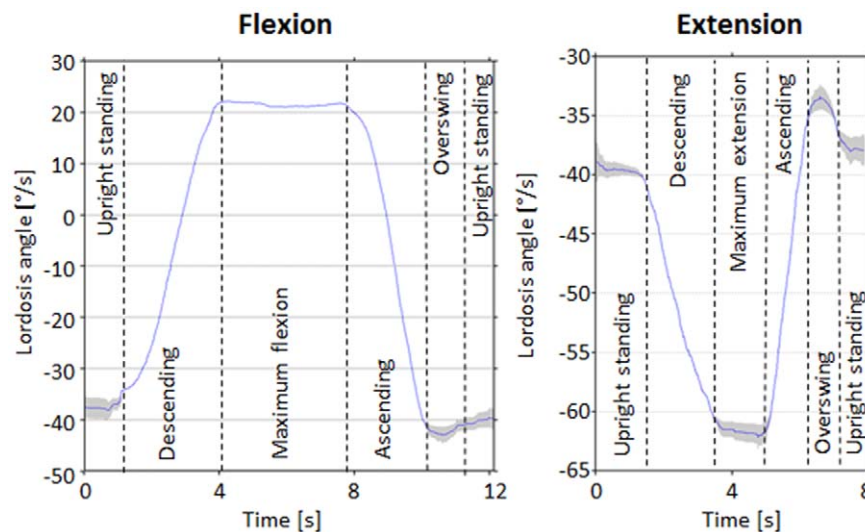


Figure 2. Lordosis angle versus time. Exemplary mean curvature of lordosis angle versus time for one volunteer during a flexion (left) and extension exercise (right). The grey area represents one standard deviation of repeated movements.
doi:10.1371/journal.pone.0050135.g002

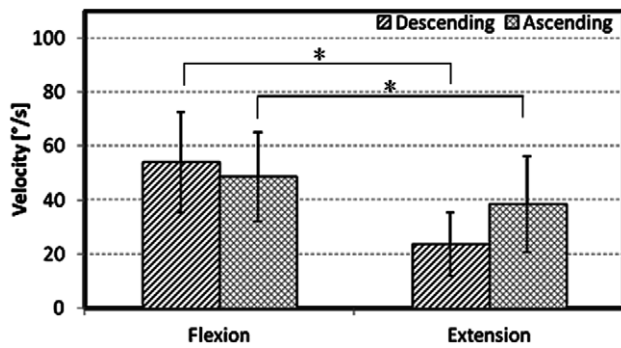


Figure 3. Maximum lordosis angle velocities during flexion and extension. Means and standard deviations of the maximum reached lordosis angle velocities at descending and ascending movement during maximum flexion and extension for all volunteers. Significant differences (* $p < 0.05$) appear between flexion descending-ascending, extension descending-ascending, flexion descending-extension descending, and flexion ascending-extension ascending. doi:10.1371/journal.pone.0050135.g003

Age and gender differences during flexion

The maximum velocities for both the descending and ascending movements during flexion decreased significantly with increasing age (Figure 4, top, $p < 0.05$). In the youngest age group, females showed higher velocities during flexion (both descending and ascending) compared to the corresponding velocities in males ($p < 0.05$). However, the angular velocities during flexion for females aged between 36 and 50 were higher than in the corresponding males for ascending movements only ($p < 0.05$). No significant differences were found in the oldest age groups.

Age and gender differences during extension

During extension, a progressive decrease of the angular velocities during both descending and ascending movements was also observed with increasing age (Figure 4, bottom, $p < 0.05$). Males aged between 20 and 35, as well as 36 and 50 years were significantly slower in both descending and ascending ($p < 0.05$). Again, for the highest age group no significant differences were apparent.

Description of functional capacity

An analysis of the lordosis angle compared to the angular velocity resulted in circular patterns for the flexion and extension exercises (Figure 5). By normalizing the lordosis angle to the upright standing position, the curves began at 0° and $0^\circ/s$. For the maximum flexion/extension angle, the velocity was also zero. The maximum magnitude of the velocity occurred mostly in the middle region of each movement. With increasing age, the maximum angles as well as the maximum velocities became smaller for both flexion and extension exercises. When returning to the initial position after each activity, an over-swing was normally observed, in which the motion was slightly more than required to return to their baseline position. The RoM and RoKs for the different age groups is provided in Table 1.

ANCOVA and ANOVA analyses

The ANCOVA analysis revealed that age and gender had the main influence on the maximum angular velocities reached during flexion and extension exercises for both descending as well as for ascending (Table 2). The ANOVA analysis to determine the interactions between the variables with a major influence on the maximum velocities (age and gender) showed a significant in-

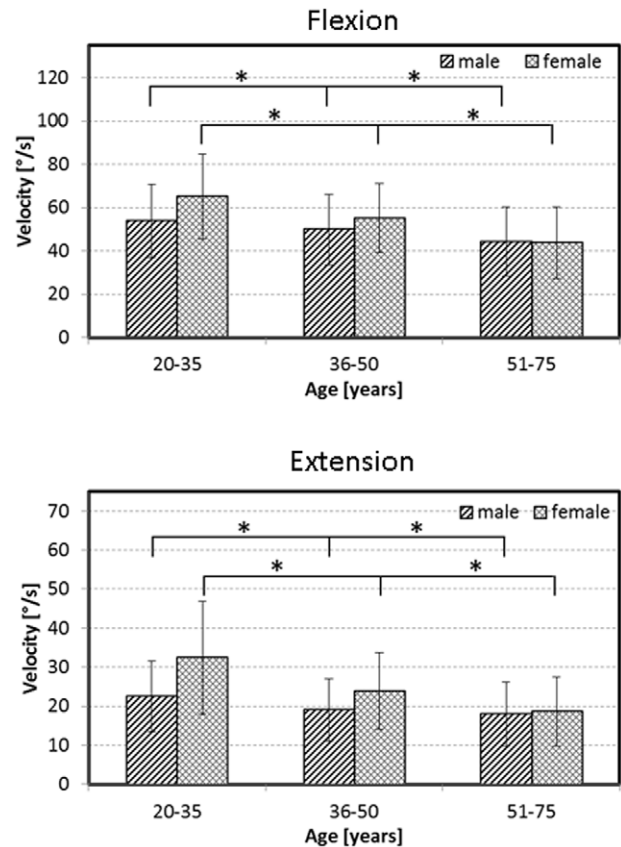


Figure 4. Influence of age and gender on maximum lordosis angle velocity. Means and standard deviations of the maximum lordosis angle velocities during the descending movement into maximum flexion (top) and extension (bottom), displayed according to age and gender. An asterisk (*) indicates statistical significance at the 5% level. doi:10.1371/journal.pone.0050135.g004

teraction between all velocities except the minimum velocity during flexion (Table 3).

Discussion

Low back pain is often associated with dynamic activities of patients, however the characteristics of dynamic movements, specifically their velocities and changes of velocities are not well known. Differences in dynamic metrics during spinal motion, particularly the angular velocity during flexion and extension movement, are known to play a critical role for differentiating asymptomatic subjects from those with pathological low back pain [3;4]. The use of novel technologies for the assessment of dynamic back shape [5;17] now allows quantification of the key kinematic characteristics between these groups and can aid towards understanding the role of pathology on functional outcome. This study has presented normative data measured in a collective of 429 asymptomatic volunteers, and provides clear evidence that age and gender have a dominant influence on the maximum angular velocity of the lumbar spine, as well as the range of functional dynamics.

The parameters age and gender had the main influence on the variation of maximum angular velocity during flexion and extension exercises. These parameters were also identified to have the main influence on the variation of range of motion in the

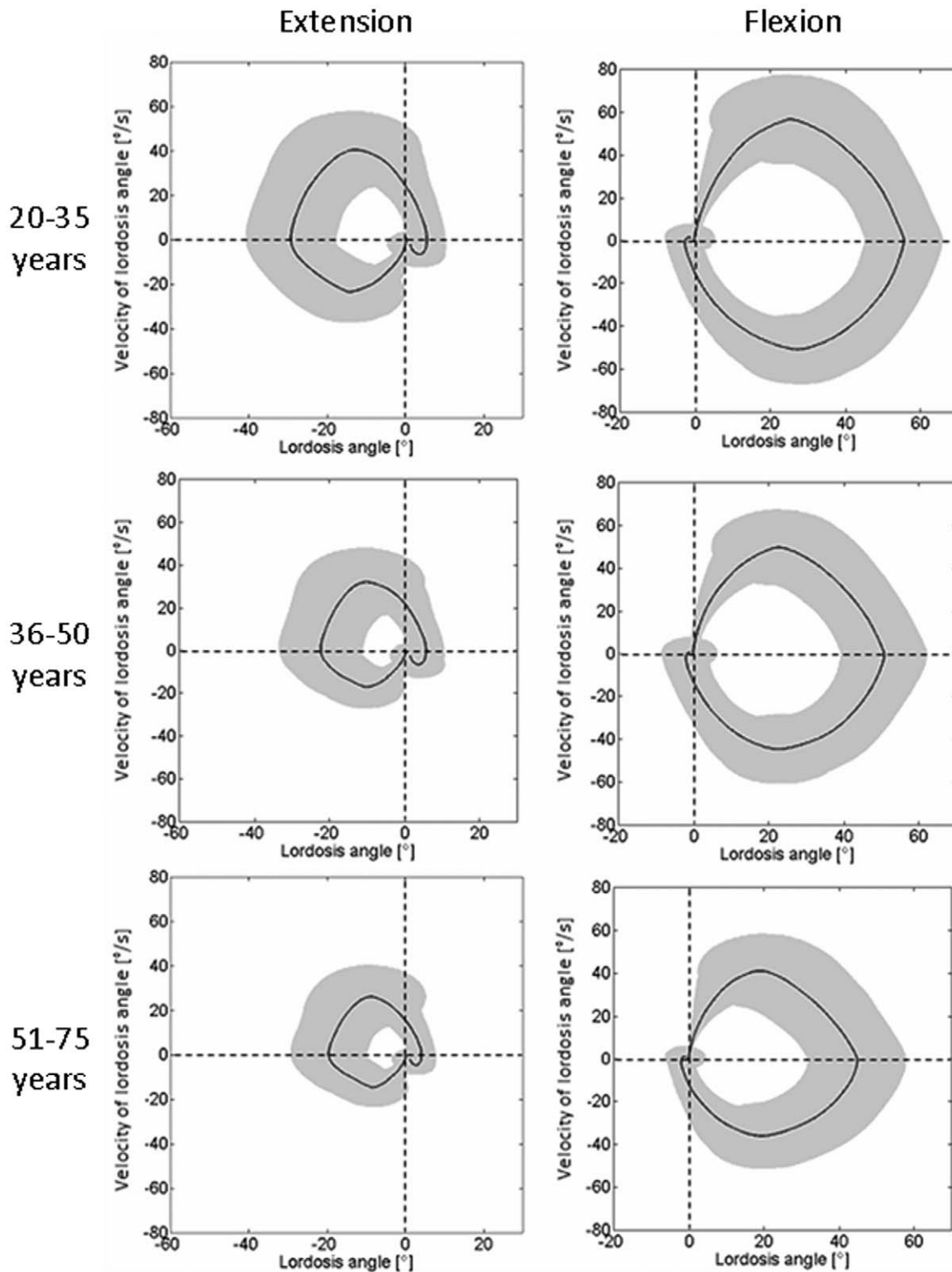


Figure 5. Lordosis angle versus velocity of lordosis angle. Averaged lordosis angle, normalized to the upright standing lordosis, versus the velocity of lordosis angle for extension (left) and flexion (right) depending on age. All figures progress in a clockwise direction. The grey area represents one standard deviation.
doi:10.1371/journal.pone.0050135.g005

sagittal plane [19], which agrees well with earlier findings [17]. Furthermore, interactions between age and gender at different RoMs have been documented previously [22]. The youngest and

mid-aged females showed surprisingly higher angular velocities during flexion and extension than their male counterparts, even though there were no gender specific significant differences in age

Table 1. Means of range of motion (RoM) and range of functional kinematics (RoKs) for flexion and extension dependent upon age grouping.

Age	RoM Extension [°]	RoM Flexion [°]	RoKs Extension [°/s]	RoKs Flexion [°/s]
20–35 years	29.7±11.0	54.0±9.3	73.2±31.1	114.1±34.6
36–50 years	22.4±11.2	50.3±10.1	57.4±25.3	100.3±31.8
51–75 years	19.5±9.3	45.1±12.6	47.1±23.1	82.7±30.9

doi:10.1371/journal.pone.0050135.t001

groupings (20–35 years: $p = 0.523$, 36–50 years: $p = 0.647$, 51–75 years: $p = 0.041$). Furthermore, the RoKs of males and females converged with increasing age. Here, while a comparison with pathological movement patterns was not possible within the confines of this study, these normative data do provide a basis for understanding pathology and the expected limitations in patient cohorts.

The resulting velocities for movements in the sagittal plane are very similar to the results of Marras and co-workers [3]. Their volunteers, which were comparable to the youngest and middle aged groups of the current collective, also moved faster in the

anterior than in the posterior direction. Moreover, volunteers descended into maximum extension slower than they ascended to upright standing from full flexion. One possible explanation for this relative difference in velocity is that the volunteers maintained slower movement patterns during their approach towards maximum extension in order to reduced their out of balance forces and therefore their risk of falling [23]. Any subsequent movements in the forwards direction to return to upright standing could then happen faster, possibly due to the lever arm offered by the feet for maintaining balance. Although these findings are partly contrary to the findings of McGregor and co-workers [4;17] whose volunteers for the most part reached higher velocities during backward motion towards maximum extension than during forward motion to upright standing, no age dependent normative data has been published until now for movements without resistance. From the results of the current study, it seems that this important factor in modifying the speed of spinal movement patterns might be the key to understanding differences between study cohorts [16].

The quantification of the lordosis angle and velocity of lordosis angle offers a multidimensional evaluation of the spinal functional capacity. The computation of differences between minimum and maximum allows the evaluation of a subject's function on the basis of just a few parameters. Although no patients have been examined in this study, the characterisation of functional and kinematic data presented here and previously [5;17] will now allow a reference for assessing patients (Figure 4), where it is expected that deficits in RoM and RoKs will be detectable [3;4]. Whether the analysis of functional and kinematic data alone will be sufficient to determine e.g. location or extent of a musculoskeletal deficit of the spine, remains to be investigated, but current indications are that such non-invasive data could indeed aid clinical diagnosis and decision making processes.

Table 2. Results of the ANCOVA analysis showing the importance of age, gender, body mass index (BMI), height, and weight in determining the maximum velocities during flexion and extension exercises, bold values indicate statistical significance at $p < 0.05$.

	F	p	Eta-squared
Maximum velocity during flexion (descent)			
Age	52.32	<0.01	0.110
Gender	4.05	0.05	0.009
Height	0.16	0.69	0.000
BMI	0.14	0.70	0.000
Weight	0.03	0.86	0.000
Minimum velocity during flexion (ascent)			
Age	51.66	<0.01	0.109
Gender	8.03	<0.01	0.019
Height	0.21	0.64	0.001
Weight	0.08	0.78	0.000
BMI	0.01	0.94	0.000
Maximum velocity during extension (descent)			
Age	71.55	<0.01	0.145
Gender	9.34	<0.01	0.022
BMI	0.27	0.61	0.001
Weight	0.17	0.68	0.000
Height	0.09	0.77	0.000
Minimum velocity during extension (ascent)			
Age	60.63	<0.01	0.125
Gender	18.44	<0.01	0.042
Height	0.79	0.38	0.002
Weight	0.66	0.42	0.002
BMI	0.60	0.44	0.001

The ANCOVA degree of freedom was 1 in all cases.

doi:10.1371/journal.pone.0050135.t002

Table 3. Results of the two-way ANOVA analysis showing the interaction effects of different velocity measures.

	F	p	Eta-squared
Maximum velocity during flexion (descent)	3.77	0.02*	0.018
Minimum velocity during flexion (ascent)	2.83	0.60	0.013
Maximum velocity during extension (descent)	5.10	<0.01*	0.024
Minimum velocity during extension (ascent)	6.41	<0.01*	0.029

A major influence was observed for the maximum velocities of flexion and extension. The degree of freedom was 2 in all cases. * indicates statistical significance at $p < 0.05$.

doi:10.1371/journal.pone.0050135.t003

In this study, no information about the targeted velocity of motion was provided to the volunteers prior to the measurements. As a result, some asymptomatic volunteers conducted the exercises slowly and with caution. Here, this subject specific response might have proved beneficial to the reliability of the study, since each volunteer's preferred pace is known to be the best choice for consistent results [20]. Furthermore, the Epionics SPINE measurement tool is attached to the back in the thoracolumbar region. As a consequence, it could be expected that subjects with a high BMI will produce large variations, but the results of this study indicate that BMI is consistently a non-dominant factor in determining differences between RoKs (Table 2). On the other hand, repetitions of exercises seemed to be highly reproducible between measurements (Figure 2), with greater levels of variation observed when reaching maximum extension – a result that is presumably associated with greater instability in this position. In this respect, additional studies into the reproducibility of movement patterns, particularly the extremes of motion, will be addressed in future studies.

References

- Dagenais S, Caro J, Haldeman S (2008) A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. *Spine J* 8(1): 8–20.
- Frymoyer JW, Cats-Baril WL (1991) An overview of the incidences and costs of low back pain. *Orthop Clin North Am* 22(2): 263–271.
- Marras WS, Wongsam PE (1986) Flexibility and velocity of the normal and impaired lumbar spine. *Arch Phys Med Rehabil* 67(4): 213–217.
- McGregor AH, McCarthy ID, Hughes SPF (1995) Motion characteristics of normal subjects and people with low back pain. *Physiotherapy* 81(10): 632–637.
- Dvorak J, Vajda EG, Grob D, Panjabi MM (1995) Normal motion of the lumbar spine as related to age and gender. *Eur Spine J* 4(1): 18–23.
- Schache AG, Blanch P, Rath D, Wrigley T, Bennell K (2002) Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. *Hum Mov Sci* 21(2): 273–293.
- Ciavarro GL, Andreoni G, Negrini S, Santambrogio GC (2006) Functional assessment of the lumbar spine through the optoelectronic ZooMS system. *Clinical application. Eur J Med Biophys* 42(2): 135–143.
- Betsch M, Wild M, Jungbluth P, Hakimi M, Windolf J, et al. (2011) Reliability and validity of 4D rasterstereography under dynamic conditions. *Comput Biol Med* 41(6): 308–312.
- Pearcy MJ, Hindle RJ (1989) New method for the non-invasive three-dimensional measurement of human back movement. *Clin Biomech* 4: 73–79.
- Wunderlich M, Ruther T, Essfeld D, Erren TC, Piekarski C, et al. (2011) A new approach to assess movements and isometric postures of spine and trunk at the workplace. *Eur Spine J* 20(8): 1393–1402.
- Williams JM, Haq I, Lee RY (2010) Dynamic measurement of lumbar curvature using fibre-optic sensors. *Med Eng Phys* 32(9): 1043–1049.
- Goodvin C, Park EJ, Huang K, Sakaki K (2006) Development of a real-time three-dimensional spinal motion measurement system for clinical practice. *Med Biol Eng Comput* 44(12): 1061–1075.
- Allread WG, Marras WS, Burr DL (2000) Measuring trunk motions in industry: variability due to task factors, individual differences, and the amount of data collected. *Ergonomics* 43(6): 691–701.
- Lindsay D, Horton J (2002) Comparison of spine motion in elite golfers with and without low back pain. *J Sports Sci* 20(8): 599–605.
- Marras WS, Fathallah FA, Miller RJ, Davis SW, Mirka GA (1992) Accuracy of a Three Dimensional Lumbar Motion Monitor for Recording Dynamic Trunk Motion Characteristics. *International Journal of Industrial Ergonomics* 9(1): 75–87.
- Marras WS, Parnianpour M, Ferguson SA, Kim JY, Crowell RR, et al. (1995) The classification of anatomic- and symptom-based low back disorders using motion measure models. *Spine (Phila Pa 1976)* 20(23): 2531–2546.
- McGregor AH, McCarthy ID, Hughes SP (1995) Motion characteristics of the lumbar spine in the normal population. *Spine (Phila Pa 1976)* 20(22): 2421–2428.
- Taylor WR, Consmuller T, Rohlmann A (2010) A novel system for the dynamic assessment of back shape. *Med Eng Phys* 32(9): 1080–1083.
- Consmuller T, Rohlmann A, Weinland D, Druschel C, Duda GN, et al. (2012) Comparative evaluation of a novel measurement tool to assess lumbar spine posture and range of motion. *Eur Spine J* 22.
- McGregor AH, Hughes SPF (2000) The effect of test speed on the motion characteristics of the lumbar spine during an A-P flexion-extension test. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* 14: 99–104.
- Bender A, Bergmann G (2012) Determination of typical patterns from strongly varying signals. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 15(7): 761–769.
- Battié MC, Bigos SJ, Sheehy A, Wortley MD (1987) Spinal flexibility and individual factors that influence it. *Phys Ther* 67:653–658.
- Hamacher D, Singh NB, Van Dieen JH, Heller MO, Taylor WR (2011) Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review. *J R Soc Interface* 8(65): 1682–1698.

The assessment of RoM and RoKs of the upper body, and therefore an evaluation of physical function, has been enabled using Epionics SPINE in an easy and non-invasive manner. It is expected that the functional assessment of the upper body, especially dynamic variables, can provide additional information for complementing diagnostic imaging and decision making during clinical daily routine.

Acknowledgments

The authors would like to thank the volunteers for their contribution to this study.

Author Contributions

Conceived and designed the experiments: AR GND WRT. Performed the experiments: TC CD. Analyzed the data: TC AR DW WRT. Contributed reagents/materials/analysis tools: CD GND. Wrote the paper: TC AR DW CD GND WRT. Statistics: DW TC.

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Publikationsliste

- [1] Taylor WR, **Consmüller T**, Rohlmann A. A novel system for the dynamic assessment of back shape. Med Eng Phys 2010; 32: 1080-1083, Impact Factor: 1,906 (2010)
- [2] **Consmüller T**, Rohlmann A, Weinland D, et al. Comparative evaluation of a novel measurement tool to assess lumbar spine posture and range of motion, Eur Spine J 2012; 21: 2170-2180, Impact Factor: 2,133 (2012)
- [3] **Consmüller T**, Rohlmann A, Weinland D, et al. Velocity of lordosis angle during spinal flexion and extension, PLoS One 2012; 7: e50135, Impact Factor: 3,730 (2012)
- [4] Sribonska H, Dreischarf M, **Consmüller T**, et al. Correlation between backshape and spinal loads, J Biomech 2013; 46:1972-1975, Impact Factor: 2,716 (2012)
- [5] **Consmüller T**, Rohlmann A, Weinland D, et al. Automatic distinction of upper body motions in the main anatomical planes. Med Eng Phys; doi:10.1016/j.medengphy.2013.10.014, 2013, Impact Factor: 1,779 (2012)

Danksagung

Mein Dank gilt zunächst allen Probanden, welche sich für die Messungen zur Verfügung gestellt haben und ohne die diese Untersuchungen nicht möglich gewesen wären.

Bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Georg N. Duda möchte ich mich für die Überlassung des Themas, die fachliche Unterstützung und die Betreuung bedanken.

Herrn Dr.-Ing. Antonius Rohlmann gilt mein außerordentlicher Dank für die interessanten und herausfordernden Diskussionen und wertvollen Tipps und Ratschläge in den letzten Jahren.

Des Weiteren möchte ich mich bei allen Co-Autoren der entstandenen Publikationen bedanken, insbesondere bei Herrn Prof. Dr.-Ing. William R. Taylor für die wertvollen Ratschläge und Unterstützung bei den Publikationen und Frau Dr. Claudia Druschel für die nützlichen Hinweise von klinischer Seite.

Auch den Geschäftsführern und Kollegen der Epionics Medical GmbH möchte ich auf diesem Weg für die ständige Unterstützung danken, insbesondere Herrn Dr. Daniel Weinland und Herrn Andre Kwiatek. Auch die Kollegen des Julius Wolff Instituts seien genannt, welche mich während der ausgedehnten Zeit der Erfassung der Messdaten begleiteten.

Selbstverständlich möchte ich mich zu guter Letzt bei meiner Familie, meinen Freunden und Wegbegleitern bedanken, die mich geprägt haben und mir ihre uneingeschränkte Unterstützung haben zukommen lassen.