

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

DISSERTATION

Der Vergleich von drei strahlungsfreien Systemen zur Messung von  
Wirbelsäulenform und -beweglichkeit

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Bettina Dreischarf (geb. Uhlig)

aus Chemnitz

Datum der Promotion: 06.03.2020

## Inhaltsverzeichnis

|       |   |    |
|-------|---|----|
| 1     | Abbildungsverzeichnis.....  | 4  |
| 2     | Abstrakt .....  | 6  |
| 2.1   | Abstract English.....   | 6  |
| 2.2   | Abstrakt Deutsch.....   | 8  |
| 3     | Einleitung.....   | 10 |
| 3.1   | Rückenschmerzen als Volkskrankheit .....  | 10 |
| 3.1.1 | Was sind Rückenschmerzen? .....   | 10 |
| 3.1.2 | Welche Risikofaktoren existieren für Rückenschmerzen? .....   | 13 |
| 3.1.3 | Diagnostik von Rückenschmerzen.....   | 14 |
| 3.2   | Der anatomische Aufbau der Wirbelsäule und ihre Funktion.....   | 16 |
| 3.2.1 | Die Wirbelsäule als zentrale Stütze des menschlichen Körpers.....   | 16 |
| 3.2.2 | Der Wirbel als knöchernes Grundelement der Wirbelsäule .....  | 19 |
| 3.2.3 | Die Bandscheibe - Grundlage der intersegmentalen Beweglichkeit und Dämpfung der Wirbelsäule.....  | 21 |
| 3.2.4 | Die Bänder als passive Begrenzung des Bewegungsausmaßes.....  | 23 |
| 3.2.5 | Die Rückenmuskulatur - Vermittler von Stabilität und Beweglichkeit.....   | 25 |
| 3.2.6 | Die Funktion der Wirbelsäule.....   | 26 |
| 3.3   | Verschiedene Ansätze zur Ermittlung der Wirbelsäulenform und –beweglichkeit .....   | 27 |
| 3.4   | Ziel der Promotionsarbeit .....   | 31 |
| 4     | Methodik .....  | 34 |
| 4.1   | Studienteilnehmer.....  | 34 |
| 4.2   | Ethik.....  | 35 |
| 4.3   | Allgemeine Durchführung der Vergleichsmessung und erfasste Parameter der drei validierten Messsysteme.....                                      | 35 |
| 4.3.1 | Technische Grundlagen von Epionics SPINE – Wirbelsäulenanalyse mithilfe von Dehnungsmessstreifen.....   | 37 |
| 4.3.2 | Technische Grundlagen der MediMouse – Wirbelsäulenanalyse mithilfe eines elektromechanischen Messgeräts.....                                    | 40 |
| 4.3.3 | Technische Grundlagen des DIERS formetric III 4D (Rasterstereographie) – Wirbelsäulenanalyse mithilfe eines lichtoptischen Messverfahrens ..... | 43 |
| 4.4   | Messprozedur der drei Messsysteme .....   | 46 |
| 4.4.1 | Epionics SPINE .....  | 46 |
| 4.4.2 | MediMouse .....   | 49 |
| 4.4.3 | DIERS formetric III 4D .....  | 50 |

|       |  |     |
|-------|--|-----|
| 4.5   | Die statistische Analyse .....   | 51  |
| 4.6   | Literaturrecherche zur Überprüfung der Vergleichbarkeit nicht-invasiver Verfahren mit Referenzwerten aus radiologischen Untersuchungen ..... | 53  |
| 5     | Ergebnisse .....   | 55  |
| 5.1   | Probanden .....  | 55  |
| 5.2   | Analyse der Intra-Rater-Reliabilität der verwendeten Messsysteme .....   | 55  |
| 5.3   | Analyse des statischen sagittalen Aufbaus der Wirbelsäule im Stehen.....   | 56  |
| 5.3.1 | Lendenlordose .....  | 56  |
| 5.3.2 | Thorakalkyphose .....  | 58  |
| 5.4   | Analyse der Wirbelsäulenbeweglichkeit .....  | 61  |
| 5.4.1 | Range of Flexion .....   | 61  |
| 5.4.2 | Range of Extension .....   | 63  |
| 5.4.3 | Range of Motion.....   | 64  |
| 5.5   | Korrelation zwischen den strahlungsfreien Messsystemen.....  | 66  |
| 5.6   | Literaturrecherche zum Vergleich mit Röntgenreferenzwerten.....  | 70  |
| 6     | Diskussion.....  | 75  |
| 6.1   | Die Intra-Rater-Reliabilität - ein Vergleich mit der wissenschaftlichen Literatur .....  | 76  |
| 6.2   | Drei strahlungsfreie Messverfahren - eine Grundwahrheit: Ursachen für Unterschiede und Gemeinsamkeiten sagittaler Parameter .....            | 79  |
| 6.3   | Allgemeine Limitierungen .....   | 88  |
| 6.4   | Fazit .....  | 90  |
| 7     | Literaturverzeichnis.....  | 92  |
| 8     | Eidesstattliche Versicherung .....   | 102 |
| 9     | Lebenslauf .....   | 103 |
| 10    | Danksagung .....   | 104 |

# 1 Abbildungsverzeichnis

|   |    |
|---|----|
| <b>Abbildung 1:</b> Aufbau und Untergliederung der Wirbelsäule.....   | 17 |
| <b>Abbildung 2:</b> Aufbau eines Lendenwirbelkörpers von kranial (Abb.: links) und ventral (Abb.: rechts).....  | 19 |
| <b>Abbildung 3:</b> Zwischenwirbelscheibe mit Vergrößerung des lamellaren Aufbaus des Anulus fibrosus.....  | 21 |
| <b>Abbildung 4:</b> Bandapparat im thorakolumbalen Übergangsbereich.....  | 23 |
| <b>Abbildung 5:</b> Transverso-spinales System im medialen Trakt des M. erector spinae .....  | 25 |
| <b>Abbildung 6:</b> Beispielmessung der lumbalen Wirbelsäulenform im aufrechten Stehen (A), bei der Oberkörperflexion und -extension (B und C) .....  | 28 |
| <b>Abbildung 7:</b> Winkeldefinition des Epionics SPINE und schematische Visualisierung der segmentalen Krümmung am Beispiel des dritten Segmentes; Beispielproband mit sechs lordotischen Segmenten (rot); kraniale kyphotische Segmente in orange dargestellt (Segmente: 7-12); am kaudalen Ende befindet sich ein Beschleunigungssensor („A“)..... | 38 |
| <b>Abbildung 8:</b> Die MediMouse und ihre Einzelkomponenten.....   | 40 |
| <b>Abbildung 9:</b> Aufbau und Funktionsweise der MediMouse; 1 MediMouse, 2/3/4/5 Referenzlinien definiert durch Gravitation (Lot), 6/7/8 Beschleunigungssensoren, welche die Abweichungen zur Referenzlinie messen, 9 großes Rad zur Längenbestimmung, 10 kleines Rad als Führungshilfe .....  | 42 |
| <b>Abbildung 10:</b> Visualisierung des Rückenreliefs einer Beispielprobandin der gegenständlichen Untersuchung .....   | 44 |
| <b>Abbildung 11:</b> Visualisierung der Winkeldefinition und Abbildung der Wendepunkte.....   | 45 |
| <b>Abbildung 12:</b> Markierung und Befestigung der Pflaster auf dem Rücken des Probanden.....  | 47 |
| <b>Abbildung 13:</b> Epionics-Choreographie eines Probanden der gegenständlichen Studie .....   | 48 |
| <b>Abbildung 14:</b> Markierungen auf dem Rücken eines Probanden der gegenständlichen Studie .....  | 49 |
| <b>Abbildung 15:</b> Die MediMouse-Choreographie an einem Beispielprobanden bei einer Probemessung in Vorbereitung auf die gegenständliche Studie .....   | 50 |
| <b>Abbildung 16:</b> Beispiel für eine Rasterstereographie-Messung.....   | 51 |
| <b>Abbildung 17:</b> Vergleich der mittleren Lordosewerte der drei evaluierten Messsysteme für die Gesamtkohorte von 30 Probanden (grau) und für Männer (blau) und für Frauen (rot) separat .....   | 57 |
| <b>Abbildung 18:</b> Vergleich der mittleren Thorakalkyphose der zwei evaluierten Messsysteme für die Gesamtkohorte von 30 Probanden (grau) und für Männer (blau) und für Frauen (rot) separat .....  | 59 |
| <b>Abbildung 19:</b> Vergleich des Flexions-Bewegungsumfanges in der Lendenwirbelsäule der zwei evaluierten Messsysteme für die Gesamtkohorte von 30 Probanden (grau) und für Männer (blau) und für Frauen (rot) separat .....  | 61 |

|  |    |
|--|----|
| <b>Abbildung 20:</b> Vergleich des Extensions-Bewegungsumfanges (RoE) in der Lendenwirbelsäule der zwei evaluierten Messsysteme für die Gesamtkohorte von 30 Probanden (grau) und für Männer (blau) und Frauen (rot) separat .....   | 63 |
| <b>Abbildung 21:</b> Vergleich des lumbalen Gesamtbewegungsumfanges (RoM) in der Lendenwirbelsäule der zwei evaluierten Messsysteme für die Gesamtkohorte von 30 Probanden (grau) und für Männer (blau) und Frauen (rot) separat .....   | 64 |
| <b>Abbildung 22:</b> Korrelationsanalyse zwischen Epionics SPINE und der MediMouse für die ermittelte Lendenlordose der Gesamtkohorte .....  | 67 |
| <b>Abbildung 23:</b> Korrelationsanalyse zwischen der MediMouse und dem DIERS formetric III 4D für die ermittelte Thorakalkyphose der Gesamtkohorte .....  | 68 |
| <b>Abbildung 24:</b> Korrelationsanalyse zwischen der MediMouse und Epionics SPINE für den ermittelten Range of Extension der Gesamtkohorte .....  | 69 |
| <b>Abbildung 25:</b> Vergleich der ermittelten lumbalen Lordose (Mittelwert/Standardabweichung) von asymptomatischen Probanden zwischen Röntgenanalyse (grau) und strahlungsfreien Verfahren (violett; gegenständliche Dissertation) .....   | 71 |
| <b>Abbildung 26:</b> Vergleich der ermittelten thorakalen Kyphose (Mittelwert/Standardabweichung) von asymptomatischen Probanden zwischen Röntgenanalyse (grau) und strahlungsfreien Verfahren (violett; gegenständliche Dissertation) .....   | 73 |
| <b>Abbildung 27:</b> Vergleich des ermittelten lumbalen Bewegungsumfanges (RoM) bei der Flexions- und Extensionsbewegung (Mittelwert/Standardabweichung; keine Angabe zur Standardabweichung bei Dvorak et al.[85]) von asymptomatischen Probanden zwischen Röntgenanalyse (grau) und strahlungsfreien Verfahren (violett; gegenständliche Dissertation) ..... | 74 |
| <b>Abbildung 28:</b> Abweichung der Rückenoberfläche zur spinalen Krümmung .....   | 82 |

## 2 Abstrakt

### 2.1 Abstract English

#### **Introduction:**

Spinal shape and mobility are unique for each individual and fundamental in the overall treatment of back pain. Radiological images are used as the gold standard for their assessment, but the frequent use of X-rays, especially for several follow-up measurements, leads to high radiation exposure. Alternative measurement methods promise radiation-free detection and could therefore represent a solution; however, a systematic comparison of established systems with one another and with radiological reference values has not yet been performed.

#### **Methods:**

Three radiation-free, validated, and clinically established measurement systems were included: MediMouse (MM), DIERS formetric III 4D (DF), and Epionics SPINE (ES). Thirty asymptomatic subjects (no back pain; 15 men and 15 women) were measured five times with each system. Lumbar lordosis (LL), thoracic kyphosis (TK), and lumbar range of motion (RoM) with maximum upper body flexion and extension in the sagittal plane were examined. In addition, a literature review (online database PubMed) was conducted to identify the corresponding radiological reference values.

#### **Results:**

All three measurement systems demonstrated an excellent intra-rater reliability (*ICCs* between 0.794 and 0.996). The determination of LL resulted in significant different mean values for identical subjects (MM: 30.1°, DF: 40.3°, ES: 37.5°;  $p < 0.01$ ), a moderate correlation between the systems (Pearson's  $r$  between 0.54 and 0.59;  $p < 0.01$ ), and substantially lower absolute mean values compared to the literature mean value for X-ray diagnostics (LL<sub>X-Ray</sub>: 59.6°). The measurement of TK revealed no significant difference between the two systems investigated (MM: 43.3°, DF: 44.4°;  $p < 0.343$ ), a high correlation between the individual values ( $r = 0.78$ ;  $p < 0.01$ ), and a quantitatively good agreement with the radiological reference mean value (TK<sub>X-Ray</sub>: 45.0°). No significant difference was observed for the entire lumbar RoM (MM: 76.0°, ES: 80.5°;  $p = 0.106$ ) and the analysis revealed a moderate correlation ( $r = 0.47$ ;  $p < 0.01$ ) and quantitatively similar values to the radiological reference value (RoM<sub>X-Ray</sub>: 72.0°).

**Discussion:**

These results indicate that the radiation-free measurement of the thoracic kyphosis can validly be performed. The system-related measurement differences disclosed (e.g., the cranial/caudal measurement start/end point and the dynamic/static measurement principle) represent an essential explanatory approach for the measurement differences achieved in the lumbar section, the mean values of which also do not correspond to the radiological reference. Due to the high variability among the three systems, therapy effects should always be measured with only one in subsequent measurements. Clinically relevant and patient-specific influencing factors (e.g., BMI) on a valid, radiation-free measurement should be evaluated in detail in the future.

## 2.2 Abstrakt Deutsch

### Einleitung:

Die Form und Beweglichkeit der Wirbelsäule sind einzigartig für jedes Individuum und von grundlegender Bedeutung für die Versorgung von Rückenschmerzen. Zu deren Vermessung werden radiologische Aufnahmen als „Goldstandard“ herangezogen. Die häufige Verwendung von Röntgenbildern, insbesondere zur Verlaufskontrolle, führt jedoch zu einer hohen Strahlenbelastung. Alternative Messmethoden versprechen die strahlungsfreie Vermessung und könnten daher einen Lösungsansatz darstellen. Ein systematischer Vergleich etablierter Systeme untereinander und mit radiologischen Referenzwerten wurde bisher nicht durchgeführt.

### Methoden:

Drei strahlungsfreie, validierte und in der klinischen Anwendung etablierte Messsysteme wurden eingeschlossen: MediMouse (MM), DIERS formetric III 4D (DF) und Epionics SPINE (ES). Es wurden 30 asymptotische Probanden (ohne Rückenschmerzen, 15 Männer und 15 Frauen) jeweils fünfmal mit jedem System vermessen. Untersucht wurden die Lendenlordose (LL), die Thorakalkyphose (TK) und die lumbale Beweglichkeit (RoM) bei maximaler Oberkörperflexion und –extension in der Sagittalebene. Darüber hinaus wurde eine Literaturrecherche (Onlinedatenbank „PubMed“) zur Identifikation korrespondierender radiologischer Referenzwerte durchgeführt.

### Ergebnisse:

Alle drei Messsysteme zeigten eine exzellente Intra-Rater-Reliabilität (*ICCs* zwischen 0,794 und 0,996). Die Ermittlung der LL resultierte bei identischen Probanden in signifikant unterschiedlichen Mittelwerten (MM: 30,1°, DF: 40,3°, ES: 37,5°;  $p < 0,01$ ), einer moderaten Korrelation zwischen den Systemen (Pearson's  $r$  zwischen 0,54 und 0,59;  $p < 0,01$ ) und geringeren Absolutwerten im Vergleich zum mittleren radiologischen Referenzwert ( $LL_{\text{Röntgen}}$ : 59,6°). Die Vermessung der TK ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen den zwei untersuchten Systemen (MM: 43,3°, DF: 44,4°;  $p < 0,343$ ), eine ausgeprägte Korrelation der Einzelwerte ( $r = 0,78$ ;  $p < 0,01$ ) und eine quantitativ gute Übereinstimmung mit dem mittleren radiologischen Referenzwert ( $TK_{\text{Röntgen}}$ : 45,0°). Für den gesamten lumbalen RoM ergab sich kein signifikanter Unterschied (MM: 76,0°, ES: 80,5°;  $p = 0,106$ ), eine moderate Korrelation ( $r = 0,47$ ;



$p < 0,01$ ) und quantitativ ähnliche Werte im Vergleich zum mittleren radiologischen Referenzwert ( $RoM_{Röntgen}$ :  $72.0^\circ$ ).

### **Diskussion:**

Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass eine strahlungsfreie Vermessung der thorakalen Kyphose valide durchgeführt werden kann. Aufgezeigte systembedingte Messunterschiede (u. a. kranialer/kaudaler Messstart/end-punkt, dynamisches/statisches Messprinzip) stellen einen wesentlichen Erklärungsansatz für die erzielten Messunterschiede im lumbalen Abschnitt dar, deren mittlere Werte außerdem nicht mit der radiologischen Referenz übereinstimmen. Die Evaluation von Therapieeffekten in aufeinander folgenden Messungen sollte aufgrund der hohen Variabilität zwischen den Systemen immer nur mit einem System erfolgen. Klinisch relevante und patientenspezifische Einflussfaktoren (z. B.: BMI) auf eine valide, strahlungsfreie Vermessung sollten zukünftig detailliert evaluiert werden.

### **3 Einleitung**

#### **3.1 Rückenschmerzen als Volkskrankheit**

##### **3.1.1 Was sind Rückenschmerzen?**

Trotz jahrhundertelanger Erforschung der Anatomie des Rückens und der Analyse zahlloser erkrankter Patienten bleibt es noch in heutiger, moderner Zeit schwierig, Rückenschmerzen eindeutig zu klassifizieren. So existiert eine Vielzahl an Begriffen in der Literatur wie Kreuzschmerzen, Dorsopathie, LWS-Syndrom oder Lumboischialgie, welche eine subjektive Schmerzempfindung oder Unwohlsein im Bereich des Rückens beschreiben. Ein Versuch zur strukturierten Aufarbeitung dieser Krankheitsform findet sich in der „International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems (ICD)“ der Weltgesundheitsorganisation (WHO). In der aktuellen Version (ICD10) finden sich in Kapitel XIII die „Krankheiten des Muskel-Skelett-Systems und des Bindegewebes“ (M00- M99), welche unter M40-M54 durch „Krankheiten der Wirbelsäule und des Rückens“ spezifiziert werden [1]. In den betreffenden Untergruppen sind viele verschiedene Erscheinungsformen für Rückenschmerzen aufgelistet, die jedoch in erster Linie als einheitlicher Diagnoseschlüssel zur statistischen Auswertung der Krankheitsbilder und der Abrechnung ärztlicher Leistungen dienen. Die ICD ermöglicht so zwar einen ersten Einblick in die Vielfältigkeit des Rückenleidens, bietet aber keine praktisch relevante Untergliederung nach den Ursachen der Krankheiten. Dieser zentrale Punkt der Unterscheidung führt zur Trennung von spezifischen und nichtspezifischen Rückenschmerzen, welche beispielsweise vom Robert Koch-Institut empfohlen wird [2]. Die spezifischen Schmerzen sind dadurch charakterisiert, dass ihnen eine eindeutig feststellbare Ursache zugeschrieben werden kann (z. B.: Osteoporose, Trauma, Infektion, Tumor). Allerdings weisen nur etwa 15 % der Patienten spezifische Rückenschmerzen auf [2]. Die übrigen 85 % der Rückenschmerzpatienten weisen dagegen nichtspezifische Rückenschmerzen auf, die zwar eine gute, spontane Rückbildungstendenz aufweisen, deren Ursache und allgemeine Therapieansätze allerdings bis heute weitgehend ungeklärt sind [2].

Den Ergebnissen der Deutschen Rückenschmerzstudie 2003/2006 zufolge beträgt die Stichtagprävalenz für Rückenschmerzen zwischen 32 % und 49 % und die Lebenszeitprävalenz liegt zwischen 74 % und 85 % [3]. In einem Review zahlreicher Querschnittstudien kam der Wirbelsäulenforscher G. Andersson [4] zu ähnlichen Ergebnissen von ca. 70-85 % Lebenszeitprävalenz für Rückenschmerzen. Diese Zahlen verdeutlichen, dass eine

außergewöhnlich hohe Zahl an Personen fast täglich oder zumindest innerhalb eines längeren Zeitraumes unter Schmerzen im Bereich des Rückens leidet. Bei vielen Rückenschmerzpatienten stellt darüber hinaus die Chronifizierung, d. h. das sich länger als ein halbes Jahr andauernde Verselbstständigen der Schmerzen, eines der größten Probleme dar. Bereits der angesehene schwedische Orthopäde Alf Nachemson bemerkte 1998, dass nicht der Schmerz das Problem ist, sondern die Chronifizierung:

*„Pain is not a problem but chronicity.“ [5]*

Unabhängig von einer möglichen Ursache der Rückenbeschwerden entwickelt sich bei den Betroffenen eine eigenständige Schmerzkrankheit, die für die Patienten zu einem unerträglichen Zustand werden kann. Die Gesundheitsberichterstattung des Bundes aus dem Jahr 2006 verdeutlicht diese Problematik. Danach litten im Jahr vor der Befragung 22 % der befragten Frauen sowie 15 % der befragten Männer unter chronischen Rückenschmerzen [6]. Ein Großteil der Gesamtkosten aller Rückenleiden kann dabei auf diese chronisch Erkrankten zurückgeführt werden [6].

Charakteristisch in dieser Kostenstruktur sind die um ein Vielfaches größeren indirekten Kosten, d. h. die Lasten in Form von Produktionsausfällen oder vorzeitiger Berentung, im Vergleich zu den direkten Therapiekosten. Die direkten Ausgaben für Arzneimittel oder stationäre bzw. ambulante Behandlung beliefen sich nach Angaben des Statistischen Bundesamtes allein für die Gruppe „Krankheiten der Wirbelsäule und des Rückens“ (ICD 10 M40-M54 [1]) auf 8,4 Milliarden Euro im Jahr 2002 [6]. Im Vergleich dazu ermittelte das Statistische Bundesamt im Jahr 2009 einen Anstieg der direkten Kosten auf 9 Milliarden Euro [7].

Im Gegensatz dazu spiegeln sich die riesigen Aufwendungen der indirekten Kosten, die etwa 85 % der Gesamtkosten der Rückenbeschwerden verursachen, in den Arbeitsunfähigkeitstagen wieder [6]. So fielen beispielsweise bei AOK-Pflichtversicherten im Jahr 2010 14,5 Millionen Arbeitsunfähigkeitstage für Erkrankungen aus der ICD 10 M40-M54 Gruppe an. Dies sind pro Fall ca. 11,7 Tage [8]. Mit einem Anteil von ca. 11 % waren Rückenschmerzen der häufigste Grund für Arbeitsunfähigkeit bei AOK-Pflichtmitgliedern im Jahr 2008 [9]. Auch bei Pflichtversicherten der Barmer-GEK im Jahr 2009 waren mit 6,5 % aller Arbeitsunfähigkeitstage Rückenschmerzen die Hauptursache für Arbeitsunfähigkeit [10]. Auf internationaler Ebene konnten Vos und Mitarbeiter [11] aufzeigen, dass Rückenschmerzen die weltweit führende Ursache für Arbeitsunfähigkeit sind. Insgesamt schätzten Wenig und Mitarbeiter [12] im Jahr

2008 die Gesamtkosten für Rückenschmerzen allein für die Bundesrepublik auf ca. 48,96 Milliarden Euro. Dies entspricht in etwa 2,2 % des deutschen Bruttoinlandsproduktes [12].

Doch neben allen wirtschaftlichen Kalkulationen zeigen besonders die hohen Schmerzintensitäten der Rückenpatienten die Dringlichkeit einer Verbesserung ihrer Behandlungssituation. So bewiesen Untersuchungen der sogenannten Lübecker Rückenschmerzstudie [13], dass fast 25 % der Rückenschmerzpatienten an einem Grad 3 und somit an der höchsten Stufe an Beeinträchtigungen nach Raspe und Kohlmann et al. [14] erkrankt sind. Dies hat für das Leben der Patienten zur Folge, dass sie mit hohen Funktionseinbußen und unter hoher Schmerzbelastung den Alltag bestreiten müssen. Aus diesem Grund ist ein tieferes Verständnis von Rückenschmerzen, ihren Ursachen und den Risikofaktoren von elementarer Bedeutung.

### **3.1.2 Welche Risikofaktoren existieren für Rückenschmerzen?**

Die Suche und Bewertung möglicher Risikofaktoren ist besonders in den letzten Jahren ein zunehmend kontrovers diskutierter Teil der Erforschung von Rückenschmerzen. Im Gegensatz zur spezifischen Form des Rückenleidens, die im klassischen biomedizinischen Ansatz therapiert werden kann, ergeben sich bei den nichtspezifischen Rückenschmerzen größere Probleme. Trotz umfangreicher Fortschritte in Bildgebung und Analytik gelingt es hier bisher nicht eine genetische, mikrobakterielle, chemische oder physikalische Ursache zu identifizieren [7]. Man ist somit nicht in der Lage eine pathologische Veränderung umzukehren, um so eine anschließende Linderung der Symptome herbeizuführen. Aus diesem Grund steht zunehmend weniger eine ursachenbezogene Diagnose als vielmehr eine Linderung der Symptome und Wiederherstellung der Beweglichkeit im Mittelpunkt [15]. Dieser Paradigmenwechsel einer verstärkten Wahrnehmung des Patienten unter dem Blickwinkel eines biopsychologischen Ansatzes wird auch durch die Haltung des australischen Rückenschmerzforschers R. Wilson deutlich. Er betont, dass neben den rein wissenschaftlichen Fortschritten auch psychische, familiäre und gesellschaftliche Einflussfaktoren bei der Behandlung von Rückenschmerzen berücksichtigt werden sollten [5].

Ungeachtet der Unterteilung nach spezifischen und nicht spezifischen Rückenschmerzen und der damit verbundenen Ursachenforschung bzw. Kausalität von Rückenleiden konnten verschiedene Forschungsgruppen definierte Risikofaktoren für Rückenschmerzen identifizieren. Besonders Kohlmann und Schmidt in [5] betonen, dass sozioökonomische Faktoren, wie Depressionen und Distress für das Entstehen und die Chronifizierung von Rückenschmerzen wichtige Risikofaktoren sind. In einem systematischen Review von Linton [16] konnte gezeigt werden, dass insbesondere soziale Probleme in persönlichen Beziehungen und am Arbeitsplatz wichtige Faktoren für das Entstehen von Rückenschmerzen im Allgemeinen sind. Ferner zeigte sich, dass ein aus psychologischen Gründen abnehmender Trainingszustand des Körpers und eine daraus resultierende Abnahme der Beweglichkeit einen negativen Einfluss zu haben scheinen. Darüber hinaus sind eine erhöhte Empfindlichkeit gegenüber den Signalen des Körpers und eine darauf folgende schmerzbezogene Schonung für die Entwicklung und Chronifizierung von Rückenschmerzen wegbereitend. Zu ähnlichen Resultaten kamen Sterud und Tynes [17] und Latza et al. [18], welche einerseits psychosoziale Faktoren (z. B. hohe Arbeitsbelastung) und andererseits sozioökonomische Einflüsse (z. B. geringer Bildungsgrad,

Arbeitslosigkeit) als wesentliche Risiken identifizierten. Ferner konnten Samartzis et al. [19] zeigen, dass auch anthropometrische Faktoren, wie ein ausgeprägtes Übergewicht eine wichtige Rolle bei der Entstehung von nichtspezifischen Rückenschmerzen darstellen können. Eine besondere Relevanz haben auch klinische Einflüsse. Patienten, in deren Krankengeschichte bereits Rückenschmerzen aufgetreten sind, weisen ein fünffach erhöhtes Risiko auf, erneut unter Rückenschmerzen zu leiden [5]. Abgesehen von diesen den Krankheitsverlauf und psychosozialen Zustand beschreibenden Faktoren, definiert der Sachverständigenrat für die Konzertierte Aktion im Gesundheitswesen als dritte wichtige Gruppe die körperliche Belastung am Arbeitsplatz [15]. Neben monotonen Arbeitsbelastungen werden wiederholte einseitige Bewegungen und körperlich schwere Arbeit (insbesondere Heben, Arbeiten in gebückter oder verdrehter Haltung und mechanische Belastung) als wichtige Risikofaktoren genannt. Dies ist in Übereinstimmung mit Grundlagenarbeiten beispielsweise von Hoogendoorn et al. [20] und Frymorer et al. [21], in welchen eine häufige Oberkörperflexion oder –rotation insbesondere unter externer Last beim Heben als Risikofaktoren identifiziert wurden. Neben der Evaluation von Risikofaktoren sind auch die leitliniengerechte Diagnostik und Behandlung der Rückenschmerzpatienten von besonderer Bedeutung, welche im folgenden Kapitel 3.1.3 erörtert werden.

### **3.1.3 Diagnostik von Rückenschmerzen**

Den aktuellen nationalen Versorgungsleitlinien zufolge [22] sollten bei einem Patienten mit akuten Rückenschmerzen initial bestimmte Warnhinweise (sog. „Red Flags“) ausgeschlossen werden. Zu diesen Warnhinweisen gehören zum Beispiel schwerwiegende Traumata als Auslöser der Schmerzen, Neuropathien, wie das Kauda-Syndrom, Osteoporose sowie Tumorerkrankungen in der Anamnese. Diese Warnhinweise können auf spezifische, diagnostizierbare Ursachen (z. B. Bruch eines Wirbelkörpers bei bestätigter Osteoporose) für Rückenschmerzen deuten und müssen ausgeschlossen werden. In diesen Fällen sollte unmittelbar eine radiologische Abklärung erfolgen. Als Ursachen für Rückenschmerzen sollen außerdem bestimmte, wie in Abschnitt 3.1.2 erörterte Risikofaktoren, anamnestisch erfasst werden. Dabei ist insbesondere die psychosoziale Situation des Patienten von besonderer Bedeutung. Neben einer Aufklärung über eventuelle Ursachen sind vor allem eine adäquate Schmerztherapie und eine Förderung körperlicher Aktivität zielführend. Erst nach vier- bis sechswöchiger Behandlung von akuten Rückenschmerzen ohne initial identifizierte „Red-Flags“

sollte eine bildgebende Diagnostik durchgeführt werden [22]. Ursächlich dafür ist, dass jede Röntgenuntersuchung mit der Belastung durch ionisierende Strahlung verbunden ist, welche ihrerseits dosisabhängig negative Auswirkungen auf den menschlichen Körper haben kann ([23], [24]). Dieses längere Abwarten soll ferner einer Chronifizierung vorbeugen. Da eine Fixierung auf möglicherweise für den Schmerz nicht ursächliche, degenerative Vorgänge an der Wirbelsäule die Chronifizierung der Schmerzen forcieren kann [22]. Durch den Verzicht auf nicht indizierte und nicht zielführende radiologische Diagnostik werden sowohl die direkten als auch die indirekten Kosten, welche bei dieser invasiven Untersuchung entstehen, gesenkt.

Bei Notwendigkeit einer radiologischen Diagnostik der Lendenwirbelsäule werden zwei bis vier Röntgenbilder angefertigt:

- die Stehendaufnahme in zwei Ebenen (anterior-posterior, lateral) und
- bei Bedarf zwei Funktionsaufnahmen in der Flexions- und Extensionsposition des Oberkörpers.

So können eventuelle Pathologien oder eine eingeschränkte Beweglichkeit prä- bzw. postoperativ erkannt werden. Die objektive und reliable Evaluation der Wirbelsäulenform und -beweglichkeit („Wirbelsäulenfunktion“) spielt somit eine zentrale Rolle im gesamten Behandlungsspektrum von der Diagnose von Rückenschmerzen bis hin zu deren Therapie. Aufgrund der Strahlungsbelastung ist es jedoch bisher schwierig, wiederholt Messungen der Wirbelsäulenform und -beweglichkeit durchzuführen. Um bestimmte Risikofaktoren, wie eine eingeschränkte Beweglichkeit als Prädiktor für Rückenschmerzen oder als Maß für eine erfolgreiche Therapie gefahrenfrei messen zu können, haben daher alternative strahlenfreie Messverfahren in den letzten Jahren an Bedeutung gewonnen. Um diese Verfahren am Probanden anwenden und in ihrer Funktionsweise verstehen sowie ihre Ergebnisse interpretieren zu können, ist jedoch ein grundlegendes Verständnis der Anatomie und Funktion der Wirbelsäule wesentlich.

## **3.2 Der anatomische Aufbau der Wirbelsäule und ihre Funktion**

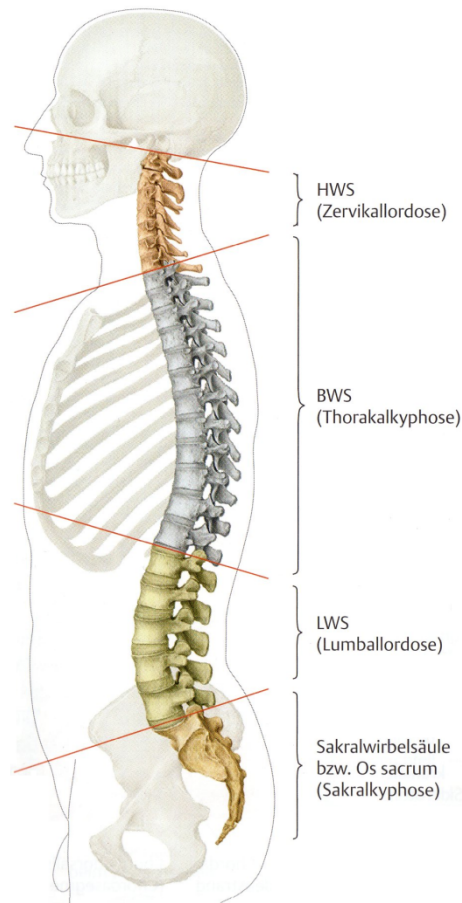
Als älteste naturwissenschaftliche Disziplin der Medizin blickt die Anatomie auf eine mehr als 2000 Jahre alte Tradition zurück. Neben den ersten belegten Sektionen des menschlichen Körpers im 3. Jahrhundert vor Christus durch Herophilos und Erasistratos in Alexandria, war es Aulus Cornelius Celsus im Jahr 25 nach Christus, welcher die ersten genauen anatomischen Beschreibungen, insbesondere der Wirbelsäule anfertigte. Aus diesen Anfängen entwickelte sich in vielen Jahrhunderten die moderne funktionelle Anatomie, die über die rein strukturelle Beschreibung des menschlichen Körpers hinaus auch eine ganzheitliche Sicht von Bau und Funktion vermitteln möchte. Dem entsprechend, soll der anschließende Abschnitt den grundlegenden Aufbau der Wirbelsäule aufzeigen, um so den Weg zu einem tieferen Verständnis ihres komplexen Wirkens im Bewegungsapparat des Menschen zu ebnen. [25]

### **3.2.1 Die Wirbelsäule als zentrale Stütze des menschlichen Körpers**

Die Wirbelsäule (Columna vertebralis) besteht aus Wirbeln, Bandscheiben und Bändern. Als Achsenskelett des Körpers vereint es sowohl Beweglichkeit als auch Stabilität und erstreckt sich in seiner Gesamtheit vom oberen Kopfgelenk (Articulatio atlantooccipitalis) bis zur Steißbeinspitze (Os coccygis). Dem Verlauf des Körpers folgend gliedert sie sich in folgende vier Abschnitte (Abbildung 1):

- Halswirbelsäule mit Zervikallordose,
- Brustwirbelsäule mit Thorakalkyphose,
- Lendenwirbelsäule mit Lendenlordose und
- Sakralwirbelsäule mit Sakralkyphose.





**Abbildung 1: Aufbau und Untergliederung der Wirbelsäule**  
(Abbildung entnommen aus [26])

Funktionell wird sie als tragender Pfeiler des oberen Körperabschnittes dem Rumpfskelett zugeordnet und bildet die Schnittstelle sowohl zu Schädel, Rippen, Schulterblättern als auch zum Becken.

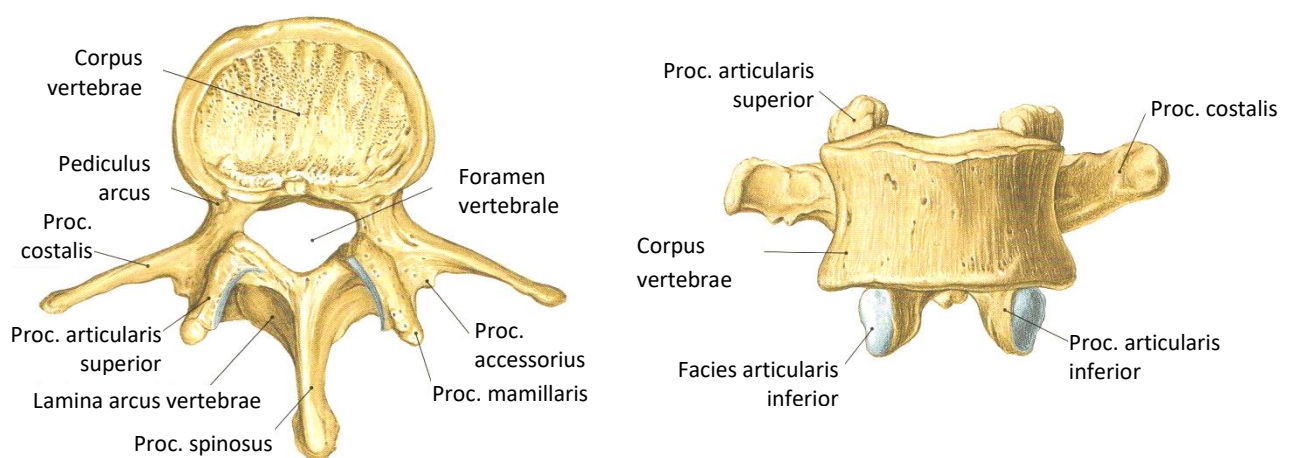
In ihrer gesamten Form weist sie in der Mediansagittalebene eine charakteristische doppelt-S-förmige Kurve auf (Abbildung 1). Man unterscheidet hierbei zwischen den ventral konvexen Lordosen im zervikalen und lumbalen Abschnitt sowie den dorsal konvexen Kyphosen im thorakalen und sakralen Bereich. Evolutionsbiologisch ist dieser schwungförmige Verlauf der menschlichen Wirbelsäule eine bedeutende Entwicklung, da er beispielsweise entscheidend für die Aufrichtung des Kopfes (Zervikallordose) sowie des Oberkörpers (Lendenlordose) ist. Eine besonders markante Form weist darüber hinaus der lumbosakrale Übergang (Promontorium ossis sacri) auf, der einen ausgeprägten Vorsprung bildet. Für die Beurteilung der natürlichen Krümmung der Wirbelsäule ist dieser Wirbelsäulenabschnitt von großem Interesse in der

Diagnostik, da hier eine Vielzahl an verschiedenen Achsenbeziehungen radiologisch erfasst und ausgewertet werden kann.

Der geschwungene Verlauf der Wirbelsäule resultiert aus der wiederkehrenden Aufreihung ähnlicher jedoch nicht baugleicher Wirbel, welche, bis auf den ersten und zweiten dieser Grundbausteine sowie im sakralen und coccygealen Bereich durch Zwischenwirbelscheiben (Disci intervertebrales) voneinander getrennt sind (Abbildung 1). Dieses als Metamerie bezeichnete fundamentale Konstruktionsprinzip ist wesentlich für die Beweglichkeit der Wirbelsäule und untergliedert sie funktionell in 23 Junghanssche Bewegungssegmente [27]. Jedes einzelne dieser Segmente bildet eine sogenannte funktionelle Einheit, welche als komplex zusammengesetztes Gelenk aufgefasst werden kann. Diese Verbindung der knöchernen Grundelemente wird im Einzelnen durch den Discus intervertebralis, den dorsal gelegenen kleinen Wirbelgelenken (Articulationes zygapophysiales) und dem umfangreichen Bandapparat (Syndesmosis columnae vertebralis) gebildet. Den passiven Teil ergänzend, wird die Wirbelsäule bzw. der gesamte Rumpf durch eine Vielzahl an Muskeln bewegt, aber auch in seiner jeweiligen Position gehalten. Zum besseren Verständnis der komplexen Funktion der Wirbelsäule werden im Folgenden die grundlegenden Baubestandteile und deren Verbindungen dargestellt.

### 3.2.2 Der Wirbel als knöchernes Grundelement der Wirbelsäule

Die Wirbel als skelettal tragender Grundbaustein des menschlichen Körpers weisen, trotz ihrer individuellen Gestalt, einen charakteristischen Bauplan auf (Abbildung 2). So zeigt sich bei ihrer genauen Betrachtung das Vorhandensein einer gemeinsamen Basisgeometrie, die aus den zylinderförmigen Wirbelkörpern (Corpus vertebrae), dem das Rückenmark umrahmenden Wirbelbogen (Arcus vertebrae) sowie räumlich verschieden ausgerichteten Fortsätzen (Processus) besteht. Der massive Wirbelkörper ist mit knöcherner Spongiosa gefüllt und besitzt einen für Druckbelastungen typischen, rechtwinklig-parallelen, trajektoriiellen Aufbau.



**Abbildung 2:** Aufbau eines Lendenwirbelkörpers von kranial (Abb.: links) und ventral (Abb.: rechts) [28]

Das aus Corpus und Arcus gebildete Foramen vertebrale bildet im vertikalen Zusammenspiel der Wirbel den Canalis vertebralis in dessen Zentrum sowohl das Rückenmark als auch zugehörige Blutgefäße verlaufen. Den aus zwei Wirbeln gebildeten Foramina intervertebralia entspringen beidseits die Spinalnerven.

Die gelenkige Verbindung der Wirbel zur spinalen Einheit wird auf unterschiedliche Weise hergestellt. Einerseits sind hierfür die Endplatten (Facies intervertebralis) der Wirbelkörper mit hyalinem Knorpel überzogen, an welchen die Kollagenfasern der Zwischenwirbelscheiben verankert sind. Andererseits finden sich am dorsal gelegenen Arcus nach oben und unten je zwei sogenannten Processus articularis superior und inferior, die mit planen Gelenkflächen ausgestattet sind und so zwei benachbarte Wirbel verbinden. Zentrale Aufgabe dieser durch Bänder stabilisierten kleinen Wirbelgelenke (Facettengelenke) ist die Führung der Bewegung

zwischen den Segmenten, indem sie beispielsweise ein Abgleiten des darüber liegenden Wirbels verhindern.

Neben diesen vier Fortsätzen weisen die Wirbelbögen drei weitere größere Vorsprünge auf: die seitlichen Querfortsätze (Processus transversus bzw. Processus costalis) und den dorsal ansetzenden Dornfortsatz (Processus spinosus). Diese dienen unter anderem als Hebelarme für den Ansatz und Ursprung der autochthonen Rückenmuskulatur oder als Verankerungspunkte der verschiedenen Bänder. Darüber hinaus sind die Dornfortsätze eine wichtige Orientierungshilfe auf der Körperoberfläche, da sie, beginnend mit dem oberen Halsabschnitt (C7 – Vertebra prominens), durch die Haut tastbar sind.

Trotz dieser weitgehenden Uniformität in wesentlichen Konstruktionsmerkmalen der Wirbel weisen diese eine an die jeweilige anatomische Lokalisation angepasste Differenzierung auf. So nehmen, der nach kaudal ansteigenden mechanischen Belastung des Körpergewichts entsprechend, die Maße (Höhe, Durchmesser) der Wirbelkörper zu, wobei es zu einer Änderung ihrer charakteristischen Form kommt. Darüber hinaus sind an den Wirbeln im thorakalen Bereich zusätzliche Gelenkflächen zur Aufnahme der Rippen vorhanden, welche dem Schutz innerer Organe wie Herz und Lunge dienen. In der Hals- und Lendenwirbelsäule treten diese lediglich als Rudimente in Erscheinung. Anhand dieser anatomischen Unterschiede lassen sich die Abschnitte der Wirbelsäule in ihrer Wirbelanzahl quantifizieren.

- 7 Halswirbel (C1 – C7),
- 12 Brustwirbel (Th1 – Th12),
- 5 Lendenwirbel (L1 – L5),
- 5 Kreuzbeinwirbel (S1 – S5) und
- 3 – 6 Steißbeinwirbel (Co1 – Co6).

Eine Sonderstellung nehmen hierbei das Steiß- und Kreuzbein ein, welche unter Verlust ihrer segmentalen Beweglichkeit eine Fusion der einzelnen Wirbel aufweisen.

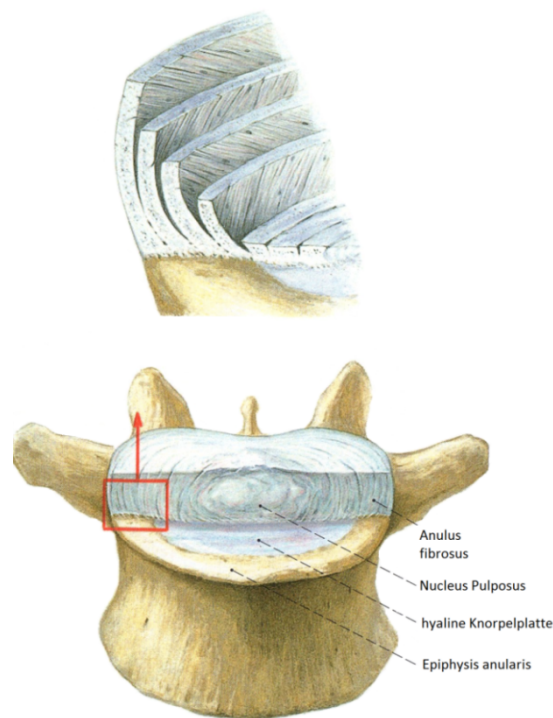
Auch der erste und zweite Halswirbel zeigen Besonderheiten in ihrer äußeren Form. Das Fehlen eines Wirbelkörpers des ringförmigen Atlas (1. Halswirbel) und das Ausbilden des Dens axis des zweiten zervikalen Wirbels (Axis) dienen hier der umfangreichen Bewegungsmöglichkeit des Kopfes. Abschließend sei noch auf die nicht eindeutige Einordnung der Wirbel in die allgemeine Klassifikation der Knochen hingewiesen. So wird der Wirbelkörper einerseits den kurzen Knochen zugeordnet, andererseits der gesamte Wirbel zu den irregulären Knochen gezählt.

Auch hier spiegelt sich die Sonderrolle des komplexen Wirbels im gesamten Skelett des menschlichen Körpers wieder.

### 3.2.3 Die Bandscheibe - Grundlage der intersegmentalen Beweglichkeit und Dämpfung der Wirbelsäule

Als zweiter tragender Grundbaustein der Wirbelsäule bestimmen die Bandscheiben erheblich die natürliche Eigenform der Wirbelsäule. Der geschwungene Verlauf der Columna vertebralis resultiert wesentlich aus der spezifischen Keilform der Disci. In Analogie zur Anatomie der Wirbelkörper nehmen auch die Bandscheiben in ihrer Höhe mit zunehmender Belastung nach kaudal zu.

Die auch als Zwischenwirbelscheiben bezeichneten Disci bilden mit Ausnahme von Kreuz- und Steißbein sowie zwischen Atlas und Axis, durch ihre visko-elastischen Eigenschaften zwischen den Wirbeln eine Druck aufnehmende Struktur [29]. So wird einerseits eine dämpfende und Wirbelinkongruenz ausgleichende Verbindung hergestellt und andererseits eine segmentale Beweglichkeit der Wirbelsäule ermöglicht. Die wesentlichen Bauelemente der Zwischenwirbelscheiben sind der zentrale, gallertartige Nucleus pulposus und die konzentrisch angeordneten Fasern des Anulus fibrosus (Abbildung 3).



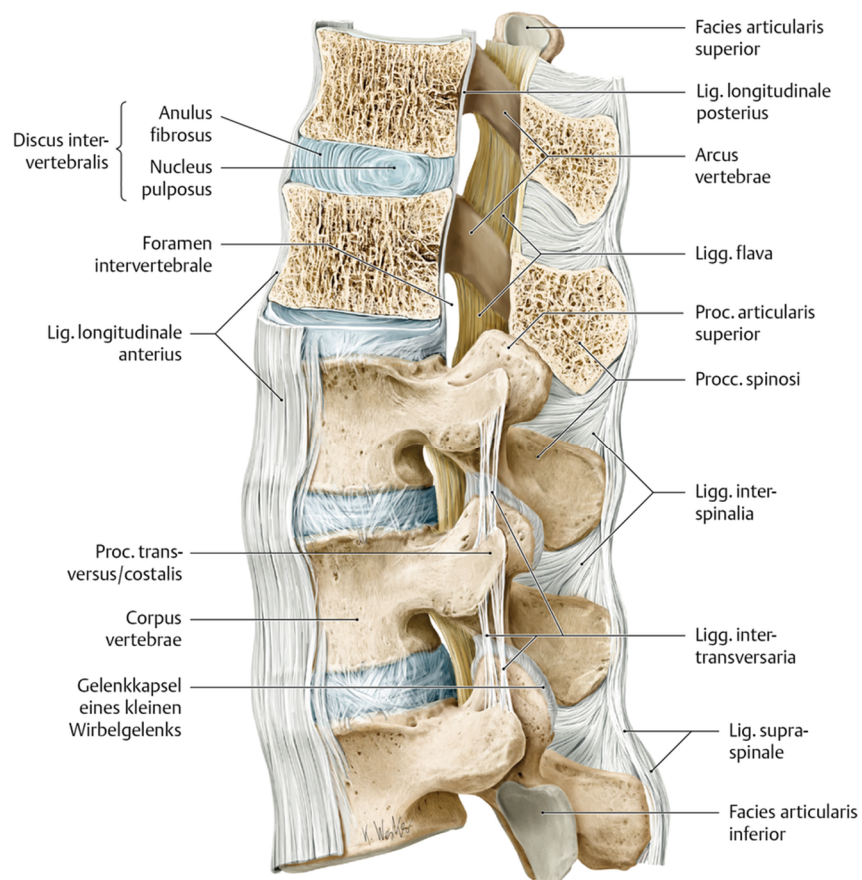
**Abbildung 3:** Zwischenwirbelscheibe mit Vergrößerung des lamellaren Aufbaus des Anulus fibrosus [25]

Dem rein durch Diffusion mit Nährstoffen versorgten Gallertkern werden hydrostatische Eigenschaften zugeschrieben, welche aus den stark hydrophilen und seine Quellung verursachenden, molekularen Grundsubstanzen resultieren. Dieser inkompressible „Stemmkörper“ [29] bildet während einer Bewegung des Rumpfes kein statisches Zentrum, sondern verhält sich wie ein sich räumlich veränderlicher Drehpunkt. Die tägliche mechanische Belastung der Zwischenwirbelscheiben führt zu einem Abpressen der angesammelten Gewebsflüssigkeit, was zu einer Reduktion der Körperhöhe im Tagesverlauf führen kann [30].

Der diesen Kern umgebende Anulus fibrosus besteht zu etwa 90 % aus Kollagenfasern und zu 10 % aus elastischen Fasern [29]. Neben diesen synarthrotischen, d. h. kontinuierlichen und der diarthrotischen, d. h. gelenkigen Verbindung über die Facettengelenke, spielen die im Folgenden zu erläuternden Bänder als dritte Verbindungsart eine wesentliche Rolle für die Kinematik der Wirbelsäule.

### 3.2.4 Die Bänder als passive Begrenzung des Bewegungsausmaßes

Die kennzeichnende Eigenschaft der Wirbelsäule als elastisch biegsamer „Stützstab“ [29], welcher seine Eigenform durch interne Rückstellkräfte stabilisiert, kann nur durch das Vorhandensein eines elementaren Bänderapparates erklärt werden [29] (Abbildung 4). In erster Näherung kann das Bandsystem in Wirbelkörper- und Wirbelbogenbänder untergliedert werden. Erstere spielen insbesondere bei der Erhaltung der natürlichen Wirbelsäulenkrümmung eine wesentliche Rolle, wobei zwischen dem vorderen und dem hinteren Längsband (Ligamentum longitudinale anterius und posterius) unterschieden wird. Die longitudinal an der ventralen und dorsalen Seite der Wirbelkörper verlaufenden zugfesten Kollagenfasern werden über die Faserringe der Zwischenwirbelscheiben gespannt. Diese elastische Sicherung der Wirbelsäule ist zum Beispiel für die Limitierung der Flexion des Rumpfes von essenzieller Bedeutung. Das vordere wie das hintere Längsband durchziehen den Oberkörper beginnend am Hinterhaupt bis zum Steißbein.



**Abbildung 4:** Bandapparat im thorakolumbalen Übergangsbereich [26]

Im Unterschied zu den weiten Verläufen der Wirbelkörperbänder weisen die verschiedenen Ligamenta an den Wirbelbögen meist nur eine segmentale Verbindung auf. Die Begrenzung der Wirbelsäulenbeweglichkeit resultiert hierbei aus den langen Hebelarmen der Wirbelkörper und deren Fortsätzen. Besonders die in ihrer gelblichen Farbe sehr auffälligen Ligamenta flava (= gelb) spielen bei dieser Sicherung eine entscheidende Rolle. Als Verbindungselement zweier benachbarter Wirbelbogenplatten (Laminae arcus vertebrae) erzeugen sie eine Gegenkraft zu den vorwiegend nach vorn gerichteten Kräften des Rumpfgewichts und der vorderen Rumpfmuskulatur. Durch ihre bereits bei aufrechter Haltung vorhandene Längsspannkraft unterstützen sie die autochthone Rückenmuskulatur wesentlich bei der Wiederaufrichtung der Wirbelsäule. Funktionell ähnliche Aufgaben werden auch von den Wirbelbogenbändern Ligamenta interspinalia und supraspinale übernommen. Sie entfalten ihre Wirkung über die langen Hebel der Dornfortsätze. Als abschließendes Element des Bänderapparates dienen im Lendenbereich die Ligg. transversa als Verstärkung der sonst eher schwach ausgebildeten Gelenkkapsel der kleinen Wirbelgelenke.

Der Umfang der beschriebenen Strukturen (Abbildung 4) gibt einen Eindruck über die Komplexität der Lastverteilung und Beanspruchung der einzelnen Bewegungssegmente. Auf diese wirken zusätzlich aktiv verschiedene Muskelgruppen ein.



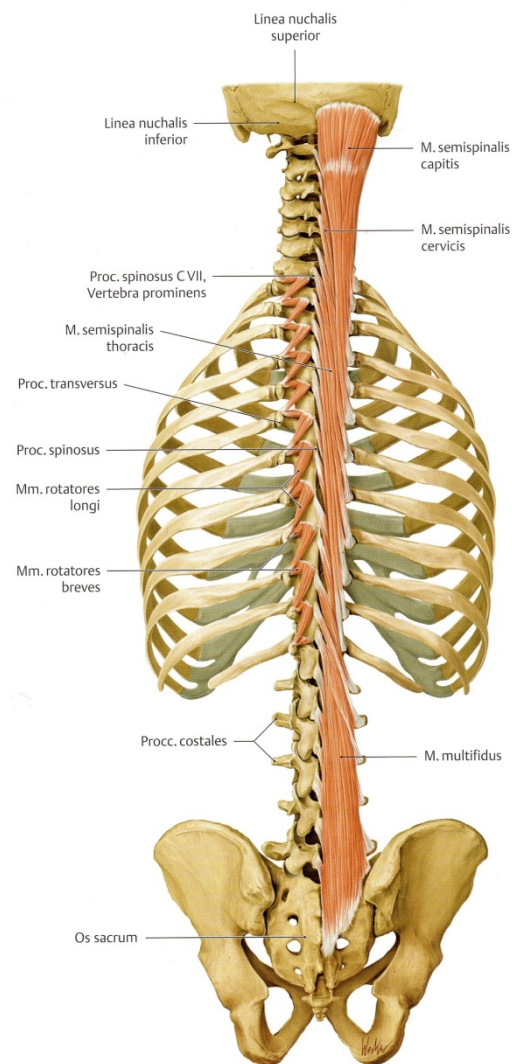
### 3.2.5 Die Rückenmuskulatur - Vermittler von Stabilität und Beweglichkeit

Als dorsaler Anteil der Rumpfwandmuskulatur untergliedern sich die Rückenmuskeln in zwei Hauptgruppen. Diese in ihrer Funktion oft ergänzenden Teile werden topographisch in eine oberflächliche und eine tiefe Muskelgruppe unterteilt.

Die mehr an der Oberfläche liegende Muskelgruppe wird unterteilt in die Rumpf-Arm-, Rumpf-Schultergürtel- und Rumpf-Rippen-Muskulatur. Sie dient hauptsächlich der Bewegung der Arme, der Schulterblätter und des Kopfes oder fungiert als Atemhilfsmuskulatur.

Im Gegensatz dazu wird die autochthone, tiefe Rückenmuskulatur als eigentliche Rumpfwandmuskulatur angesehen. In ihrer Gesamtheit als *Musculus erector spinae* verläuft sie links und rechts der Dornfortsätze entlang. Besonders im Bereich des Halses finden sich viele einzeln bewegliche Muskelkompartimente. Im Gegensatz dazu weist der *Musculus erector spinae* im

Lendenwirbelsäulenbereich eine gröbere Untergliederung auf (Beispiel medialer Trakt: Abbildung 5). Er ermöglicht in seiner Gesamtheit eine Dorsalextension, eine Lateralflexion und eine Rotation der Wirbelsäule. Neben diesen dynamischen Aufgaben besteht eine weitere Hauptfunktion in der Haltung des Körpers gegen ihre Antagonisten bestehend aus Bauch- und vorderen Halsmuskeln, dem *Musculus psoas* aber auch der Schwerkraft. Die vielseitigen Aufgaben der Rückenmuskulatur in der Dynamik und Statik des Rumpfes bedingen demnach das Wirken vieler unterschiedlich gerichteter und an verschiedenen Abschnitten der Wirbelsäule angreifender Kräfte.



**Abbildung 5:** *Transverso-spinales System im medialen Trakt des M. erector spinae* [26]

### 3.2.6 Die Funktion der Wirbelsäule

Die verschiedenen Aufgaben der Wirbelsäule gehen über die alleinige Funktion als tragendes Achsenskelett des menschlichen Körpers hinaus. So spielt sie in ihrer Gesamtheit in der Dynamik elementarer Bewegungen wie der Oberkörperflexion, dem Gehen oder Springen eine entscheidende Rolle. Die hierbei auftretenden Belastungen des Skeletts müssen mittels stoßdämpfender Prinzipien kompensiert werden. Diese zentrale Aufgabe wird allerdings nicht von einem einzelnen Bewegungssegment übernommen. Nur die Wirbelsäule im Zusammenhang mit ihren Hilfsstrukturen kann diese wichtige Funktion erbringen. Bei einer Stoßbelastung beispielsweise kommt es zu einer Dorsalausbiegung der Wirbelsäule, wobei sowohl die Rückenmuskulatur als auch die Ligg. flava gedehnt werden, was zu einer Umwandlung der Stoßenergie führt [25]. Bei hohen Belastungen erweist sich auch die doppelt-S-förmige Krümmung der Wirbelsäule als Vorteil. Sie wird bei Belastung an mehreren Krümmungsscheiteln verformt, was im Vergleich zu einer einzelnen Biegung eine Reduktion der Zug- und Druckkräfte an der konvexen bzw. konkaven Seite zur Folge hat.

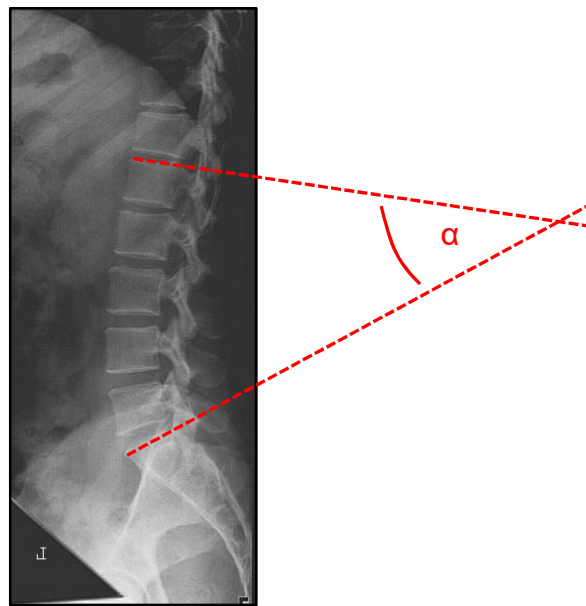
Des Weiteren verläuft im knöchernen Schutzmantel der Wirbelsäule das Rückenmark, welches ein hohes Maß an Stabilität verlangt, damit diese äußerst sensible nervale Struktur ausreichend geschützt ist. Um diese Stabilität mit einer großen Variabilität von Bewegungsabläufen zu verbinden, ist das übergreifende Zusammenspiel der einzelnen Elemente der Wirbelsäule essenziell. Aus den vielen kleinen Einzelbewegungen zwischen den jeweiligen Segmenten entsteht so in der Summe eine große Gesamtbewegung der Wirbelsäule.

Die vielfältigen Variationsmöglichkeiten der Haltung des Oberkörpers ermöglichen es dem Menschen, den Ansprüchen seiner komplexen Umgebung an Beweglichkeit gerecht zu werden. Ein ausreichendes Maß an Bewegung, das heißt eine „gesunde“ Wirbelsäulenbeweglichkeit ist dabei essenziell für eine hohe Lebensqualität. Ferner variiert die Wirbelkrümmung bereits im aufrechten Stehen erheblich zwischen asymptomatischen Probanden und weist bei spezifischen degenerativen Erkrankungen eine charakteristische Veränderung auf ([31], [32]). Diese Formvariabilität spielt als sogenannte „Sagittale Balance“ des Menschen eine zentrale Rolle bei der konservativen und operativen Versorgung in der modernen Wirbelsäulen Chirurgie [33]. Die exakte und reliable Erfassung der Wirbelsäulenform und -beweglichkeit kommt daher einem hohen Maß an Bedeutung zu.

### 3.3 Verschiedene Ansätze zur Ermittlung der Wirbelsäulenform und –beweglichkeit

In der gesamten Behandlungskette sowohl von spezifischen als auch von nichtspezifischen Rückenschmerzen werden Verfahren genutzt, welche Auskunft über die individuelle Wirbelsäulenkrümmung des jeweiligen Patienten und seine Beweglichkeit geben. In der Diagnostik spielen derartige Verfahren eine wesentliche Rolle, um etwaige Ursachen für Beschwerden zu finden und um eine eventuelle Operationsindikation zu stellen. Während der postoperativen Behandlung müssen ferner der Therapieerfolg überprüft und die Genesung des Patienten begleitet werden. Der „Goldstandard“ in der Erfassung von Form und Beweglichkeit der Wirbelsäule ist derzeit die Röntgendiagnostik.

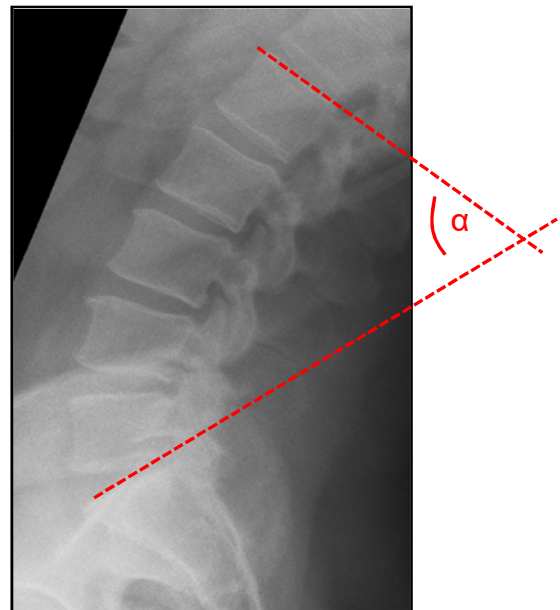
Die Wirbelsäulenkrümmung kann dabei mit der sog. „Cobb-Methode“ evaluiert werden. Bei dieser in den 1950er Jahren von John Robert Cobb [34] für die Skoliosediagnostik entwickelten Messmethode wird jeweils an der kranialen und an der kaudalen Deckplatte der die Krümmung begrenzenden Wirbel eine Messgerade eingezeichnet. Der sich aus diesen beiden Geraden ergebende Winkel ist der sog. Cobb-Winkel (Abbildung 6 – „ $\alpha$ “). Um die Ausprägung einer Skoliose einzuschätzen, wird dieser Winkel in der Frontalebene gemessen. Er wird jedoch auch für die Sagittalebene genutzt, um z. B. den Krümmungsgrad der Lendenlordose (wie in Abbildung 6 kraniale Endplatte L1 bis kraniale Endplatte S1) oder der Thorakalkyphose zu bestimmen. Aus der Differenz des Cobb-Winkels bei der Oberkörperflexion und –extension kann ferner die Beweglichkeit der Wirbelsäule sowohl global (L1-S1) als auch lokal (segmental; z. B.: L5-S1) in der Sagittalebene gemessen werden.



(A)



(B)



(C)

**Abbildung 6:** Beispielmessung der lumbalen Wirbelsäulenform im aufrechten Stehen (A), bei der Oberkörperflexion und -extension (B und C), Röntgenbilder anonymisiert und modifiziert [35]

Da die Belastung durch ionisierende Strahlung möglichst gering gehalten werden sollte, was besonders auch für Kinder und Jugendliche von großer Bedeutung ist, weil diese eine erhöhte Sensitivität gegenüber ionisierender Strahlung haben [36], entwickelten sich in den letzten Jahren verschiedene alternative Messverfahren. Diese Verfahren analysieren anhand

unterschiedlicher Methoden die Rückenform, um so Rückschlüsse auf die eigentliche Wirbelsäulenform ziehen zu können. Dabei wird die anatomische Nähe der Rückenoberfläche zur Wirbelsäule genutzt. Stokes et al. [37] untersuchte bereits 1987 die Vergleichbarkeit des ermittelten sog. Range of Motion (Gesamtbeweglichkeit der Wirbelsäule bei Flexion und Extension) von Röntgenbildern mit korrespondierenden strahlungsfrei gemessenen Werten der Rückenoberfläche. Dabei konnte er eine signifikante Korrelation zwischen den Werten nachweisen. Ähnliche Untersuchungen von Guermazi et al. [38] und Adams et al. [39] konnten ebenfalls hohe signifikante Formzusammenhänge zwischen radiologischen Wirbelsäulen- und strahlungsfrei ermittelten Rückenparametern nachweisen (z. B.  $r = 0,91$  [39]). In den letzten Jahren zeigte sich, dass die Messung der Rückenoberfläche eine geeignete Methode ist, welche einen Beitrag leisten kann den Einsatz von Röntgenuntersuchungen auf lange Sicht zu verringern ([40]–[42]). So hat sich eine Vielzahl von Messsystemen entwickelt, welche mit dem Verzicht auf ionisierende Röntgenstrahlung die Rückenoberfläche als Referenz nutzen und damit eine Aussage über die Wirbelsäulenform und -beweglichkeit treffen. In der Sportmedizin haben sich beispielsweise das Vicon-System [43], Zebris [44], der 3D-SpineMoveGuard [45] oder X-Sens Sensoren [46] etabliert. Das Vicon-System [43] ist in der Lage kontinuierliche Bewegungsabläufe genau zu erfassen. Dabei nehmen Infrarot-Kameras die Retroreflektion definierter Marker wahr [47]. Zebris hingegen untersucht die statische Rückenform mithilfe eines Ultraschallstiftes, der am Körper entlang geführt werden muss [48]. Auch der 3D-SpineMoveGuard nutzt das Prinzip Ultraschall, um die Rückenform und Bewegungsprofile zu ermitteln [45]. X-Sens Sensoren hingegen arbeiten mit kleinen Bewegungssensoren, welche direkt am Körper getragen werden, um die Bewegung und Haltung des Körpers abzubilden [46]. Andere Systeme wie der Lumbar-Motion-Monitor oder das CUELA-System werden häufiger für Arbeitsplatzanalysen genutzt. Dabei ist der Lumbar-Motion-Monitor wie ein Außenskelett am Körper fixiert und kann mithilfe von drei Potentiometern Bewegungen in allen drei Ebenen ermitteln. Auch die Geschwindigkeit und Beschleunigung werden dabei erfasst [49]. Das CUELA-System nutzt sogenannte IMU's (Inertial measurement units), welche die Bewegung und Oberflächenform messen und zur Darstellung bringen [50].

Im klinischen Alltag finden hingegen Epionics SPINE der Firma Epionics Medical GmbH (Potsdam, Deutschland), die MediMouse der Firma Idiag AG (Fehraltorf, Schweiz) oder das DIERS formetric III 4D (Rasterstereographie) der DIERS INTERNATIONAL GmbH (Schlangenbad, Deutschland) als Oberflächenmessverfahren eine Anwendung (u. a.: [51], [52]). Aufgrund

dessen stehen diese Systeme im Fokus der gegenständlichen Dissertation. Die in flexible Sensorbänder integrierten Dehnungsmessstreifen von Epionics SPINE ermitteln dabei die Form und Beweglichkeit der Wirbelsäule, während der Patient in einer statischen Position verharrt oder eine dynamische Bewegung durchführt. Die MediMouse misst hingegen in statischen Positionen, indem der Untersucher mit dem Gerät anhand einer markierten Linie an den Dornfortsätzen der Wirbelsäule entlangfährt. In der Skoliosediagnostik hat sich besonders die Rasterstereographie bewährt. Als Messmethode ermöglicht sie die Reduktion von häufigen Röntgenuntersuchungen besonders bei Kindern und Jugendlichen ([40], [53], [54]). Mithilfe eines Linienpunktmusters, welches auf den Rücken projiziert wird, können die verschiedenen Krümmungen des Rückens erfasst und in verwertbare Daten wie Thorakalkyphose und Lendenlordose umgewandelt werden. Eine detaillierte Beschreibung der drei Systeme findet sich im Kapitel 4.3 der Methoden.

Die hier vorgestellten Alternativen zur radiologischen Erfassung und somit gefahrlosen Messmethoden zur Ermittlung der Wirbelsäulenform und –beweglichkeit gewinnen in der Gesundheitsversorgung moderner und risikobewusster Gesellschaften enorm an Bedeutung. Obwohl sie sich bereits in der klinischen Anwendung befinden, wurde ihre Vergleichbarkeit untereinander bisher jedoch noch nicht systematisch untersucht. Ein genaues wissenschaftliches Verständnis der Verfahren liegt daher bisher noch nicht vor.

### 3.4 Ziel der Promotionsarbeit

Das Gesundheitssystem in Deutschland sieht sich mit vielseitigen Aufgaben konfrontiert. Der demographische Wandel, mit damit verbundenen Therapiekosten einer alternden Gesellschaft und die steigende Inanspruchnahme von Diagnostik, Therapie und Operationen in der Allgemeinbevölkerung [55] haben den Wunsch nach Qualitätssicherung und Effizienz in den Vordergrund gerückt. Eine patienten- sowie ressourcenschonende und evidenzbasierte Behandlung von Patienten ist deshalb unerlässlich. Im Mittelpunkt moderner Wirbelsäulenuntersuchung steht aus diesem Grund die möglichst strahlungsarme Visualisierung und Analyse möglicher Abweichungen im skelettalen Aufbau und seiner Beweglichkeit. Soll der Verlauf einer Erkrankung zur Evaluierung der Qualität des Behandlungskonzeptes nachvollzogen werden, darf das gewählte Analyseverfahren den Patienten nicht unverhältnismäßig schädigen.

Dieser Wunsch, Patienten risikoarm und bedürfnisorientiert von der Diagnostik bis zur Therapie oder Rehabilitation zu begleiten, war auch für die Entwicklung von alternativen Rückenmesssystemen wegberreitend. Die Beweglichkeit ist dabei für die Alltagsbewältigung neben der eigentlichen Schmerzfreiheit wesentlich für die physische und psychische Gesundheit des Patienten. So sind heute Epionics SPINE, die MediMouse und die Rasterstereographie (DIERS formetric III 4D) zur spinalen Form- und Beweglichkeitscharakterisierung in den klinischen Alltag integriert. Die Systeme haben daher das Ziel valide, objektive und reliable Aussagen zur relativen Bewegung und räumlichen Anordnung der knöchernen Wirbelsäule, basierend auf strahlungsfreien Vermessungen der Rückenoberfläche, zu treffen. Obgleich der ideelle Nutzen dieser Systeme unbestritten ist, verbleiben jedoch verschiedene wissenschaftliche Fragestellungen bisher unbeantwortet. So verwendet jedes dieser Systeme unterschiedliche Messprinzipien (Dehnungsmessstreifen, Elektromechanik, Lichtoptik), abweichende Messvorschriften (u. a. Ort der Messung (mediansagittal vs. paravertebral), Winkeldefinitionen, anatomische Referenzen) oder Messabläufe (u. a.: Epionics SPINE: dynamisch während der Bewegung, MediMouse: statische Position). Inwiefern diese Unterschiede in den Systemen das eigentliche Messziel der Erfassung der zugrunde liegenden knöchernen Wirbelsäulenparameter beeinflussen, ist bisher nicht untersucht.

Das Ziel dieser Dissertation ist somit der systematische und quantitative Vergleich der drei validierten Messsysteme in der Erfassung elementarer spinaler Form- und Beweglichkeitsparameter in der Sagittalebene. Zu diesem Zweck sollen wesentliche Messparameter zur Charakterisierung der lumbalen Lordose, thorakalen Kyphose und zum lumbalen Bewegungsumfang, soweit möglich, mit allen drei Systemen an identischen Probanden erhoben werden. Durch die Vorgabe einer identischen Probandenkohorte und der damit verbundenen Definition der Grundwahrheit können die Parameter der Systeme direkt, ohne Verwendung radiologischer Verfahren, miteinander verglichen werden. Die Null- und Alternativhypothese lauten daher:

**H<sub>0</sub>:** Es besteht kein signifikanter Unterschied in der ermittelten mittleren lumbalen Lordose, thorakalen Kyphose und im Bewegungsausmaß zwischen den drei etablierten und validierten Messsystemen bei der Vermessung einer identischen Probandenkohorte. Dies gilt sowohl für die Gesamtkohorte als auch spezifisch für Männer und Frauen.

**H<sub>1</sub>:** Zwischen den ermittelten mittleren Werten der lumbalen Lordose, thorakalen Kyphose und im Bewegungsausmaß der drei Messsysteme besteht ein signifikanter Unterschied bei der Vermessung einer identischen Probandenkohorte. Dies gilt sowohl für die Gesamtkohorte als auch spezifisch für Männer und Frauen.

Um etwaige geschlechtsspezifische Unterschiede herausarbeiten zu können, wurde für die Probandenkohorte eine identische Anzahl an Frauen und Männern rekrutiert und die Hypothesen zusätzlich an beiden Teilkohorten evaluiert.

Zusätzlich zum absoluten Vergleich der Systeme soll in einer Korrelationsanalyse die Stärke der Korrelation zwischen den Systemen untersucht werden. Als Basis für eine exakte und akkurate Vermessung spinaler Parameter soll ferner die Reliabilität der Messsysteme evaluiert und verglichen werden.

Durch den Vergleich identischer Probanden können zwar die Systeme untereinander objektiv verglichen, jedoch kein absoluter Bezug zum radiologischen „Goldstandard“ gezogen werden. Daher sollen ergänzend in einem Literatur-Review radiologische Referenzdaten passend zur untersuchten asymptomatischen Kohorte ermittelt werden. Durch den Vergleich der erhobenen Resultate der gegenständlichen Dissertation mit den radiologischen Referenzdaten



soll eine grundlegende Einordnung strahlungsfrei erhobener Werte mit radiologischen Ergebnissen ermöglicht werden.

Die Ursachenfindung eventueller Messunterschiede, sowie der Vergleich möglicher Anwendungsprobleme, sollen ferner einen Beitrag für die Weiterentwicklung strahlungsfreier Rückenmessverfahren und folglich zur klinischen Qualitätssicherung leisten.

## 4 Methodik

### 4.1 Studienteilnehmer

Die standardisierte Vermessung der Probanden mit allen drei Messsystemen wurde unter definierten Bedingungen im klinischen Umfeld durchgeführt. Die Schätzung des Stichprobenumfangs wurde anhand der Effektstärke, des  $\alpha$ -Werts und der Power berechnet. Verwendet wurde das Statistikprogramm G\*Power (Version 3.1.9.2). Zielgröße zur Berechnung war der Lordosewinkel. Klinisch relevante Unterschiede in der Lordose liegen bei einer Lordosedifferenz von  $5^\circ$  vor [33]. Vorherige Untersuchungen und eine Literaturrecherche zeigten, dass von einer Standardabweichung in der Normalbevölkerung von  $9^\circ$  auszugehen ist [56]. Die Effektstärke beträgt demnach 0,555. Unter der Annahme eines Signifikanzniveaus ( $\alpha$ ) von 0,05 und einem 4-mal so hohen Wert für  $\beta$  ( $\beta=0.2$ ) ergibt sich eine Teststärke ( $1-\beta$ ) von 80 % [57]. Daraus folgt eine Fallzahl pro Gruppe von 14 Frauen und 14 Männern. Die finale Fallzahl wurde demnach auf 30 Probanden/innen festgelegt. Insgesamt nahmen daher 30 asymptotische (rückenschmerzfreie) Probanden freiwillig teil, wovon 15 weiblichen und 15 männlichen Geschlechts waren. Es wurden dazu Personen im Alter zwischen 20 und 50 Jahren in die Studie eingeschlossen. Zur Teilnahme war eine schriftliche Zustimmung der Probanden an der Vergleichsstudie erforderlich. Folgende Ausschlusskriterien wurden vor der Studie definiert:

- akuter Infekt,
- Rückenmarksverletzungen (z. B.: radikuläre Symptomatik, sensorische Defizite),
- offenen Wunden,
- Gewebeerletzungen,
- irritierte, entzündete oder infizierte Gewebepartien des Rückens im Messareal,
- Knochenfraktur der Wirbelsäule,
- diagnostizierte Osteoporose,
- Tumorerkrankungen und Knochenmetastasen,
- starke medikamentöse Therapie (BTM pflichtige Opioiden / Muskelrelaxantien / Antiepileptika),
- Schwangerschaft,
- Body Mass Index  $> 28 \text{ kg/m}^2$ ,
- Wirbelsäulenoperationen in der Vergangenheit (z. B.: Versteifungsoperation),
- Unfähigkeit Messchoreographie durchzuführen und

- Pflasterallergie.

## **4.2 Ethik**

Diese Studie wurde durch die Ethikkommission der Charité - Universitätsmedizin Berlin bewilligt. Die Antragsnummer lautet EA1/204/16. Die genaue Vorgehensweise und Bedeutung der Studie wurde den Probanden erläutert, eine Probandeninformation ausgehändigt und eine Einwilligungserklärung unterschrieben.

## **4.3 Allgemeine Durchführung der Vergleichsmessung und erfasste Parameter der drei validierten Messsysteme**

Der Vergleich der drei strahlungsfreien Rückenmesssysteme führt im Detail über die Messung essenzieller Wirbelsäulenparameter zur Charakterisierung der Wirbelsäulenform und -beweglichkeit in der Sagittalebene. Zu den Formparametern gehören in erster Linie die Lendenlordose und die Thorakalkyphose, welche analog zu ihren korrespondierenden radiologischen Parametern das Ausmaß der thorakalen bzw. lumbalen Wirbelsäulenkrümmung quantifizieren (siehe Kapitel 3.3). Aus der maximalen Flexion und der maximalen Extension der Lendenwirbelsäule bei der Inklination und Reklination des Probanden können analog zum radiologischen Vorgehen Beweglichkeitsparameter, wie der lumbale Range of Flexion (RoF), der lumbale Range of Extension (RoE) und der lumbale Range of Motion (RoM) berechnet werden (Abbildung 6, Kapitel 3.3). Zur Ermittlung des RoF wird die Differenz aus Lordosewert im aufrechten Stehen und dem Flexionswert gebildet. Analog dazu ergibt sich der RoE, indem die ermittelte Krümmung der Wirbelsäule in der Extension von der stehenden Lendenlordose subtrahiert wird. Der RoM entspricht dem gesamten sagittalen Bewegungsumfang der Lendenwirbelsäule von der maximalen Flexion zur maximalen Extension und wird demzufolge aus der Summe des RoF und RoE gebildet. Da sich im Detail die Erfassung der hier prinzipiell vorgestellten Parameter zwischen den Messsystemen unterscheidet, sei an dieser Stelle auf die detaillierten Beschreibungen des Kapitels 4.4 zu den einzelnen Messsystemen verwiesen. Bei den Messungen wurde sich stets exakt an die Vorgabe der Hersteller der Produkte gehalten, sodass die drei Messgeräte analog zum klinischen Einsatz verwendet wurden ([58]–[60]). Nicht alle Form- und Beweglichkeitsparameter können von jedem der drei etablierten Systeme ermittelt werden (siehe Übersicht Tabelle 1), weswegen für die Thorakalkyphose und

Beweglichkeitsparameter jeweils zwei der Systeme zum Vergleich herangezogen werden konnten.

**Tabelle 1:** Messparameter zur Charakterisierung der Wirbelsäulenform und –beweglichkeit in der Sagittalebene der drei untersuchten Messsysteme. „X“ – Parameter mit System ermittelbar

|                           | <b>Epionics SPINE</b> | <b>MediMouse</b> | <b>DIERS formetric III 4D</b> |
|---------------------------|-----------------------|------------------|-------------------------------|
| <b>Lendenlordose</b>      | X                     | X                | X                             |
| <b>Thorakalkyphose</b>    |                       | X                | X                             |
| <b>Range of Flexion</b>   | X                     | X                |                               |
| <b>Range of Extension</b> | X                     | X                |                               |
| <b>Range of Motion</b>    | X                     | X                |                               |

Mindestens 24 Stunden vor Beginn der Messung wurden die Probanden über Wesen und Bedeutung der Studie aufgeklärt. Es wurde außerdem überprüft, ob Ausschlusskriterien bei den Probanden zutrafen, welche eine Teilnahme an der Studie nicht ermöglichten. Ferner konnten etwaige Fragen zur vorher ausgehändigten Probandeninformation beantwortet werden.

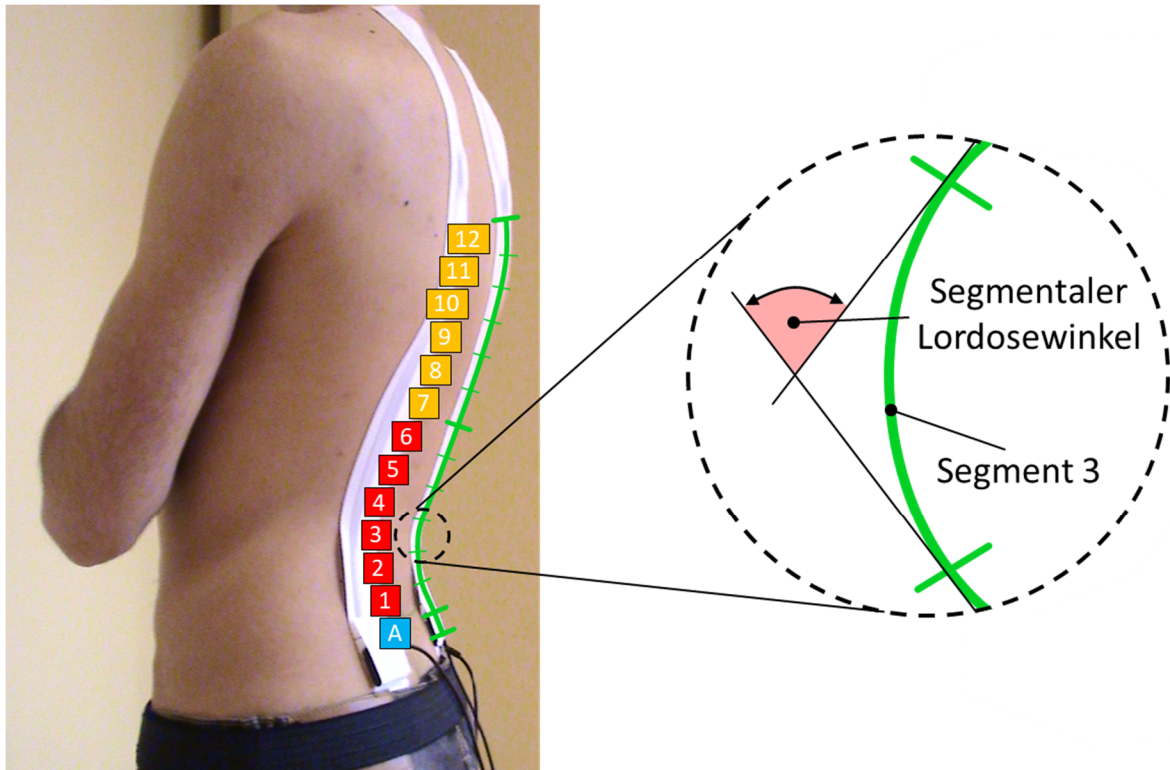
Am Tag der Messung wurde erneut die Bereitwilligkeit zur Teilnahme an der Studie erfragt und bei Zutreffen eine Probandeneinwilligung vom Probanden und Studienleiter unterschrieben. Anschließend wurden die anthropometrischen Daten der Probanden aufgenommen und eine kurze Anamnese durchgeführt. Auch die „Visual Analog Scale“ (VAS) zu etwaigen Rückenschmerzen wurde erfragt und dokumentiert [61]. Bei Erfüllung aller Voraussetzungen konnte nun mit den Messungen begonnen werden. Es wurden am selben Tag direkt hintereinander alle Messungen mit den inkludierten drei Systemen durchgeführt.

Die gesamte Messung nahm inklusive der Vorbereitung und des vorangestellten Gesprächs etwa 60 Minuten pro Proband in Anspruch. Die für die Messungen notwendigen Details zur Funktionsweise, Messprozedur und technischen Details der einzelnen Messsysteme werden in den folgenden Kapiteln erläutert.

#### **4.3.1 Technische Grundlagen von Epionics SPINE – Wirbelsäulenanalyse mithilfe von Dehnungsmessstreifen**

Als strahlungsfreies, kabelloses und tragbares Messsystem wird Epionics SPINE in unterschiedlichen Bereichen (z. B. zur Evaluation von Arbeitsplätzen [62]) und im klinischen Setting verwendet. Das Messsystem kann unter der Kleidung getragen werden und wird für dynamische Kurz- oder Langzeitmessungen von bis zu 24 Stunden genutzt ([56], [63]).

Für die Messung werden auf dem Rücken in einem Abstand von 5 cm parallel zur Wirbelsäule beidseits zwei Hohlpflaster aufgeklebt. In jedes Hohlpflaster wird jeweils ein flexibles Sensorband eingeführt, welches lediglich durch eine kaudale Arretierung frei innerhalb des Pflasters gleiten und sich bei der Bewegung des Probanden der Rückenform anpassen kann. Die Sensorbänder bestehen jeweils aus zwölf definierten Segmenten mit einer Länge von 25 mm. Da sich die einzelnen Segmente nahtlos an die Rückenform anpassen können, wird somit direkt die aktuelle Rückenform bzw. -krümmung eines Probanden mit dem System erfasst. In jedem dieser Segmente befinden sich Dehnungsmessstreifen, welche ihren elektrischen Widerstand je nach auftretendem Krümmungsgrad des Sensors ändern. Die Epionics-Software kann diese Widerstandsänderung in entsprechende Winkelmaße der Einzelsegmente überführen. In Abbildung 7 ist die Funktionsweise eines Epionics-Segments verdeutlicht und die erfassten segmentalen Krümmungswinkel visualisiert. [58]



**Abbildung 7:** Winkeldefinition des Epionics SPINE und schematische Visualisierung der segmentalen Krümmung am Beispiel des dritten Segmentes; Beispielproband mit sechs lordotischen Segmenten (rot); kraniale kyphotische Segmente in orange dargestellt (Segmente: 7-12); am kaudalen Ende befindet sich ein Beschleunigungssensor („A“)

Die Sensorsegmente können mit einer Messfrequenz von 50 Hz segmentale Winkel dynamisch ermitteln [58]. Um die gesamte Lendenlordose zu messen, identifiziert Epionics SPINE zunächst das Übergangsegment von der Lordose zur Kyphose beim statisch aufrecht stehenden Probanden [58]. Alle kaudal liegenden segmentalen Einzelwinkel werden summiert und ergeben nach Bildung eines Mittelwertes aus beiden Sensorbändern den Lordosewinkel im Stehen [62]. Das in stehender Position bestimmte Übergangsegment zwischen Lordose und Kyphose wird auch zur Bestimmung der lumbalen Krümmung während der Probandeninklination und -reklination verwendet. Hierbei werden ebenfalls alle segmentalen Krümmungswinkel analog bei der maximalen Flexion und Extension summiert und so zur Bestimmung des Range of Flexion, Extension und Motion verwendet.

Das untere Ende des Sensorbandes liegt jeweils auf Höhe der ertasteten Spina iliaca posterior superior. Dies entspricht anatomisch in etwa der Höhe des ersten Sakralwirbels [64]. Dort ist auch ein Beschleunigungssensor integriert, welcher die Position der Sensorbänder im Schwerfeld der Erde misst. So können die Position des Probanden und seine Beckenstellung ermittelt werden [63]. Über ein Kabel ist jedes Sensorband mit der portablen Speichereinheit

verbunden, welche wiederum die Daten nach Abschluss der Messungen via Bluetooth an den PC übertragen kann [65]. In dieser Studie werden lediglich die oben genannten Parameter mit Epionics SPINE erfasst, obgleich mit dem System laut Hersteller auch Parameter zur Seitneigung, Rotation, Rückenlänge und die Beckenstellung ermittelt werden könnten. Da diese mit den anderen Systemen jedoch zum Teil nicht erfasst werden können, werden sie aufgrund mangelnder Vergleichbarkeit nicht untersucht [58].

Taylor et al. [66] untersuchte die Genauigkeit und Reliabilität von Epionics SPINE. Dabei wurden wiederholte Messungen an definierten Bögen mit exakten Krümmungen getätigt und mit den tatsächlichen, bekannten Werten verglichen. Es ergab sich ein mittlerer *ICC* (intraclass correlation coefficient) von  $> 0,98$ . Die Test-Retest-Reliabilität mit Messungen an zwei verschiedenen Tagen ergab ebenfalls *ICC*-Werte von  $> 0,98$ . Consmüller et al. [64] ermittelten 2012 in wiederholten Messungen an Probanden, die an drei Tagen durchgeführt wurden eine gute Reliabilität von Epionics SPINE mit einem mittleren *ICC* von  $0,84$ . Ferner verglichen Consmüller und Mitarbeiter ihre Ergebnisse zur Reliabilität mit Referenzwerten aus der Röntgendiagnostik und mit Mittelwerten der MediMouse und konnte eine gute Übereinstimmung aufzeigen. Sie folgerten, dass das nebenwirkungsfreie, dynamische Messsystem zur Evaluierung der Wirbelsäulenform und -beweglichkeit an Probanden und Patienten geeignet ist.

#### 4.3.2 Technische Grundlagen der MediMouse – Wirbelsäulenanalyse mithilfe eines elektromechanischen Messgeräts

Ein weiteres, in der Klinik häufig zur Anwendung kommendes, strahlungsfreies Rückenmessverfahren ist die MediMouse. Mit dem Verzicht auf jegliche Belastung des menschlichen Organismus durch ionisierende Strahlung ist sie geeignet, um wiederholt klinische Messungen durchzuführen. Laut Herstellerangaben wird das System in über 3000 Zentren der medizinischen Versorgung in Europa eingesetzt [67]. Sie erinnert in ihrer Form an eine Computermaus und weist eine ähnlich einfache Handhabbarkeit auf (Abbildung 8).

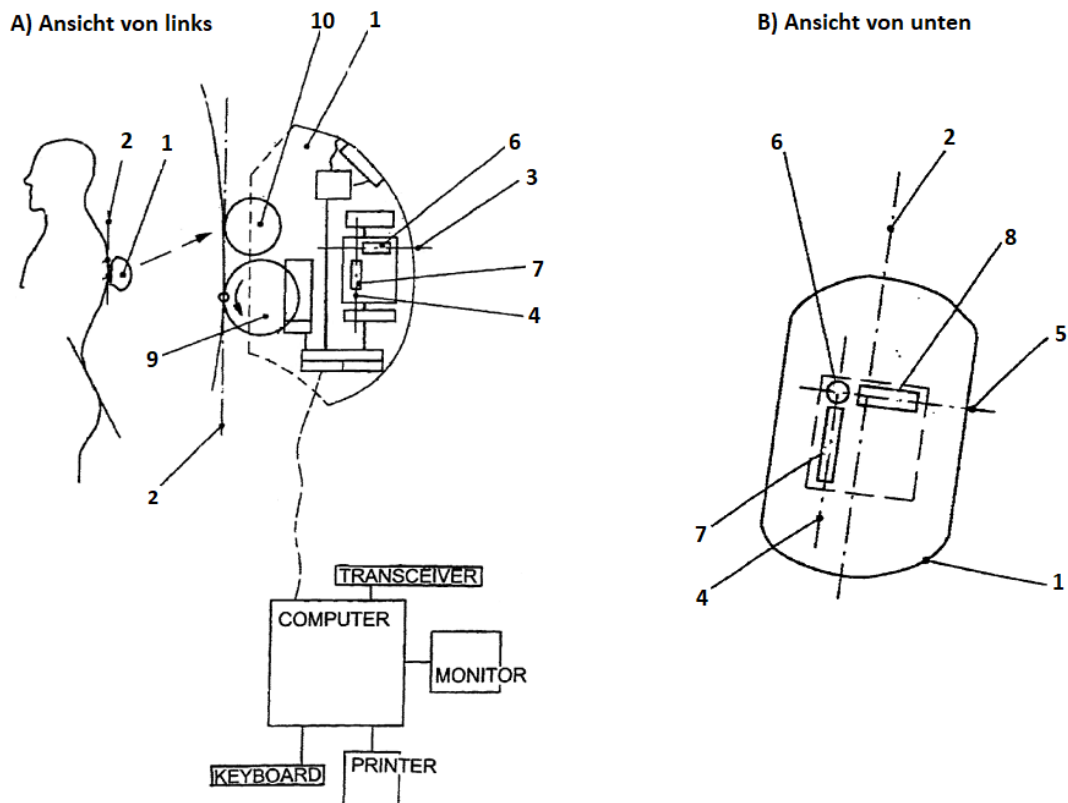


**Abbildung 8:** Die MediMouse und ihre Einzelkomponenten [68]

Sie besteht aus einem per Hand führbaren Gehäuse, welches mithilfe des auf der Unterseite befindlichen Rades über die zu messende Oberfläche geführt wird. Die Funktionsweise der MediMouse (siehe Markierung 1 der Abbildung 9) basiert auf zwei Grundfunktionen, einerseits auf der Messung des zurückgelegten Weges und andererseits auf der Ermittlung der Krümmung einer Oberfläche. Dabei besitzt das große Rad (siehe Markierung 9 der Abbildung 9), welches direkt über die Haut oberhalb der Dornfortsätze beginnend am Halswirbelkörper 7 (C7) bis zum Sakralwirbelkörper 3 (S3) geführt wird, radiäre Einsparungen in definiertem Abstand, welche mithilfe einer Lichtschranke die Umwandlung in ein Längenmaß ermöglichen. Die Summe der durch die Lichtschranke erzeugten Impulse ist dabei proportional zur Wegstrecke ([69], [70]). Ein kleines Rad dient dabei als Führungshilfe



(Markierung 10 der Abbildung 9). Die Bestimmung des Winkelmaßes hingegen wird durch Anwendung eines Pendel-Potentiometers (siehe Beschleunigungssensoren 6/7/8 in Abbildung 9) ermöglicht. Dabei hängt ein Gewicht pendelartig an einer Achse der Schwerkraft entsprechend. Ausschläge des Pendels werden dann als Abweichung zur senkrechten Ebene (siehe Referenzlinie 2/3/4/5 in Abbildung 9) in ein Signal umgesetzt, welches der Ermittlung des Winkels dient. Dabei erhält die Senkrechte den Wert 0 und Abweichungen von dieser werden durch das Potentiometer als Ausschläge ermittelt ([69], [70]). Die Flexion als eine Neigung nach ventral zeigt sich durch ein Ergebnis mit positiven Werten, während dessen die Extension als Neigung nach dorsal durch negative Werte gekennzeichnet ist. Jede Abweichung wird durch eine Änderung des Widerstands des Pendelpotentiometers in ein Spannungssignal umgewandelt. Entsprechend dem jeweiligen Spannungssignal, welches über Bluetooth an den PC übermittelt wird, kann die MediMouse Software Winkeländerung von  $\pm 1^\circ$  ermitteln [69]. Ein großer Messbereich von bis zu  $360^\circ$  ermöglicht außerdem Messungen in verschiedenen Körperhaltungen ([69], [70]). Die folgende Abbildung 9 verdeutlicht das Messprinzip der MediMouse, welches zur Bestimmung der lumbalen und thorakalen Krümmung im Stehen und bei der maximalen Inklination und Reklination genutzt wird.



**Abbildung 9:** Aufbau und Funktionsweise der MediMouse; 1 MediMouse, 2/3/4/5 Referenzlinien definiert durch Gravitation (Lot), 6/7/8 Beschleunigungssensoren, welche die Abweichungen zur Referenzlinie messen, 9 großes Rad zur Längenbestimmung, 10 kleines Rad als Führungshilfe (Abb. modifiziert nach [70])

Als Ergebnis der Messung werden in einer graphischen Darstellung die einzelnen Wirbel innerhalb der Wirbelsäule abgebildet. Dabei wird von zwölf Brustwirbeln und 5 Lendenwirbeln ausgegangen. Zwischen zwei angrenzenden Wirbeln wird jeweils der segmentale Winkel errechnet von Th1/Th2 bis L5/S1. Die Thorakalkyphose wird dann statisch aus der Summe der segmentalen Winkel Th1/Th2 bis Th11/Th12 und die Lendenlordose aus der Summe der segmentalen Winkel Th12/L1 bis L5/S1 errechnet [71]. Die gleichen Segmente werden analog auch für die Bestimmung der lumbalen Krümmung während der Flexion und Extension genutzt, was die Ermittlung des lumbalen RoF, RoE und RoM ermöglicht.

Validität und Reliabilität der MediMouse wurden bereits in mehreren Studien untersucht. Guerhazi et al. [38] untersuchten zwanzig Probanden mit Rückenschmerzen und verglichen die Mobilitätswerte in der Lendenwirbelsäule auf segmentaler Ebene, erfasst durch Röntgenaufnahmen, mit den korrespondierenden Werten der MediMouse. Es ergab sich ein Spearman Korrelationskoeffizient von bis zu 0,69 für die segmentale Beweglichkeit und für die

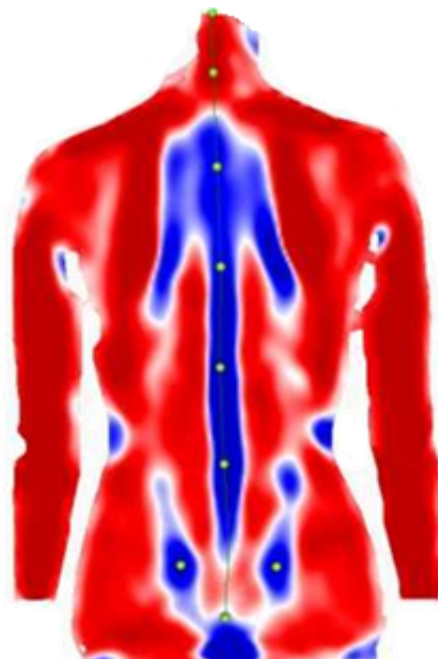
gesamte lumbale Beweglichkeit ein Wert von 0,86 (L1-S1). Außerdem wurden 45 gesunde Probanden mit der MediMouse vermessen, um die Reliabilität zu überprüfen. Es ergab sich eine Intra-Rater-Reliabilität von bis zu 0,97 auf segmentaler Ebene, 0,83 für die L1-S1 Lordose und eine Inter-Rater-Reliabilität bis zu 0,85 (L1-S1). Bistritschan et al. [72] untersuchte 2003 in seiner Studie 31 Probanden. Dabei ergab sich eine Korrelation zwischen Röntgenbild und MediMouse von 0,97 bei der Ermittlung der Lendenlordose. Mannion et al. [51] untersuchte in einer Studie von 2004 ebenfalls die Reliabilität der MediMouse und untersuchte 20 freiwillige Probanden an zwei unterschiedlichen Tagen. Dabei ergab sich im Mittel eine gute Reliabilität von 0,82.

#### **4.3.3 Technische Grundlagen des DIERS formetric III 4D (Rasterstereographie) – Wirbelsäulenanalyse mithilfe eines lichtoptischen Messverfahrens**

Eine weitere Alternative zur Röntgenuntersuchung der Wirbelsäule stellt das DIERS formetric III 4D dar. Auch dieses Messsystem weist als grundlegende Voraussetzung ein für den Patienten unbedenkliches Messprinzip auf. Zentrale Zielsetzung dieser Formanalyse des Rückens, unter Verwendung lichtoptischer Messmethoden, ist die räumliche Erfassung der dorsalen Oberflächenstruktur des Probanden (Abbildung 10). Im ärztlichen Einsatz konnte dieses optische Prinzip nach Jahrzehnten der Entwicklung und Optimierung eine Reduktion von klassischen Röntgenuntersuchungen in zwei Ebenen ermöglichen [40]. In klinischen Untersuchungen dient die Rasterstereographie deshalb insbesondere der Diagnose von Skoliosen und skoliotischen Fehlhaltungen, deren zeitlichen Verläufen [40] und der Erfassung des sagittalen Aufbaus der Wirbelsäule (Lendenlordose und Thorakalkyphose) ([52], [73]).

Das optische Vermessen der Patienten erlaubt einen dreidimensionalen und vierdimensionalen (inkl. Bewegung) Einblick in den Verlauf der Wirbelsäule, der durch eine Vielzahl einfach und schnell messbarer Parameter gekennzeichnet ist. Das Grundprinzip des zur Anwendung kommenden Verfahrens der sog. Rasterstereographie liegt in der Ausnutzung der sog. Triangulation. Mithilfe dieses Messprinzips ist es möglich, die räumliche Position eines unbekanntes Punktes zu einem definierten Ursprung zu bestimmen. Dieses Verfahren ermöglicht daher die Lokalisation und Vermessung dreidimensionaler Strukturen. Dabei wird ein Linienpunktmuster auf den Rücken des Probanden projiziert, welches zur Vermessung des gesamten Rückenreliefs verwendet wird. Dieses wird von einer zum Projektor exakt positionierten Kamera abfotografiert. Die zusammengehörigen Punkte ergeben in beiden

Teilsystemen zwei Bildkoordinaten, mit deren Werten, sowie mit der Geometrie der Messapparatur, der dreidimensional geformte Rücken des Probanden berechnet werden kann. Das Resultat dieser Vermessung besteht zunächst aus einer großen Menge von Oberflächenkoordinaten. Für eine Beschreibung des Rückens sind diese absoluten Werte jedoch noch ungeeignet, da sie einerseits von der zufälligen Stellung des Patienten relativ zur Messeinrichtung abhängen. Andererseits sind die in den Linien enthaltenen Einzelpunkte unregelmäßig verteilt. Eine aussagekräftige Darstellung der Daten erfolgt durch eine Analyse und Verarbeitung der dreidimensionalen Punktwolke. Zur Beschreibung unregelmäßiger Körper bietet sich die Charakterisierung der Oberflächenkrümmung an. Hier wird hauptsächlich zwischen konkav, konvex und sattelförmig unterschieden und dies mit einer entsprechenden Farbe visualisiert. Eine mögliche Veranschaulichung des Rückenreliefs ist in Abbildung 10 zu sehen.

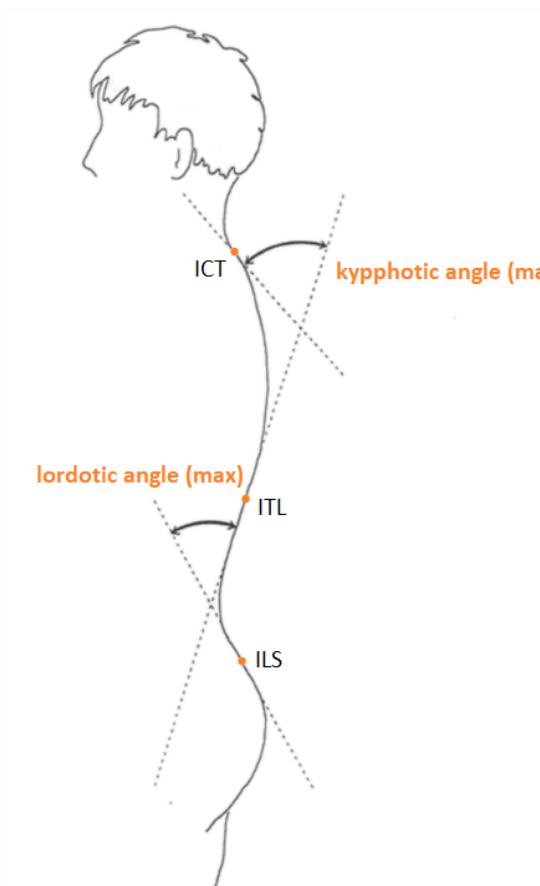


**Abbildung 10:** *Visualisierung des Rückenreliefs einer Beispielprobandin der gegenständlichen Untersuchung*

Dabei wird eine kontinuierliche rot-weiß-blaue Farbskala für konkave, konvexe und ebene Teilabschnitte verwendet (Abbildung 10). Die Intensität der Farbe verdeutlicht dabei die Stärke der Krümmung. Insbesondere Orte hoher Krümmung, wie Ecken oder Spitzen, sind in der Abbildung 10 deutlich von der Umgebung unterscheidbar. Diese Fixpunkte korrespondieren mit

darunter liegenden knöchernen Strukturen, wie der Vertebra prominens (7. Halswirbel) oder der Spina iliaca posterior superior (linkes und rechtes Lumbalgrübchen).

Für die Berechnung der Winkel der Lendenlordose und Thorakalkyphose werden in der Sagittalebene Tangenten an definierten Punkten angelegt. Um diese Punkte zu definieren, nutzt man die jeweiligen Übergänge von einer konvexen in eine konkave Oberfläche. So bezeichnet beispielsweise der Punkt „ICT“ („inflectional point cervical to thoracic spine“ -Cervicothorakaler Übergang) den Wendepunkt zwischen Halslordose und Brustkyphose, der „ITL“ („inflectional point thoracic to lumbar spine“ - Thorakolumbaler Übergang) den Wendepunkt zwischen Thorakalkyphose und Lendenlordose und der „ILS“ („inflectional point lumbar spine to sacrum“ - Lumbo-sacraler Übergang) den Wendepunkt zwischen Lendenlordose und Sakralkyphose. Für die Berechnung des Kyphosewinkels werden Tangenten an den Wendepunkten ICT und ITL gelegt und am Schnittpunkt der beiden Geraden der Kyphosewinkel definiert (siehe Abbildung 11). Der Lordosewinkel wird mithilfe des Schnittpunktes zweier Tangenten an den Wendepunkten ITL und ILS ermittelt (Abbildung 11). [59]



**Abbildung 11:** Visualisierung der Winkeldefinition und Abbildung der Wendepunkte (Abb. modifiziert nach [59])

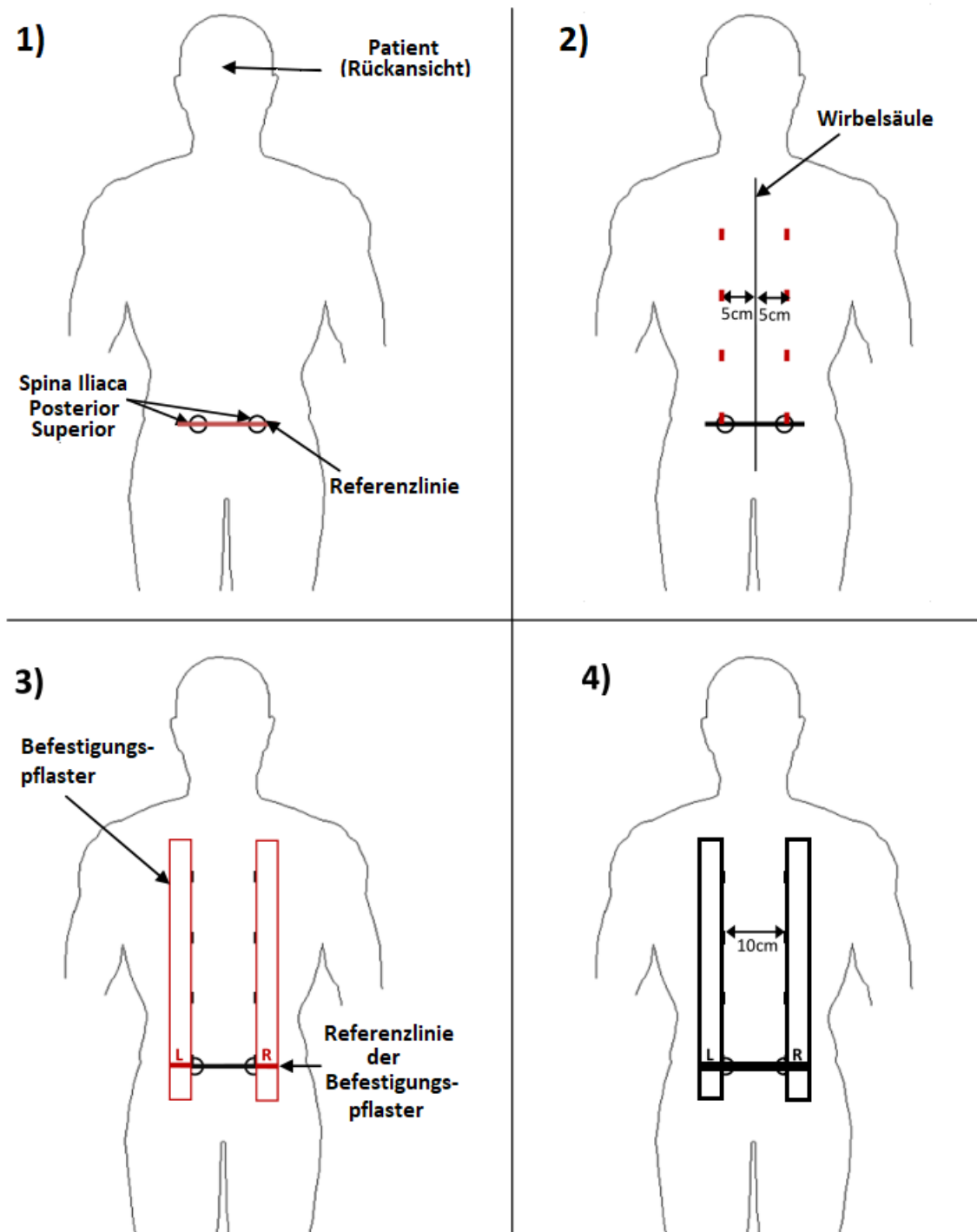
Grundlegende Voraussetzung für die Anwendbarkeit dieser alternativen Vorgehensweise ist eine angemessene Genauigkeit und Reproduzierbarkeit. Aus der Analyse von nahezu 500 Röntgenbildern ergaben sich, laut Herstellerangaben bei dem in dieser Studie verwendeten DIERS formetric III 4D, mögliche Seitabweichungen in der Frontalebene von 4 mm und Abweichungen in der Wirbelrotation von 3° [59]. In der Sagittalebene existiert ein mittlerer Fehler von 3° bei der Erfassung der Wirbelsäulenkrümmung. Frerich et al. [74] untersuchten in ihrer Studie vierzehn Probanden mit einer idiopathischen Skoliose und führten bei ihnen jeweils 30 Messungen mit dem DIERS formetric III 4D durch. Außerdem wurden bei 64 Patienten die Cobb-Winkel der Wirbelsäulenkrümmung auf Röntgenbildern mit den Werten aus Rasterstereographie-Messungen verglichen. Dabei ergab sich eine sehr hohe Reliabilität (Cronbachs  $\alpha = 0,996$ ) und eine starke Korrelation der beiden Messsysteme von 0,758 für die Lendenlordose und 0,872 für die Thorakalkyphose. Im Jahr 2015 untersuchten auch Schröder et al. [73] die Intra-Rater-Reliabilität des Rasterstereographiesystems an 20 gesunden Probanden und ermittelten für die Lendenlordose und Thorakalkyphose ICC's > 0,9.

#### **4.4 Messprozedur der drei Messsysteme**

##### **4.4.1 Epionics SPINE**

Eine Kurzzeitmessung mit Epionics SPINE dauert ca. 15 min. Zur Messvorbereitung sollte der Proband zunächst seine Schuhe ausziehen und seinen Oberkörper entkleiden, damit die Hohlplaster angebracht werden konnten. Dafür wurden zuerst die beiden Spinae iliacae posteriores superiores ertastet und auf dem Patientenrücken markiert (Abbildung 12). Danach wurden mithilfe eines Lineals und eines Hautmarkers jeweils 5 cm von der Wirbelsäule entfernt und parallel zu dieser, Markierungen auf der Haut des Probanden gezeichnet, um die korrekte Position des Pflasters zu gewährleisten. Als Referenz für die Wirbelsäule wurden die tast- oder sichtbaren Processus spinosi genutzt. Bei der Anbringung der Pflaster war auf eine genaue Positionierung der Pflasterreferenzlinie auf Höhe der linken und rechten Spina iliaca posterior superior zu achten. Da sich diese etablierten anatomischen Referenzpunkte auf Höhe des ersten sakralen Wirbels (S1) befinden, wurde somit laut Hersteller sichergestellt, dass die Messung am anatomisch kaudalen Startpunkt der Lendenlordose beginnt [58]. Nach dem Einführen der Sensorbänder in die Hohlplaster wurden diese kaudal umgeklappt, sodass ein

Herausrutschen der Bänder verhindert werden konnte. Anschließend wurden die Sensorbänder mit der Speichereinheit verbunden.



**Abbildung 12:** Markierung und Befestigung der Pflaster auf dem Rücken des Probanden [58]

Nach Eingabe der personenbezogenen anonymisierten Daten konnte mit der Choreographie begonnen werden. Dabei wurde der Proband aufgefordert alle Übungen flüssig auszuführen.

Jede Choreographie beinhaltet dabei fünf sog. Nullmessungen im entspannten Stehen, fünfmal maximale Flexion und fünfmal maximale Extension. Bei allen Übungen sollte der Proband darauf achten, dass die Knie durchgestreckt sind und die Füße schulterbreit und fest auf dem Boden verbleiben. Im entspannten Stehen sollten die Arme locker seitlich hängen (Abbildung 13, links). Bei der Flexion wurde der Proband animiert, mit den Fingerspitzen den Boden zu erreichen, jedoch die Knie weiterhin durchgesteckt zu lassen (Abbildung 13, Mitte). Auch bei der maximalen Extension sollten in Analogie die Füße fest auf dem Boden verbleiben. Die Arme hingen dabei seitlich am Oberschenkel und der Kopf sollte in den Nacken genommen werden (Abbildung 13, rechts).



*Aufrechtes Stehen*

*Flexionshaltung*

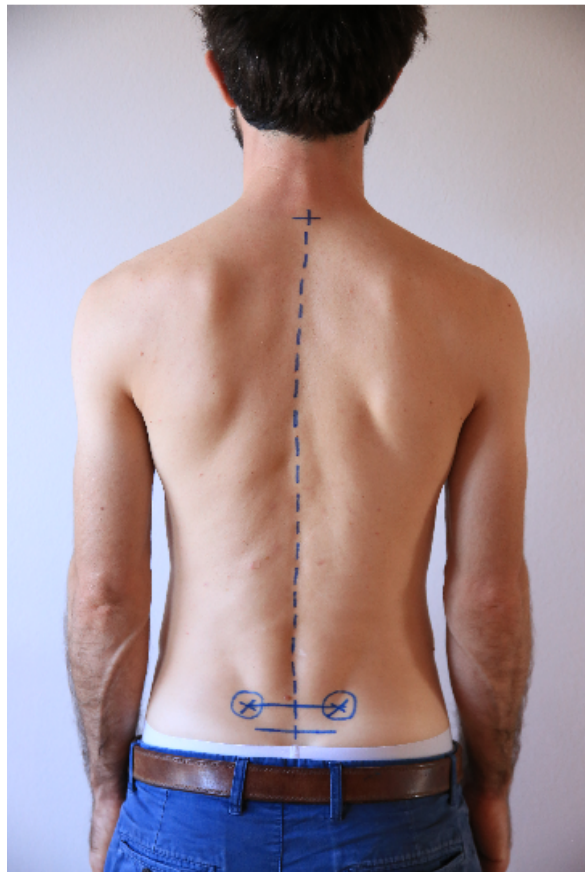
*Extensionshaltung*

**Abbildung 13:** *Epionics-Choreographie eines Probanden der gegenständlichen Studie*



#### 4.4.2 MediMouse

Die Durchführung der Messchoreographie mit der MediMouse bedarf ca. 20 min. Um die Messung vorzubereiten, wurden auf dem entkleideten Rücken des Probanden verschiedene Fixpunkte mit einem Hautmarker markiert. Zuerst wurde der siebente Halswirbel (C7) entsprechend dem Startpunkt der Messung ertastet und gekennzeichnet. Anschließend wurden alle Processi spinosi bis zum Beginn der Rima ani als Führungslinie für den Messvorgang markiert. Im Anschluss daran wurden die beiden Spinae iliacae posteriores superiores ertastet, markiert und mithilfe eines Lineals eine Verbindungslinie gezeichnet. Zwei Zentimeter unterhalb dieser Linie wurde dazu eine Parallele gezogen. An dem Punkt, wo die parallele Linie die Hilfslinie der Processus spinosi schneidet, entstand so ein Kreuz, welches als Endpunkt der Messung verwendet wurde (siehe Abbildung 14).



**Abbildung 14:** *Markierungen auf dem Rücken eines Probanden der gegenständlichen Studie*

Dem Probanden wurden dann Anweisungen für das korrekte Ausführen der jeweiligen Übung gegeben. Die Füße sollten stets fest und schulterbreit auf dem Boden stehen und die Knie

durchgestreckt werden. Während der Messung im aufrechten Stehen und bei der maximalen Flexion sollten die Arme locker seitlich hängen. Während der maximalen Extension sollten die Arme vor der Brust gekreuzt werden (siehe Abbildung 15). Die jeweilige Position wurde dann ca. eine Minute gehalten, bis die Messung beendet war. Alle drei Positionen wurden insgesamt fünfmal wiederholt. Bei der Messung mit der MediMouse musste darauf geachtet werden, dass bei Beginn der Messung die Markierung am Gehäuse genau über C7 lag und am Ende des Messvorgangs genau über dem markierten Endpunkt. Dabei wurde die MediMouse fließend, gleichmäßig und gerade geführt.



*Messung im aufrechten Stand*



*Messung Flexionshaltung*



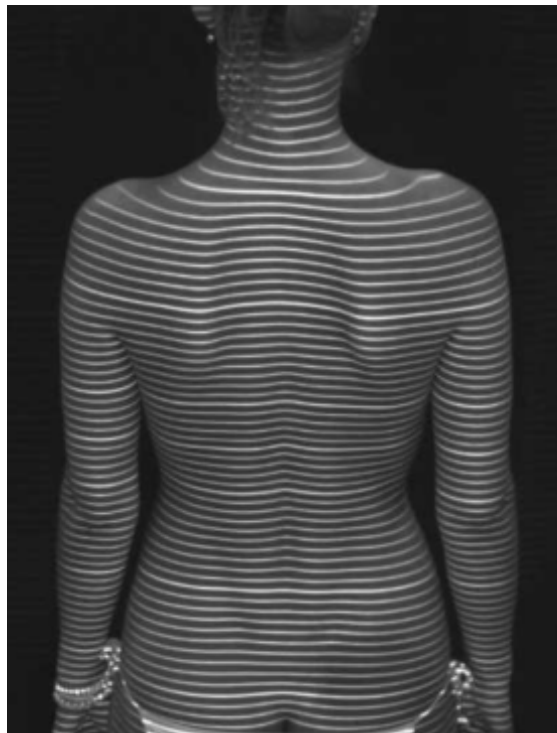
*Messung Extensionshaltung*

**Abbildung 15:** Die MediMouse-Choreographie an einem Beispielprobanden bei einer Probemessung in Vorbereitung auf die gegenständliche Studie

#### **4.4.3 DIERS formetric III 4D**

Die Messung des sagittalen Profils mit dem DIERS formetric III 4D nahm ungefähr 10 Minuten in Anspruch. In Vorbereitung der Messung wurden die Probanden dazu aufgefordert zuerst alle Licht reflektierenden Gegenstände wie Schmuck, Uhr oder Gürtel abzulegen. Probanden mit längeren Haaren wurden gebeten diese hochzubinden, sodass der Nacken frei sichtbar war. Anschließend wurde der Raum abgedunkelt und der Proband musste den Oberkörper bis zum Beginn der Rima ani entkleiden. Da das Messsystem automatisch relevante anatomische Fixpunkte errechnet, mussten keine Markierungen auf dem Probanden angebracht werden. Anschließend wurde der Proband aufgefordert sich mit dem Rücken zur Kamera in entspannter aufrechter Haltung, mit den Fersen am Fußanschlag, auf die Messplattform zu stellen. Der

Projektor wurde nun in der Höhe so eingestellt, dass der Rücken des Probanden mittig auf dem Bildschirm zu sehen war (Abbildung 16). Die anschließende Messung dauerte 5 Sekunden und wurde nach dem Start selbstständig beendet (Modus: „4D-Average“). In diesem Zeitraum wurden jeweils 30 Einzelmessungen vom jeweiligen Probanden erzeugt und anschließend gemittelt. Dies hat das Ziel eine möglichst repräsentative Aussage zur individuellen Körperposition zu erhalten. Um fünf unabhängige Messungen zu erhalten, musste der Proband die Messplattform zwischen den Messungen verlassen und erneut betreten. Eine maximale Flexion und Extension konnte mit der Rasterstereographie nicht ermittelt werden, da aufgrund der Anordnung der Kamera und des Projektors nur kleine Oberkörperneigungen mit dem System erfassbar sind.



**Abbildung 16:** *Beispiel für eine Rasterstereographie-Messung* [59]

#### **4.5 Die statistische Analyse**

Die resultierenden Messdaten der 30 Probanden und drei Systeme wurden zunächst einer Intra-Rater-Reliabilitätsuntersuchung unterzogen. Dazu wurden Intra-class-correlation Koeffizienten (*ICCs*, Modell: two-way mixed single-measure; absolute agreement) unter Zuhilfenahme von SPSS (IBM SPSS Statistics 25; SPSS Inc., Chicago IL, USA) bestimmt ([75], [76]). Cicchetti [77] folgend wurden *ICCs* kleiner als 0,4 als schwach, zwischen 0,4 und 0,59 als fair, zwischen 0,6 und 0,74 als gut und schließlich zwischen 0,75 und 1,0 als exzellent gewertet.

Anschließend wurde in einem ersten Schritt eine deskriptive statistische Analyse der drei Messsysteme durchgeführt. Mittels SPSS wurden dazu relevante deskriptive Parameter, wie der arithmetische Mittelwert und die Standardabweichung (SD) bestimmt. Als wesentliche Grundlage für das Vorgehen wurde mittels Kolmogorov-Smirnov-Test das Auftreten einer Normalverteilung in allen zu untersuchenden Messgruppen evaluiert. Die Ergebnisse der deskriptiven Analyse wurden durch Balkendiagramme (EXCEL 2010, Microsoft Corporation) visualisiert. Anschließend wurde eine schließende statistische Analyse (parametrische Statistik) mittels eines Zweistichproben-t-Tests für abhängige Stichproben bzw. einer Varianzanalyse mit Messwiederholungen durchgeführt. Auf die Varianzanalyse mit drei abhängigen Stichproben folgte ein Post-Hoc-Test nach Bonferroni. Der Einfluss des Geschlechts auf die gemessenen Werte wurde mithilfe eines Zweistichproben-t-Tests für unabhängige Stichproben evaluiert. Ein p-Wert kleiner als 0,05 ( $\alpha$ , Signifikanzniveau) wurde als statistisch signifikant gewertet. Zusätzlich wurden die Ergebnisse der 3 Messsysteme einer Korrelationsanalyse unterzogen. Zur Anwendung kam dabei der Korrelationskoeffizient nach Pearson. Die Stärke der Pearson-Korrelation wurde nach Ratner [78] beurteilt (0 - 0,3 schwach; 0,3 - 0,7 moderat; 0,7 - 1,0 stark/ausgeprägt).

#### **4.6 Literaturrecherche zur Überprüfung der Vergleichbarkeit nicht-invasiver Verfahren mit Referenzwerten aus radiologischen Untersuchungen**

Wie im Kapitel 3.4 erläutert, wurden in dieser Studie ausschließlich strahlungsfreie Methoden verwendet. Diese ermöglichen eine gefahrlose Ermittlung von spinalen Form- und Beweglichkeitsparametern von asymptomatischen Probanden. Aufgrund ethischer Prinzipien wurden daher keine radiologischen Messverfahren angewendet, obgleich diese dem klinischen Goldstandard entsprechen.

Im Anschluss an die experimentelle Studie und die statistische Auswertung der Ergebnisse wurde jedoch eine umfassende Literaturrecherche durchgeführt, um radiologische Referenzwerte asymptomatischer Probanden mit den hier ermittelten Ergebnissen vergleichen zu können. Gesucht wurden Studien, welche die Lendenlordose, Thorakalkyphose oder den RoM bei asymptomatischen, rüchenschmerzfreien Probanden radiologisch untersuchten. Die Literaturrecherche stützte sich dabei auf die Onlinedatenbank PubMed (National Library of Medicine and National Institute of Health, USA), wobei die folgenden wesentlichen Stichworte für die Suche genutzt wurden:

- Radiographic evaluation,
- Measurement,
- Lumbar lordosis ,
- Thoracic kyphosis und der
- Lumbar range of motion.

Bei der Sichtung einer Vielzahl an Veröffentlichungen wurden verschiedene Kriterien für den Einschluss definiert. Eingeschlossen wurden Studien, welche den folgenden Kriterien genügten:

- asymptomatische Probanden ohne Rückenschmerzen oder vorherige Operation an der Wirbelsäule,
- mittleres Alter zwischen 20 und 50 Jahren,
- Vermessung der Lendenlordose und Thorakalkyphose mittels Cobb-Methode als maximale Lordose oder L1-S1 Lordose bzw. maximale Kyphose oder T1-T12 Kyphose,
- Vermessung des RoM der gesamten Lendenwirbelsäule von L1 bis S1.

Ein mittleres Alter zwischen 20 und 50 Jahren wurde für die Literaturrecherche aller drei Charakteristika vorausgesetzt, um eine Vergleichbarkeit mit der gegenwärtigen Studie zu

erhalten. Anschließend wurden die identifizierten Referenzwerte anderer Arbeitsgruppen den eigenen Mittelwerten der drei untersuchten Messsysteme für Form- und Beweglichkeitsparameter gegenübergestellt.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Probanden

An der Studie nahmen insgesamt 30 Probanden freiwillig teil. Davon waren 15 Männer und 15 Frauen. Der bei allen Probanden bestimmte VAS-Wert vor der Vermessung lag bei 0, sodass Rückenschmerzen bei keinem Teilnehmer vorlagen. Das mittlere Alter der Probanden betrug 32,5 Jahre und die Standardabweichung lag bei 4,7 Jahren. Unterteilt nach Geschlecht war bei den männlichen Probanden das mittlere Alter  $32,8 \pm 5,4$  Jahre und bei den weiblichen Probanden  $32,2 \pm 4,1$  Jahre. Die mittlere Größe der Probanden betrug  $174,0 \pm 9,1$  cm. Männer waren dabei im Mittel  $181,4 \pm 5,2$  cm und Frauen  $166,6 \pm 5,4$  cm groß. Das mittlere Gewicht beider Geschlechter betrug  $68,7 \pm 12,9$  kg. Männer wogen im Mittel  $78,5 \pm 9,4$  kg und Frauen  $58,9 \pm 7,2$  kg. Der mittlere Body-Mass-Index (BMI) betrug  $22,5 \pm 2,8$  kg/m<sup>2</sup>, wobei männliche Probanden einen BMI von  $23,8 \pm 2,2$  kg/m<sup>2</sup> und weibliche Teilnehmer einen BMI  $21,2 \pm 2,7$  kg/m<sup>2</sup> aufwiesen.

### 5.2 Analyse der Intra-Rater-Reliabilität der verwendeten Messsysteme

Die Analyse der Intra-Rater-Reliabilität mittels Intra-Class-Correlation Koeffizient der fünf Einzelmessungen (Tabelle 2) ergab für alle Messsysteme und für alle erfassten Parameter Werte zwischen 0,794 (RoE, MediMouse) und 0,996 (RoF, Epionics). Dem Bewertungsschema von Cicchetti [77] folgend kann die Reliabilität für alle erfassten Parameter daher als exzellent bewertet werden. Für Epionics SPINE wurden Werte zwischen 0,941 – 0,996 und für die MediMouse ICCs zwischen 0,794 – 0,933 ermittelt. Die geringste Reliabilität trat dabei bei den gemessenen Beweglichkeitsparametern mittels MediMouse auf. Auch das DIERS formetric III 4D zeigte eine sehr gute Reliabilität mit ICCs zwischen 0,860 – 0,948. Die Erfassung der Thorakalkyphose zeigte dabei eine geringere Reliabilität als die Vermessung der Lendenlordose.

**Tabelle 2:** *Intra-class correlation (ICC) von fünf Einzelmessungen für jedes Messsystem bezogen auf die untersuchten Parameter. RoM: Range of Motion, RoF: Range of Flexion, RoE: Range of Extension*

| System                 | Lendenlordose | Kyphose | RoF   | RoE   | RoM   |
|------------------------|---------------|---------|-------|-------|-------|
| Epionics SPINE         | 0,941         | -       | 0,996 | 0,944 | 0,968 |
| MediMouse              | 0,933         | 0,933   | 0,860 | 0,794 | 0,917 |
| DIERS formetric III 4D | 0,948         | 0,860   | -     | -     | -     |

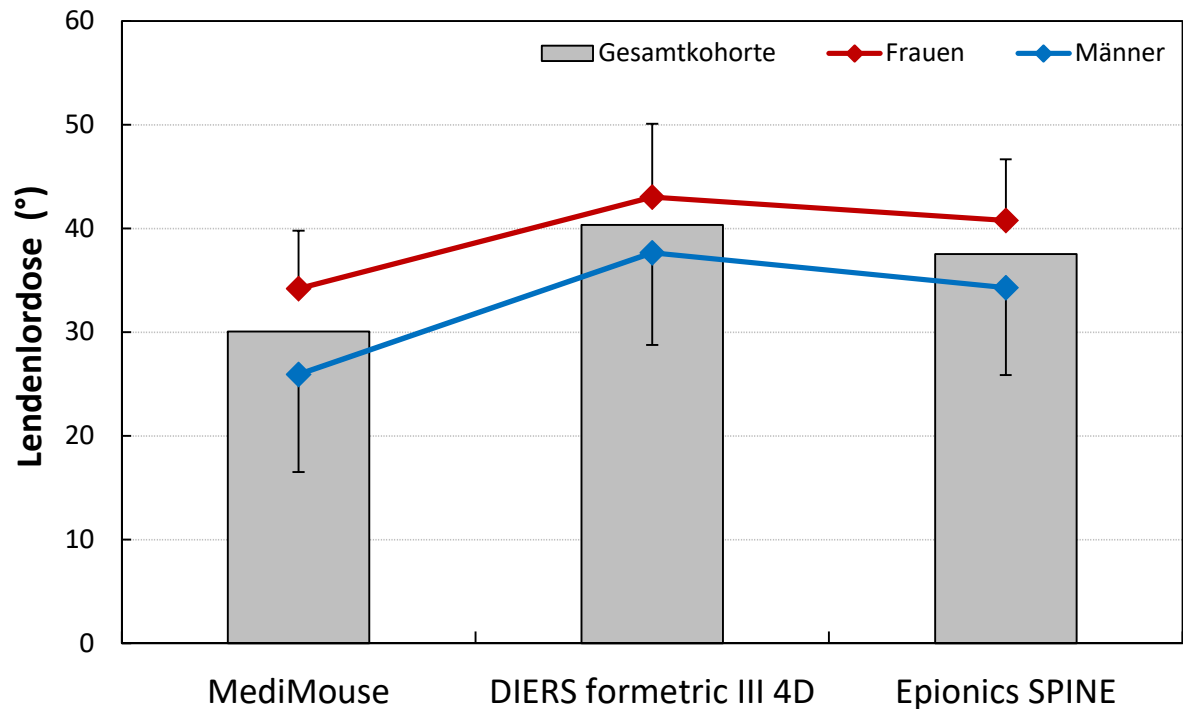
### 5.3 Analyse des statischen sagittalen Aufbaus der Wirbelsäule im Stehen

Die Analyse mittels Kolmogorov-Smirnov-Test konnte bei allen hier untersuchten Messgruppen aufzeigen, dass die Lendenlordose und Thorakalkyphose einer Normalverteilung folgen. Beispielhaft sei dies hier für die Analyse der Thorakalkyphose mittels Rasterstereographie der Gesamtkohorte angegeben. Der Kolmogorov-Smirnov-Test ergab einen p-Wert von 0,976 welcher deutlich oberhalb des definierten Signifikanzniveaus  $\alpha$  von 0,05 liegt.

#### 5.3.1 Lendenlordose

Beim Vergleich identischer Probanden resultierte die Messung der Lendenlordose mittels der drei Systeme in unterschiedlichen absoluten Lordosewerten. Das DIERS formetric III 4D zeigte dabei den höchsten Wert von  $40,3^\circ$  für alle 30 Probanden (Abbildung 17). Die MediMouse ergab den geringsten Lordosewert von  $30,1^\circ$  aller Messsysteme.





**Abbildung 17:** Vergleich der mittleren Lordosewerte der drei evaluierten Messsysteme für die Gesamtkohorte von 30 Probanden (grau) und für Männer (blau) und für Frauen (rot) separat

Die Varianzanalyse zeigte einen signifikanten Unterschied der ermittelten Lordosewerte zwischen den drei Messsystemen ( $p < 0,001$ ). Unter Zuhilfenahme des Post-hoc-Bonferroni-Tests konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Lordosewerten der MediMouse und des DIERS formetric III 4D ermittelt werden ( $p < 0,001$ ). Auch zwischen Epionics SPINE und der MediMouse ergab sich an dieser Stelle ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,001$ ). Zwischen den Lordosewerten von Epionics SPINE und dem DIERS formetric III 4D konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden. Die beschriebenen statistischen Unterschiede hinsichtlich des Einflusses der Systeme auf die gemessene Lendenlordose konnten analog auch geschlechtsspezifisch für Männer und Frauen nachgewiesen werden. Für Männer ergab sich erneut für die Rasterstereographie der höchste Wert der Lendenlordose mit  $37,6^\circ$ . Die MediMouse ergab den kleinsten Mittelwert von  $25,9^\circ$ . Bei Frauen reichten die Mittelwerte von  $43,0^\circ$  bei dem DIERS formetric III 4D bis  $34,2^\circ$  bei der MediMouse. Die Varianzanalyse zeigte bei beiden Geschlechtern auch hier einen signifikanten Unterschied zwischen den drei Systemen, welcher durch den Post-hoc-Bonferroni-Test spezifiziert wurde. Die MediMouse-Lordosewerte waren bei Männern und Frauen signifikant kleiner als bei Epionics SPINE und dem DIERS formetric III 4D (Tabelle 3). Zwischen dem DIERS formetric III 4D und Epionics SPINE ergab sich

analog für Männer und Frauen separat kein signifikanter Unterschied in der gemessenen Lordose. Eine detaillierte Übersicht zur deskriptiven und schließenden Statistik ist in der folgenden Tabelle 3 dargestellt.

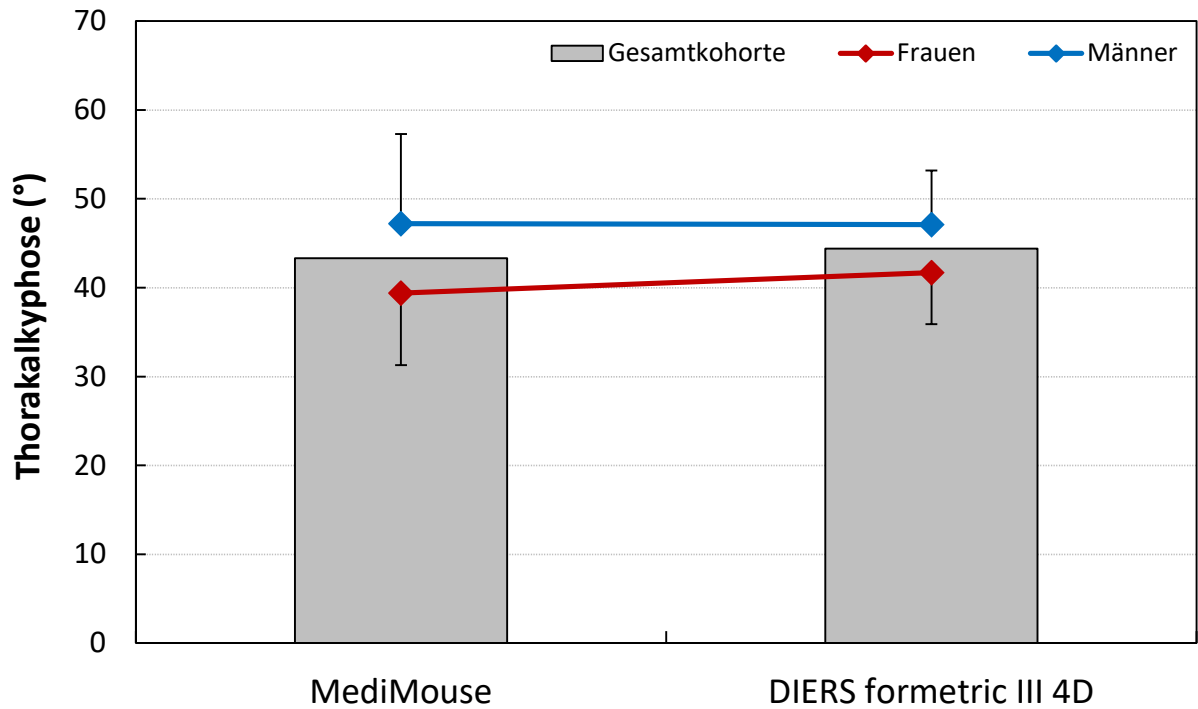
**Tabelle 3:** Deskriptive und schließende Statistik für die Analyse der Lendenlordose mittels der drei Messsysteme

|                                      | Medi Mouse (MM) | DIERS formetric III 4D (DF) | Epionics SPINE (ES) | Varianzanalyse (p-Wert) | Post hoc (p-Wert) |           |                  |
|--------------------------------------|-----------------|-----------------------------|---------------------|-------------------------|-------------------|-----------|------------------|
|                                      |                 | Mittelwert (SD)             |                     |                         | MM vs. DF         | DF vs. ES | ES vs. MM        |
| <b>Lendenlordose (Gesamtkohorte)</b> | 30,1°<br>(8,7°) | 40,3°<br>(8,3°)             | 37,5°<br>(7,9°)     | <b>&lt;0,001</b>        | <b>&lt;0,001</b>  | 0,156     | <b>&lt;0,001</b> |
| <b>Lendenlordose (Männer)</b>        | 25,9°<br>(9,4°) | 37,6°<br>(8,9°)             | 34,3°<br>(8,4°)     | <b>&lt;0,001</b>        | <b>0,001</b>      | 0,449     | <b>0,009</b>     |
| <b>Lendenlordose (Frauen)</b>        | 34,2°<br>(5,6°) | 43,0°<br>(7,1°)             | 40,8°<br>(5,9°)     | <b>&lt;0,001</b>        | <b>0,001</b>      | 0,654     | <b>0,002</b>     |

Zusätzlich zum Einfluss des Messsystems auf die Lendenlordose konnte ein signifikanter Einfluss des Geschlechts in zwei von drei Systemen nachgewiesen werden. Sowohl für die MediMouse ( $p = 0,007$ ) als auch für Epionics SPINE ( $p = 0,021$ ) zeigten Frauen eine signifikant größere Lordose als Männern. Beim DIERS formetric III 4D ergab sich ebenfalls ein deskriptiver Unterschied von  $5,4^\circ$  zwischen den Geschlechtern, welcher allerdings nicht statistisch signifikant ausfiel ( $p = 0,077$ ).

### 5.3.2 Thorakalkyphose

Im Gegensatz zur lumbalen Lordose konnten bei der Vermessung der Thorakalkyphose der 30 freiwilligen Probanden annähernd identische mittlere Werte für die MediMouse und das DIERS formetric III 4D bestimmt werden. Das DIERS formetric III 4D ermittelte dabei eine Kyphose von  $44,4^\circ$ . Die MediMouse-Messung ergab bei den gleichen Probanden einen mittleren Kyphosewert von  $43,3^\circ$  (Abbildung 18). Mit Epionics SPINE konnte die Thorakalkyphose nicht ermittelt werden, weshalb die Analyse in diesem Bereich nur mit zwei Systemen durchgeführt wurde.



**Abbildung 18:** Vergleich der mittleren Thorakalkyphose der zwei evaluierten Messsysteme für die Gesamtkohorte von 30 Probanden (grau) und für Männer (blau) und für Frauen (rot) separat. Mithilfe des Zweistichproben-t-Tests für abhängige Stichproben konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Kyphosemittelwerten der beiden Systeme nachgewiesen werden ( $p = 0,343$ ). Weitere Details zur deskriptiven und schließenden Statistik sind in Tabelle 4 zu finden.

**Tabelle 4:** Deskriptive und schließende Statistik für die Analyse der Thorakalkyphose mittels der zwei Messsysteme

|                                | MediMouse          | DIERS formetric III 4D | t-Test (p-Wert) |
|--------------------------------|--------------------|------------------------|-----------------|
|                                | Mittelwert<br>(SD) |                        |                 |
| <b>Kyphose (Gesamtkohorte)</b> | 43,3°<br>(9,8°)    | 44,4°<br>(6,5°)        | 0,343           |
| <b>Kyphose (Männer)</b>        | 47,2°<br>(10,1°)   | 47,1°<br>(6,1°)        | 0,928           |
| <b>Kyphose (Frauen)</b>        | 39,4°<br>(8,1°)    | 41,7°<br>(5,8°)        | 0,131           |

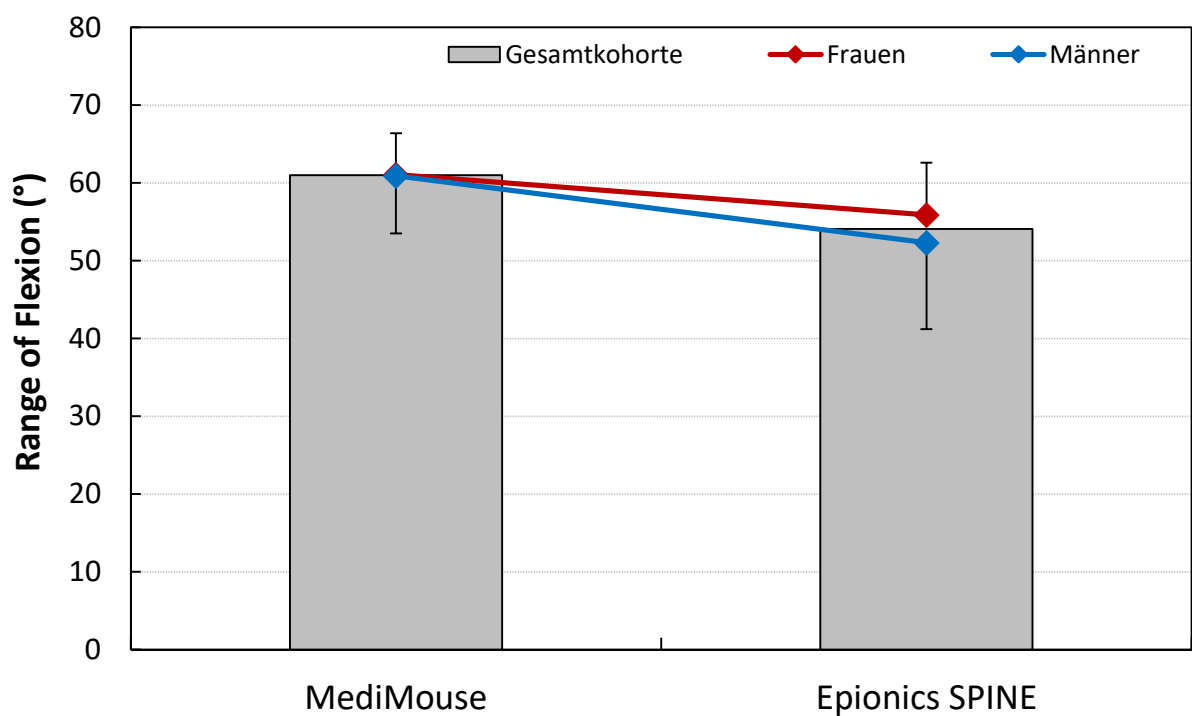
Der nicht vorhandene Einfluss des Messsystems auf die Evaluation der Thorakalkyphose zeigte sich auch bei der geschlechtsspezifischen Analyse der Mittelwerte. Auch bei Männern ermittelten die beiden Systeme annähernd gleiche Kyphosewerte. Das DIERS formetric III 4D zeigte einen Kyphosewert von 47,1°. Die MediMouse zeigte hier einen mittleren Kyphosewert von 47,2°. Der kleine deskriptive Unterschied der beiden Mittelwerte bestätigt sich auch in der fehlenden Signifikanz im t-Test ( $p = 0,928$ ). Für Frauen hatte das System einen größeren Einfluss auf den Kyphosewert. Das DIERS formetric III 4D ermittelte hier den höheren Wert von 41,7° im Vergleich zur MediMouse mit 39,4°. Der im t-Test ermittelte p-Wert war hier kleiner ( $p = 0,131$ ), jedoch analog zum Ergebnis der Gesamtkohorte und Teilkohorte der Männer konnte auch hier keine Signifikanz nachgewiesen werden.

Im Gegensatz zum fehlenden Einfluss des Messsystems hatte allerdings das Geschlecht der Probanden einen Einfluss auf die Ergebnisse der Thorakalkyphose. Beide Systeme ermittelten hier bei Männern eine stärkere Kyphose als bei Frauen. Das DIERS formetric III 4D zeigte im t-Test bei Männern eine signifikant größere Kyphose als bei Frauen ( $p = 0,021$ ). Auch für die MediMouse ergab sich analog eine statistisch signifikant größere Kyphose bei Männern ( $p = 0,026$ ; Tabelle 4).

## 5.4 Analyse der Wirbelsäulenbeweglichkeit

### 5.4.1 Range of Flexion

Bei der Evaluation des RoF der Lendenwirbelsäule bei 30 identischen Probanden erzielten die beiden Messsysteme Epionics SPINE und MediMouse unterschiedliche Absolutwerte. Die MediMouse ermittelte hier den größeren RoF von 61,0°. Epionics SPINE resultierte in einem Wert von 54,1° (Abbildung 19). Es zeigte sich ein signifikanter Unterschied des RoF der beiden Messsysteme ( $p < 0,001$ ).



**Abbildung 19:** Vergleich des Flexions-Bewegungsumfanges in der Lendenwirbelsäule der zwei evaluierten Messsysteme für die Gesamtkohorte von 30 Probanden (grau) und für Männer (blau) und für Frauen (rot) separat

Weitere Details zur deskriptiven und schließenden Statistik können der folgenden Tabelle 5 entnommen werden.

**Tabelle 5:** Deskriptive und schließende Statistik für die Analyse des RoF mittels der zwei Messsysteme

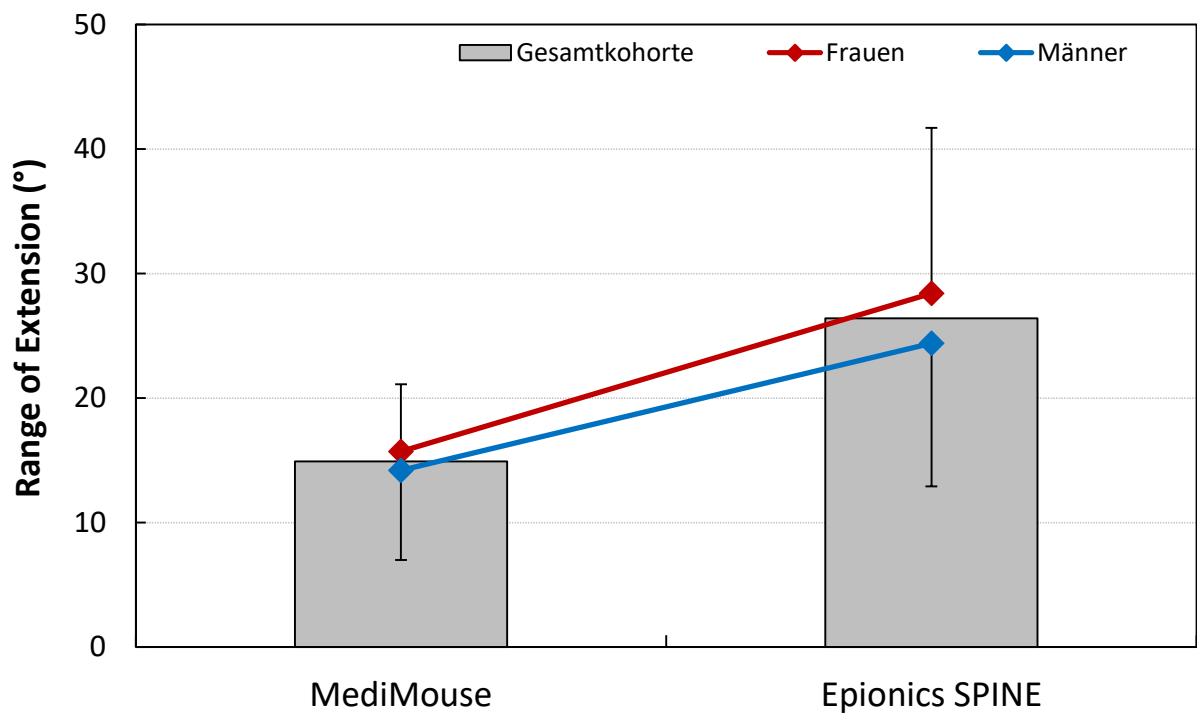
|                         | <b>MediMouse</b>   | <b>Epionics SPINE</b> | <b>t-Test</b>    |
|-------------------------|--------------------|-----------------------|------------------|
|                         | Mittelwert<br>(SD) |                       | (p-value)        |
| <b>RoF</b>              | 61,0°<br>(6,3°)    | 54,1°<br>(9,2°)       | <b>&lt;0,001</b> |
| <b>RoF<br/>(Männer)</b> | 60,9°<br>(7,4°)    | 52,3°<br>(11,1°)      | <b>0,002</b>     |
| <b>RoF<br/>(Frauen)</b> | 61,1°<br>(5,3°)    | 55,9°<br>(6,7°)       | <b>0,018</b>     |

Der statistisch signifikante Unterschied des RoF zwischen den zwei Messsystemen bestätigte sich auch bei der Untersuchung der Teilkohorten von Männern und Frauen. Bei Männern ermittelte erneut die MediMouse einen größeren RoF von 60,9°. Epionics SPINE zeigte einen signifikant kleineren RoF von 52,3°. Auch bei Frauen zeigte die MediMouse einen höheren Mittelwert für den RoF mit 61,1°, wohingegen Epionics einen signifikant kleineren RoF von 55,9° für die gleichen Probandinnen ermittelte (Tabelle 5).

Sowohl die MediMouse als auch Epionics SPINE konnten bei der Vergleichsmessung rein deskriptiv einen höheren RoF bei Frauen aufzeigen. Allerdings war dieser Unterschied sowohl bei der MediMouse ( $p = 0,946$ ) als auch bei Epionics SPINE ( $p = 0,288$ ) nicht signifikant.

## 5.4.2 Range of Extension

Die Analyse des RoE mittels MediMouse und Epionics SPINE zeigte, dass beide Systeme deutlich voneinander abweichende Werte messen. Epionics SPINE ermittelte eine höhere Beweglichkeit mit einem RoE von 26,4°. Die MediMouse zeigte bei den gleichen Probanden einen signifikant kleineren RoE von 14,9° (siehe Abbildung 20 und Tabelle 6).



**Abbildung 20:** Vergleich des Extensions-Bewegungsumfanges (RoE) in der Lendenwirbelsäule der zwei evaluierten Messsysteme für die Gesamtkohorte von 30 Probanden (grau) und für Männer (blau) und Frauen (rot) separat

**Tabelle 6:** Deskriptive und schließende Statistik für die Analyse des RoE mittels der zwei evaluierten Messsysteme

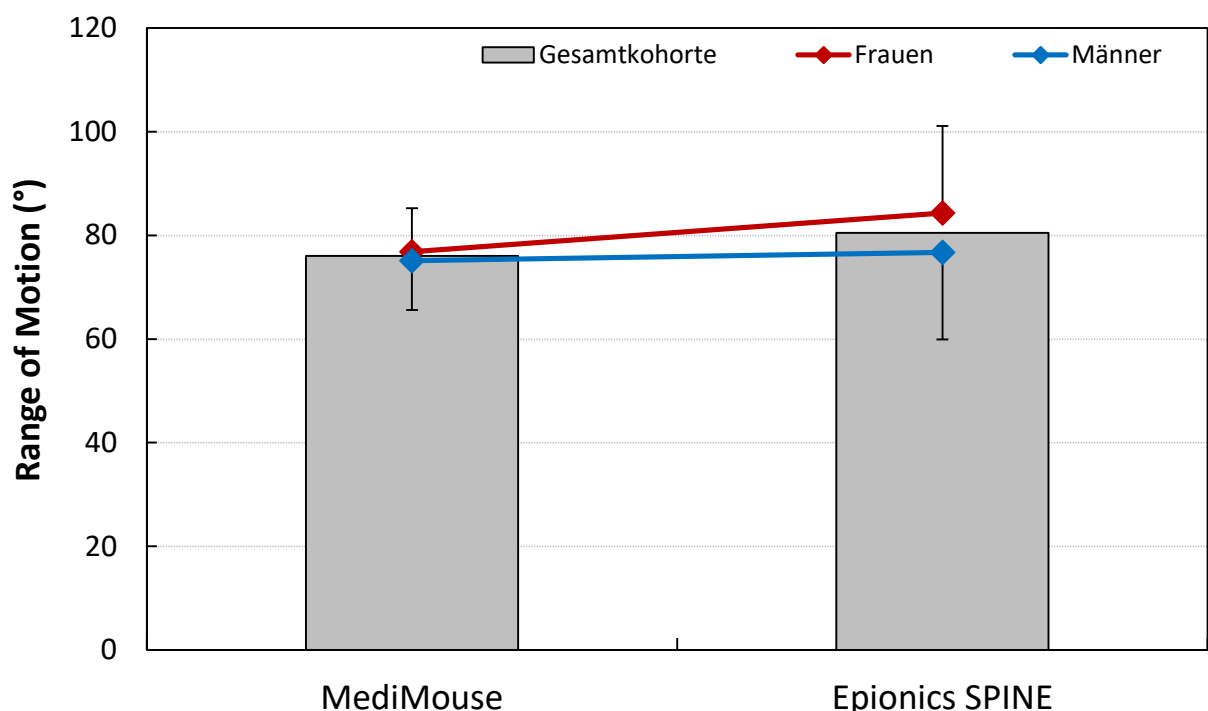
|                         | MediMouse          | Epionics SPINE   | t-Test           |
|-------------------------|--------------------|------------------|------------------|
|                         | Mittelwert<br>(SD) |                  | p-value          |
| <b>RoE</b>              | 14,9°<br>(6,3°)    | 26,4°<br>(12,4°) | <b>&lt;0,001</b> |
| <b>RoE<br/>(Männer)</b> | 14,2°<br>(7,2°)    | 24,4°<br>(11,5°) | <b>0,001</b>     |
| <b>RoE<br/>(Frauen)</b> | 15,7°<br>(5,4°)    | 28,4°<br>(13,3°) | <b>0,001</b>     |

Analog zu bereits erwähnten Parametern wurde auch an dieser Stelle eine geschlechtsspezifische Analyse der Teilkohorten durchgeführt. Dabei bestätigte sich das Ergebnis der Gesamtkohorte auch bei Männern und Frauen separat. Sowohl bei Männern (24,4°) als auch bei Frauen (28,4°) ermittelte Epionics SPINE einen signifikant größeren RoE als das Vergleichsmesssystem MediMouse (Tabelle 6). Dieses zeigte bei Männern einen RoE von 14,2° und bei Frauen von 15,7°.

Ein Einfluss des Geschlechts auf den RoE konnte für die beiden Systeme nicht nachgewiesen werden. Der rein deskriptiv höhere RoE bei Frauen war weder bei Epionics SPINE ( $p = 0,393$ ) noch bei der MediMouse ( $p = 0,523$ ) signifikant.

### 5.4.3 Range of Motion

Bei der Ermittlung des RoM der Lendenwirbelsäule mittels Epionics SPINE und der MediMouse zeigte sich zwar ein geringer deskriptiver Unterschied der Absolutwerte (Epionics SPINE: 80,5°; MediMouse: 76,0°) (Abbildung 21 und Tabelle 7), welcher allerdings statistisch nicht signifikant war ( $p = 0,106$ ).



**Abbildung 21:** Vergleich des lumbalen Gesamtbewegungsumfanges (RoM) in der Lendenwirbelsäule der zwei evaluierten Messsysteme für die Gesamtkohorte von 30 Probanden (grau) und für Männer (blau) und Frauen (rot) separat



**Tabelle 7:** Deskriptive und schließende Statistik für die Analyse des RoM mittels der zwei evaluierten Messsysteme

|                         | MediMouse          | Epionics SPINE   | t-Test  |
|-------------------------|--------------------|------------------|---------|
|                         | Mittelwert<br>(SD) |                  | p-value |
| <b>RoM</b>              | 76,0°<br>(8,9°)    | 80,5°<br>(16,9°) | 0,106   |
| <b>RoM<br/>(Männer)</b> | 75,1°<br>(9,5°)    | 76,7°<br>(16,8°) | 0,691   |
| <b>RoM<br/>(Frauen)</b> | 76,8°<br>(8,4°)    | 84,3°<br>(16,8°) | 0,063   |

Bei der geschlechtsspezifischen Untersuchung der beiden Teilkohorten bestätigte sich das Ergebnis. Epionics SPINE ermittelte sowohl bei Männern (76,7°) als auch bei Frauen (84,3°) eine höhere Gesamtbeweglichkeit der Lendenwirbelsäule als die MediMouse (Männer: 75,1°; Frauen: 76,8°). Bei Frauen war der Einfluss des Messsystems mit 7,5° Unterschied zwar größer, eine Signifikanz des Ergebnisses im t-Test ließ sich aber sowohl für Männer als auch für Frauen nicht bestätigen (Tabelle 7).

Das Geschlecht der Probanden als Einflussfaktor auf den RoM zeigte analog zur Untersuchung des RoF und RoE zwar eine deskriptive Differenz, wobei bei Frauen durch beide Systeme erneut höhere Werte für den RoM ermittelt wurden. Eine statistische Signifikanz der unterschiedlichen Ergebnisse ließ sich aber sowohl bei Epionics SPINE ( $p = 0,229$ ) als auch bei der MediMouse ( $p = 0,616$ ) nicht feststellen.

## 5.5 Korrelation zwischen den strahlungsfreien Messsystemen

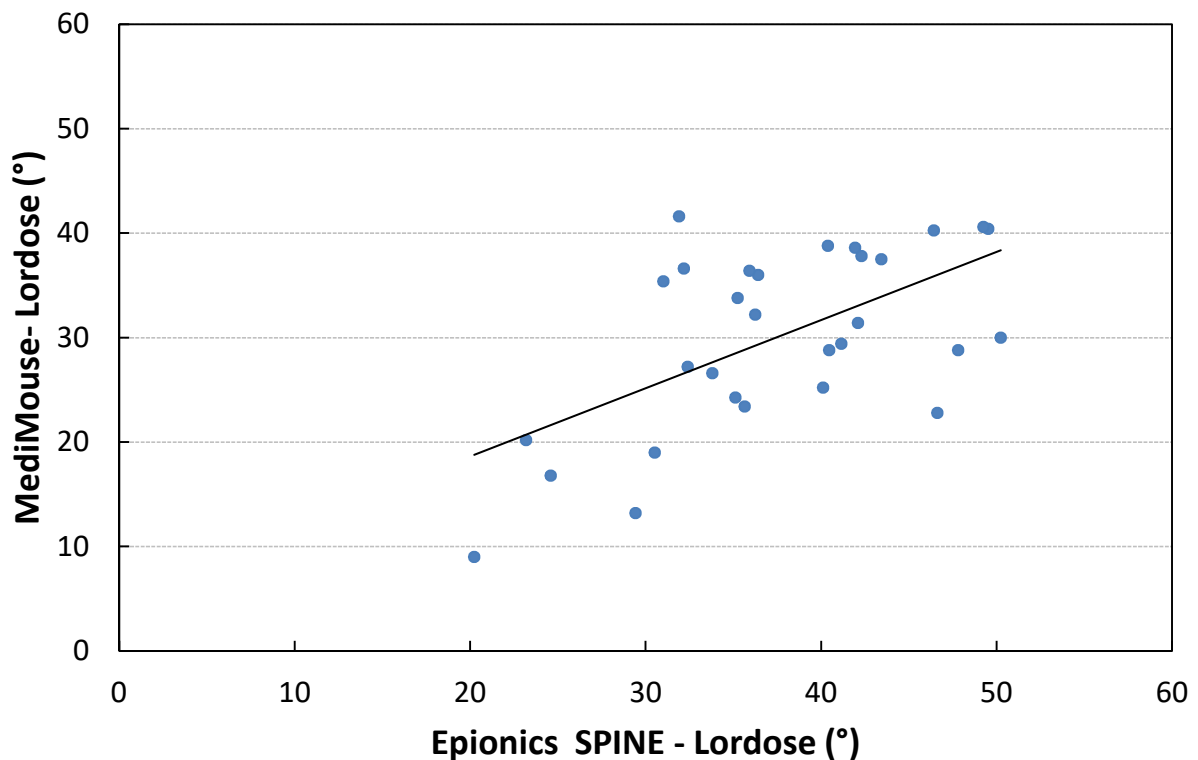
Zusätzlich zu den absoluten Werten wurde eine Korrelationsanalyse zwischen den Messsystemen durchgeführt, deren zentrale Ergebnisse der folgenden Tabelle 8 entnommen werden können.

**Tabelle 8:** Korrelationsanalyse zwischen den einzelnen Messsystemen für alle ermittelten Parameter der Wirbelsäulenform und –beweglichkeit (*r*-Gesamtkohorte (*r*-Mann; *r*-Frau)). Alle mit „\*“ aufgelisteten Pearson-Korrelationskoeffizienten (*r*) sind statistisch signifikant mit:  $p < 0,05$

|                        | MediMouse                           | DIERS formetric III 4D               | Epionics SPINE                      |
|------------------------|-------------------------------------|--------------------------------------|-------------------------------------|
| <b>Lordose</b>         |                                     |                                      |                                     |
| MediMouse              | <b>1,00</b>                         | <b>0,54*</b><br>(♂: 0,52*; ♀: 0,37)  | <b>0,59*</b><br>(♂: 0,48; ♀: 0,50)  |
| DIERS formetric III 4D | <b>0,54*</b><br>(♂: 0,52*; ♀: 0,37) | <b>1,00</b>                          | <b>0,56*</b><br>(♂: 0,51; ♀: 0,47)  |
| Epionics SPINE         | <b>0,59*</b><br>(♂: 0,48; ♀: 0,50)  | <b>0,56*</b><br>(♂: 0,51; ♀: 0,47)   | <b>1,00</b>                         |
| <b>Kyphose</b>         |                                     |                                      |                                     |
| MediMouse              | <b>1,00</b>                         | <b>0,78*</b><br>(♂: 0,76*; ♀: 0,71*) | -                                   |
| DIERS formetric III 4D | <b>0,78*</b><br>(♂: 0,76; ♀: 0,71*) | <b>1,00</b>                          | -                                   |
| <b>RoF</b>             |                                     |                                      |                                     |
| MediMouse              | <b>1,00</b>                         | -                                    | <b>0,48*</b><br>(♂: 0,60*; ♀: 0,24) |
| Epionics SPINE         | <b>0,48*</b><br>(♂: 0,60*; ♀: 0,24) | -                                    | <b>1,00</b>                         |
| <b>RoE</b>             |                                     |                                      |                                     |
| MediMouse              | <b>1,00</b>                         | -                                    | <b>0,53*</b><br>(♂: 0,57*; ♀: 0,49) |
| Epionics SPINE         | <b>0,53*</b><br>(♂: 0,57*; ♀: 0,49) | -                                    | <b>1,00</b>                         |
| <b>RoM</b>             |                                     |                                      |                                     |
| MediMouse              | <b>1,00</b>                         | -                                    | <b>0,47*</b><br>(♂: 0,41; ♀: 0,51)  |
| Epionics SPINE         | <b>0,47*</b><br>(♂: 0,41; ♀: 0,51)  | -                                    | <b>1,00</b>                         |

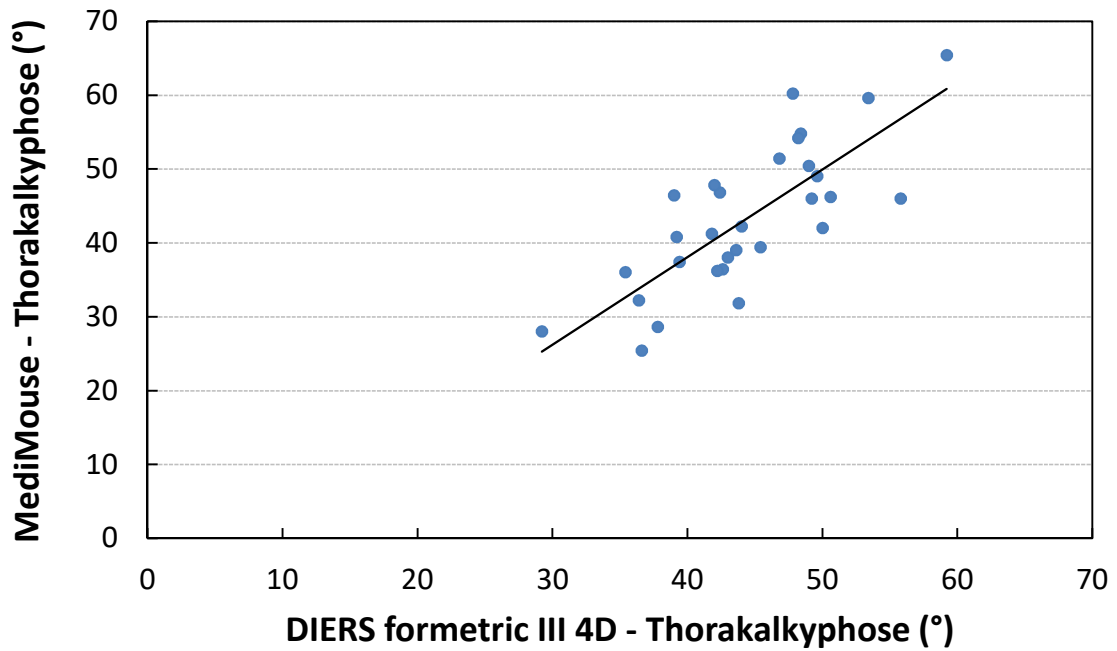
Bei der Analyse der Lendenlordose ergaben sich signifikante Korrelationen zwischen den drei Verfahren. Die stärkste Korrelation lag zwischen dem Epionics SPINE und der MediMouse vor. Hier betrug der Pearson-Korrelationskoeffizient 0,59 (Abbildung 22). Zwischen MediMouse und

Rasterstereographie zeigte sich eine moderate Korrelation von 0,54 (Einteilung nach Ratner et al. [78]).



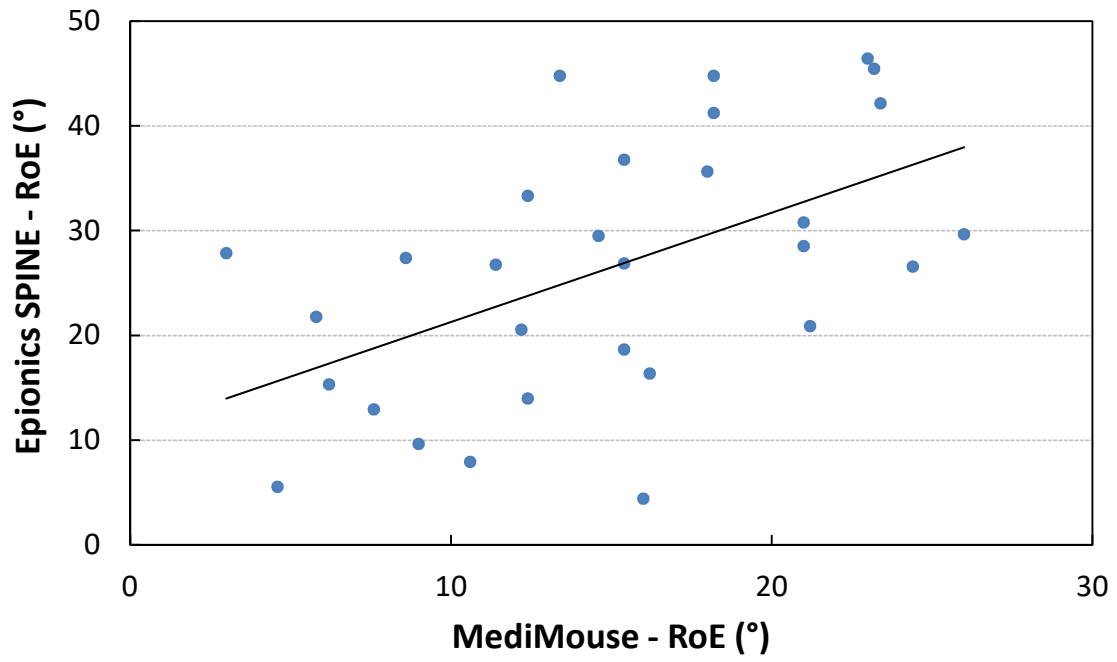
**Abbildung 22:** Korrelationsanalyse zwischen Epionics SPINE und der MediMouse für die ermittelte Lendenlordose der Gesamtkohorte

Eine deutlich stärkere Korrelation ließ sich bei der Kyphose nachweisen. Hier ergab sich der Pearson-Korrelationskoeffizient zu 0,78 zwischen dem DIERS formetric III 4D und der MediMouse (Abbildung 23), welcher nach Ratner et al. als stark/ausgeprägt zu bezeichnen ist [78]. In den zwei untersuchten Teilkohorten war der Korrelationskoeffizient bei weiblichen Teilnehmern geringer als bei männlichen Probanden.



**Abbildung 23:** Korrelationsanalyse zwischen der MediMouse und dem DIERS formetric III 4D für die ermittelte Thorakalkyphose der Gesamtkohorte

Geringere und nahezu gleiche, moderate Korrelationskoeffizienten wurden für die funktionalen lumbalen Parameter ermittelt. Für den RoF und den RoM wurde ein Korrelationskoeffizient von 0,48 bzw. 0,47 zwischen Epionics SPINE und MediMouse berechnet. Für den RoE ergab sich zwischen beiden Systemen eine Korrelation von 0,53 (siehe Abbildung 24). Beim RoF und RoE wurde eine höhere Korrelation bei Männern ermittelt. Beim RoM wurde in der weiblichen Teilkohorte eine höhere Korrelation berechnet.



**Abbildung 24:** Korrelationsanalyse zwischen der MediMouse und Epionics SPINE für den ermittelten Range of Extension der Gesamtkohorte

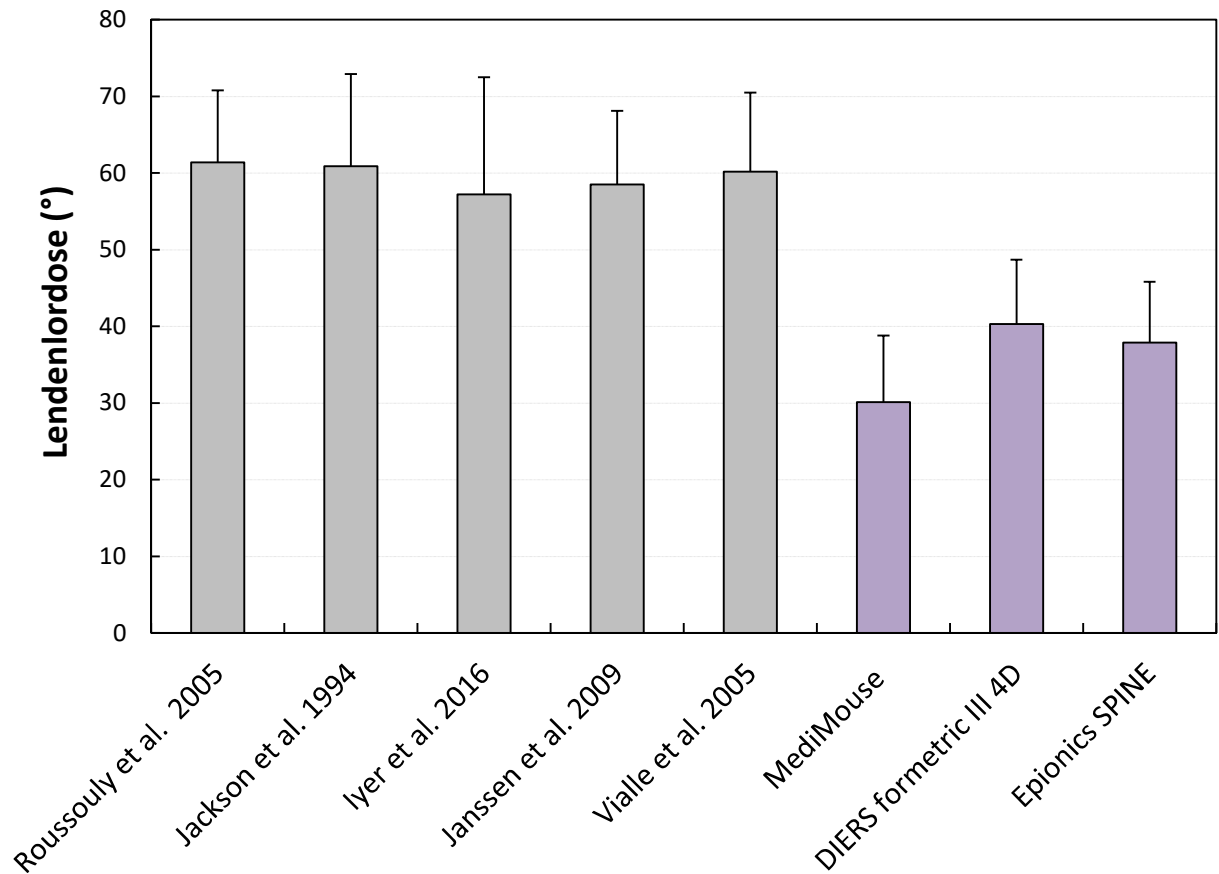
## 5.6 Literaturrecherche zum Vergleich mit Röntgenreferenzwerten

In einer Literaturrecherche zu radiologischen Studien, welche asymptotische Probanden untersuchten, konnten mehrere Publikationen eingeschlossen werden. Für den Vergleich der Lendenlordose mit den in der gegenständlichen Dissertation erhobenen Ergebnissen eignen sich die fünf Studien der in Tabelle 9 aufgelisteten Arbeitsgruppen.

**Tabelle 9:** *Inkludierte Studien zur radiologischen Vermessung der lumbalen Lordose von asymptotischen Probanden*

| Studie                | Erscheinungsdatum | Anzahl Probanden         | Mittleres Alter | Lendenlordose |
|-----------------------|-------------------|--------------------------|-----------------|---------------|
| Roussouly et al. [33] | 2005              | 160<br>(♀: 86 ; ♂: 74)   | 27 Jahre        | 61,4°         |
| Jackson et al. [79]   | 1994              | 100<br>(♀: 50 ; ♂: 50)   | 39 Jahre        | 60,9°         |
| Iyer et al. [80]      | 2016              | 115<br>(♀: 79 ; ♂: 36)   | 50 Jahre        | 57,2°         |
| Janssen et al. [81]   | 2009              | 60<br>(♀: 30 ; ♂: 30)    | 27 Jahre        | 58,5°         |
| Vialle et al. [82]    | 2005              | 300<br>(♀: 110 ; ♂: 190) | 35 Jahre        | 60,0°         |
|                       |                   |                          | Mittelwert:     | 59,6°         |

Insgesamt wurden in allen fünf Publikationen 735 asymptotische Probanden zur Analyse der lumbalen Lordose herangezogen. In 3 von 5 dieser Veröffentlichungen konnte dabei eine Lordose von mehr als 60° ermittelt werden. Der arithmetische Mittelwert aller Studien ergab eine mittlere Lordose von 59,6°.



**Abbildung 25:** Vergleich der ermittelten lumbalen Lordose (Mittelwert/Standardabweichung) von asymptomatischen Probanden zwischen Röntgenanalyse (grau) und strahlungsfreien Verfahren (violett; gegenständliche Dissertation)

Abbildung 25 verdeutlicht, dass die radiologisch ermittelten Werte der lumbalen Lordose im Vergleich zu den hier verwendeten strahlungsfreien Systemen durchschnittlich deutlich größere Winkelwerte aufweisen. Die Messung mit der MediMouse beispielsweise, welche durchschnittlich die geringsten Lordosewerte ergab (30,1°), ermittelte dabei nur etwa halb so große Werte, wie der Durchschnitt der radiologisch erfassten Werte (59,6°).

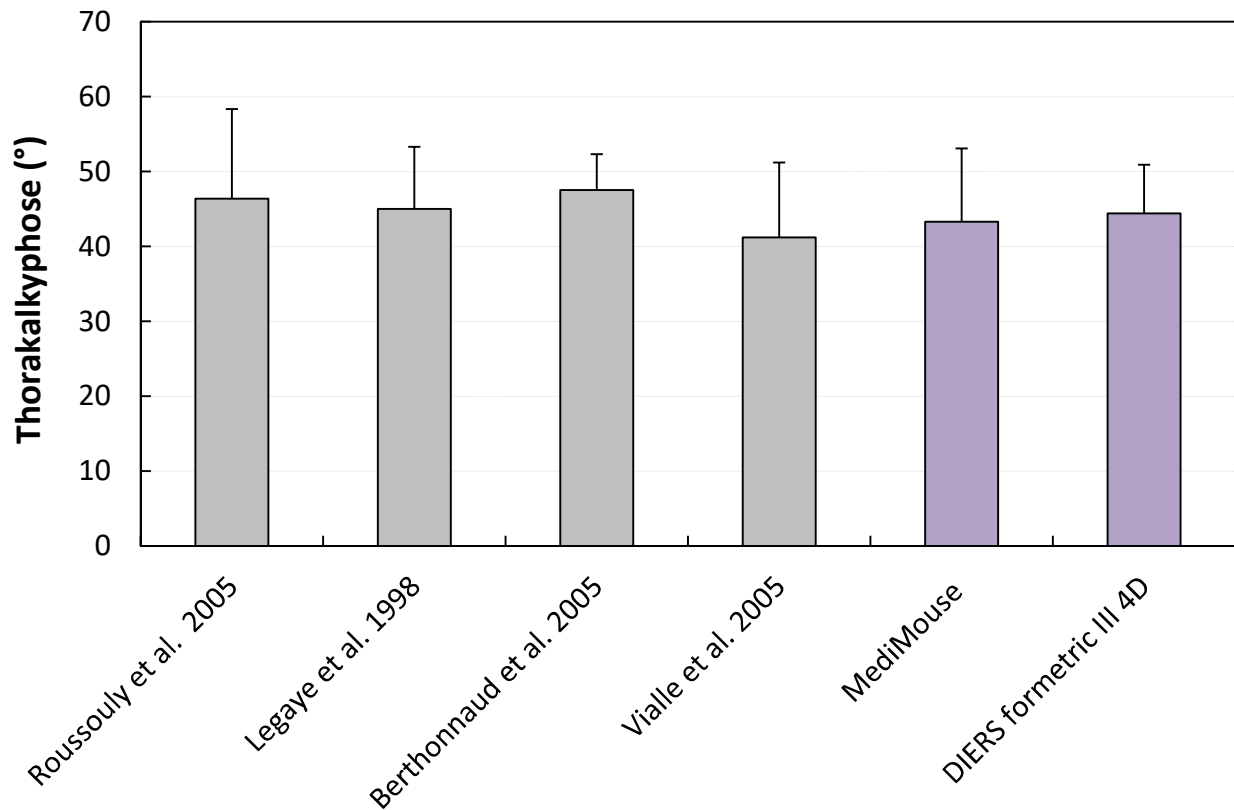
Für den Vergleich der strahlungsfrei ermittelten Werte der Thorakalkyphose der gegenständlichen Dissertation mit radiologischen Referenzwerten von asymptomatischen Probanden konnten insgesamt vier Publikationen identifiziert werden (Tabelle 10). In diesen vier Studien wurden insgesamt 669 Probanden vermessen und es ergab sich im Mittel ein Wert von 45,0° für die thorakale Kyphose.

**Tabelle 10:** *Eingeschlossene Studien zur radiologischen Vermessung der thorakalen Kyphose von asymptomatischen Probanden*

| Studie                  | Erscheinungsdatum | Anzahl Probanden         | Mittleres Alter | Thorakalkyphose |
|-------------------------|-------------------|--------------------------|-----------------|-----------------|
| Roussouly et al. [33]   | 2005              | 160<br>(♀: 86 ; ♂: 74)   | 27 Jahre        | 46,4°           |
| Legaye et al. [32]      | 1998              | 49<br>(♀: 21 ; ♂: 28)    | 24 Jahre        | 45,0°           |
| Berthonnaud et al. [83] | 2005              | 160<br>(♀: 152 ; ♂: 8)   | 26 Jahre        | 47,5°           |
| Vialle et al. [82]      | 2005              | 300<br>(♀: 110 ; ♂: 190) | 35 Jahre        | 41,2°           |
|                         |                   |                          | Mittelwert:     | 45,0°           |

Wie der Abbildung 26 entnommen werden kann, weisen die strahlungsfrei ermittelten Werte der MediMouse und des DIERS formetric III 4D eine sehr gute Übereinstimmung mit den radiologischen Referenzwerten auf. Die maximale Differenz zum radiologischen Mittelwert beträgt lediglich 1,7° (MediMouse).





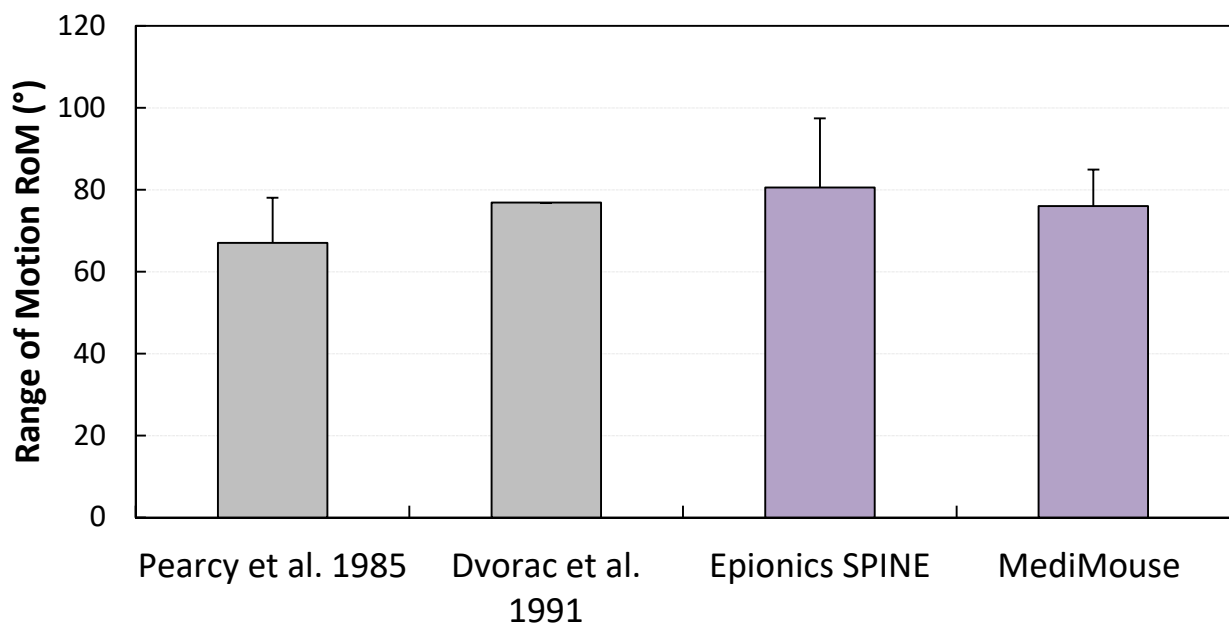
**Abbildung 26:** Vergleich der ermittelten thorakalen Kyphose (Mittelwert/Standardabweichung) von asymptomatischen Probanden zwischen Röntgenanalyse (grau) und strahlungsfreien Verfahren (violett; gegenständliche Dissertation)

Funktionelle radiologische Parameter von asymptomatischen Probanden wurden der durchgeführten Literaturrecherche zur Folge bisher nur in wenigen Studien untersucht. Lediglich in den Veröffentlichungen von Percy et al. [84] und Dvorak et al. [85] wurde übereinstimmend der lumbale Range of Motion an asymptomatischen Probanden radiologisch vermessen (Tabelle 11).

**Tabelle 11:** Inkludierte Studien zur radiologischen Vermessung des lumbalen Range of Motion von asymptomatischen Probanden

| Studie             | Erscheinungsdatum | Anzahl Probanden      | Mittleres Alter            | RoM   |
|--------------------|-------------------|-----------------------|----------------------------|-------|
| Pearcy et al. [84] | 1985              | 11<br>(♀: 11)         | 29,5 Jahre                 | 67,0° |
| Dvorak et al. [85] | 1991              | 41<br>(♀: 18 ; ♂: 23) | ♀: 36 Jahre<br>♂: 39 Jahre | 76,9° |
| Mittelwert:        |                   |                       |                            | 72,0° |

Wie in Abbildung 27 dargestellt, führen die Messungen des RoM mit strahlungsfreien Verfahren bei asymptomatischen Probanden zu ähnlichen Ergebnissen, wie die Vermessungen mittels radiologischer Verfahren. Die Ergebnisse von Epionics SPINE und der MediMouse sind dabei um 8,5° bzw. 4,0° größer als der mittlere radiologische Wert.



**Abbildung 27:** Vergleich des ermittelten lumbalen Bewegungsumfanges (RoM) bei der Flexions- und Extensionsbewegung (Mittelwert/Standardabweichung; keine Angabe zur Standardabweichung bei Dvorak et al.[85]) von asymptomatischen Probanden zwischen Röntgenanalyse (grau) und strahlungsfreien Verfahren (violett; gegenständliche Dissertation)

## 6 Diskussion

Jeder Mensch in Deutschland ist zunehmend einer steigenden effektiven Dosis an ionisierender Strahlung ausgesetzt [86]. Ionisierende Strahlung kann ihrerseits negative Auswirkungen auf den menschlichen Organismus, wie beispielsweise die Entwicklung von Mammakarzinomen oder Leukämien, haben ([23], [24], [36], [87]). Dabei sind fast 100 % dieser Strahlenbelastung auf medizinische Untersuchungen zurückzuführen [88]. Insbesondere bei jungen Patienten ist eine minimale Anwendung diagnostischer Röntgenuntersuchungen essenziell. Aufgrund der erhöhten Sensitivität ihres Gewebes einerseits und der bestehenden großen Lebenserwartung mit in der Folge noch häufig zu erwartender Zellteilung andererseits, besteht ein erhöhtes Risiko für die Entstehung bösartiger Tumoren [36]. Allerdings werden gerade bei Kindern, beispielsweise im orthopädischen Bereich, häufig Röntgenkontrolluntersuchungen durchgeführt. Bei Heranwachsenden mit Skoliose soll den Leitlinien zufolge z. B. mindestens einmal pro Jahr röntgendiagnostisch die Progression der Krankheit kontrolliert werden [89]. Durch das erhöhte Risiko ist besonders für diese Teilpopulation eine Reduktion der Belastung durch ionisierende Strahlung sinnvoll. Auch eine objektive Verlaufskontrolle oder Evaluation des Therapieerfolges erfordert die aufeinanderfolgende Vermessung der Wirbelsäulenform und -beweglichkeit. Das Bundesamt für Strahlenschutz empfiehlt daher einen verminderten Einsatz radiologischer Untersuchungen insgesamt, soweit dies medizinisch vertretbar ist [88]. Auf der einen Seite sind dabei eine strenge Indikationsstellung und ein patientenschonender Umgang zur Reduktion der Strahlenexposition wesentlich. Auf der anderen Seite können aber auch die Erforschung und der Einsatz strahlungsfreier Messverfahren helfen, dieses Ziel zu erreichen. Im Bereich der Wirbelsäulenthopädie und -chirurgie wurden in den letzten Jahrzehnten verschiedene Messsysteme zur spinalen Form- und Beweglichkeitsanalyse entwickelt und validiert (u. a. [51], [66]). Diese ermöglichen zwar eine gefahrlose Vermessung, jedoch ist unklar, ob diese auf unterschiedlichen Messprinzipien beruhenden Systeme zu gleichen Ergebnissen führen und wie sich ihre Resultate zum radiologischen „Goldstandard“ verhalten. Vor diesem Hintergrund wurden drei validierte, bereits im klinischen Alltag angewendete, strahlungsfreie Rückenmessverfahren hinsichtlich ihrer Reliabilität und absoluten Vergleichbarkeit untersucht. Zusätzlich wurden die Ergebnisse der Systeme einer Korrelationsanalyse unterzogen sowie die Messresultate mit ausgewählten Veröffentlichungen verglichen. Dafür wurden bei 30 asymptomatischen Probanden (15 Männer, 15 Frauen) ohne

Rückenschmerzen nacheinander jeweils klinisch relevante Form- (Lendenlordose, Thorakalkyphose) und Beweglichkeitsparameter (RoF, RoE, RoM) mit diesen drei Verfahren vermessen. Die ermittelten ICCs zeigten dabei durchgehend eine sehr hohe Intra-Rater-Reliabilität aller drei Systeme. Trotz identischer Probanden zeigten sich jedoch signifikante Unterschiede für die erzielten Mittelwerte der Lendenlordose, des RoF und des RoE der eingesetzten Messverfahren, sodass die definierte  $H_0$ -Hypothese für diese Parameter abgelehnt werden muss und die Alternativhypothese zutreffend ist. In Übereinstimmung mit der  $H_0$ -Hypothese wurden keine signifikanten Unterschiede bei der Vermessung der Thorakalkyphose und des RoM zwischen den Systemen erzielt. Im thorakalen spinalen Abschnitt konnte ferner eine hohe Korrelation der Einzelwerte zwischen den Systemen nachgewiesen werden. Die ermittelten Korrelationskoeffizienten zwischen den Resultaten der Systeme für die weiteren Form- und Beweglichkeitsparameter lagen zwischen 0,47 und 0,59. Im Vergleich zur Literatur wiesen die mittleren Lordosewerte der untersuchten Kohorte der drei Systeme deutlich kleinere Werte als korrespondierende radiologische Messergebnisse vergleichbarer Kohorten auf. Erneut zeigten die ermittelten Werte der Thorakalkyphose eine sehr gute Übereinstimmung mit Resultaten von asymptomatischen Probanden aus der Literatur. Auch die Messungen des RoM mit strahlungsfreien Verfahren führten zu quantitativ ähnlichen Ergebnissen im Vergleich zu radiologischen Referenzwerten.

### **6.1 Die Intra-Rater-Reliabilität - ein Vergleich mit der wissenschaftlichen Literatur**

Alle in dieser Studie untersuchten strahlungsfreien Messsysteme wiesen eine exzellente Intra-Rater-Reliabilität auf und bestätigen damit vorangegangene Veröffentlichungen. Die Reliabilität und Messgenauigkeit von Epionics SPINE war dabei bereits Forschungsgegenstand verschiedener wissenschaftlicher Arbeitsgruppen. Taylor et al. [66] untersuchte 2010 beide Charakteristika anhand von sechs Messstreifen, mit welchen verschiedene rigide Bögen mit definierten Winkeln von  $0^\circ$  bis  $12,5^\circ$  pro Segment gemessen wurden. Jeder Bogen konnte als Flexions- oder Extensionsmuster genutzt werden und hatte dann positive oder negative Messergebnisse zur Folge. Jede Messung mit dem jeweiligen Sensor wurde im Versuch zehnmal wiederholt und anschließend zur Überprüfung der Test-Retest-Reliabilität nach 2 Tagen erneut durchgeführt. Dabei ergaben sich für die Bögen ICC-Werte größer als 0,98 und eine Test-Retest-Reliabilität ebenfalls mit Koeffizienten größer als 0,98. Da dies eine rein statische Untersuchung ohne Probanden war, gibt sie allerdings eher einen theoretischen Einblick in die Reliabilität von

Epionics SPINE und ist daher mit der gegenständlichen Untersuchung weniger vergleichbar. Consmüller et al. [64] untersuchte 2012 in wiederholten Messungen an drei Tagen 30 asymptomatische Probanden (14 Frauen, 16 Männer), welche mit einem mittleren Alter von 35,1 Jahren und einem mittleren BMI von 23,6 kg/m<sup>2</sup> vergleichbar mit den in dieser Studie untersuchten Probanden (Alter: 32,5 Jahre, BMI 22,5 kg/m<sup>2</sup>) sind. Dabei ergaben sich für die einzelnen Messparameter sehr gute Reliabilitäten mit Werten von 0,85 für die Messung der Lordose, 0,83 für die Flexion und 0,79 für die Extension. Die zum Teil noch höheren ICC Werte von Epionics SPINE in der gegenständlichen Dissertation (alle ICCs > 0,94) lassen sich auf verschiedene Faktoren zurückführen. Consmüller et al. [64] führte die Messungen an drei verschiedenen Tagen durch. Im Gegensatz dazu wurden in der hiesigen Vergleichsmessung die Messwiederholungen direkt nacheinander am gleichen Tag ausgeführt. Auf der einen Seite nahmen die Probanden wahrscheinlich eine einheitlichere Position ein. Dies könnte dadurch begründet sein, dass Faktoren wie die Haltungsänderung im Tagesverlauf oder eine motivationsabhängige Haltungsabweichung an unterschiedlichen Tagen als Einflussfaktoren wegfallen. Auf der anderen Seite wurden bei den Messwiederholungen die gleichen Markierungen genutzt und auch die Pflaster wurden nicht erneut angebracht. Dadurch wurde eine exakt gleiche Sensorposition gewährleistet, was eine höhere Reliabilität zur Folge hat. Auch die Anwendung der MediMouse als reliables Messinstrument hat sich bereits in mehreren Studien bestätigt. Guermazi et al. [38] untersuchte 2006 45 gesunde Probanden mit einem Durchschnittsalter von 24,2 Jahren und einem durchschnittlichen BMI von 23,2 kg/m<sup>2</sup>. Hier zeigte sich eine Intra-Rater-Reliabilität mit einem ICC von 0,83 für die Messungen der Lordose. Auch Mannion et al. [51] untersuchte 2004 20 beschwerdefreie Probanden an zwei aufeinanderfolgenden Tagen, um die Lendenlordose und Brustkyphose im Stehen, bei maximaler Flexion und bei maximaler Extension zu ermitteln. Dabei wurde auch die Reliabilität untersucht. Während Mannion et al. [51] für die Lendenlordose einen ICC von 0,92 ermittelten (Thorakalkyphose: ICC = 0,88; RoF: ICC = 0,91; RoE: ICC = 0,78; RoM ICC = 0,86), konnten in der gegenwärtigen Dissertation, außer für den RoF, höhere Intra-Rater-Reliabilitäten ermittelt werden (Lendenlordose ICC = 0,93; Thorakalkyphose ICC = 0,93; RoF ICC = 0,86; RoE ICC = 0,79; RoM ICC = 0,92). Dies ist vermutlich erneut auf den unterschiedlichen Studienaufbau zurückzuführen. Während Mannion et al. [51] ihre Messungen an zwei verschiedenen Tagen durchführte, wurden die Messungen mit der MediMouse in der gegenwärtigen Studie am gleichen Tag direkt hintereinander durchgeführt, wodurch beispielsweise bei allen

Wiederholungen die gleichen Markerpositionen genutzt werden konnten. Auch Einflussfaktoren wie Haltungsänderungen im Tagesverlauf oder motivationsbedingte Haltungsvariationen entfielen damit.

Die Intra-Rater-Reliabilität des DIERS formetric III 4D als klinisch etabliertes Medizinprodukt wurde unter anderem durch Guidetti et al. [90] 2013 anhand von 24 gesunden Probanden mit einem durchschnittlichen Alter von 23 Jahren untersucht. Es wurden zwei Messungen mit einem Abstand von zwei Stunden durchgeführt. Dabei ergab sich eine Intra-Rater-Reliabilität mit einem *ICC* von 0,91 für die Lendenlordose und 0,95 für die Thorakalkyphose. Schroeder et al. [73] untersuchte 2015 20 gesunde Probanden mit einem durchschnittlichen Alter von 25,4 Jahren und einem mittleren BMI von 22,8 kg/m<sup>2</sup>. Es wurden vier Messungen in einem Abstand von fünf Minuten durchgeführt. Diese wurden am nächsten Tag und nach einer Woche zur gleichen Uhrzeit wiederholt. Für die Messungen am gleichen Tag wurde für die Lendenlordose ein *ICC* von 0,99 ermittelt und für die Thorakalkyphose von 0,98. Die *ICC*'s für die Messungen nach einem Tag und nach einer Woche fielen kleiner aus, waren aber immer noch größer 0,90. Die gegenwärtige Untersuchung führte bei den Rasterstereographiemessungen zu ähnlichen Ergebnissen wie Guidetti et al. [90] und Schröder et al. [73]. Allein für die Thorakalkyphose wurde ein leicht abweichender *ICC* bestimmt, welcher aber immer noch größer 0,75 ist und damit nach Cicchetti [77] als exzellent gewertet werden kann.

Der Vergleich der Intra-Rater-Reliabilität der drei Systeme untereinander führte zu ähnlichen *ICC*-Werten für die Evaluierung der Lendenlordose und zu geringen Unterschieden für die Vermessung der Thorakalkyphose. Für die Messung der Beweglichkeitsparameter zeigte die MediMouse eine geringere Reliabilität als Epionics SPINE, was sich besonders bei der Messung des RoE verdeutlichte. Einerseits ist dies dadurch erklärbar, dass bei der Messung mit der MediMouse ein stärkerer Einfluss des Untersuchers besteht. Trotz großer Erfahrung in der Anwendung der MediMouse des Untersuchers ist es nicht auszuschließen, dass ein per Hand geführtes Messgerät größere Varianzen zeigt, als ein am Probandenkörper fixiertes Messinstrument wie Epionics SPINE. Start- und Zielmarkierungen sowie die eigentliche Linie der Dornfortsätze müssen bei der Messung stets exakt mit der MediMouse abgefahren werden. Bei der Vermessung mit der MediMouse kommt ferner hinzu, dass die Probanden einen längeren Zeitraum in der Flexions- und Extensionsposition verweilen müssen. Da dies insbesondere bei der Extension mit einer deutlichen Anstrengung verbunden ist, kann davon ausgegangen

werden, dass die Probanden nicht bei jeder Messung in identischer Position verharren. Bei Epionics SPINE hingegen müssen die Flexions- und Extensionsposition nur kurzzeitig eingenommen werden, wobei die Messung vollkommen automatisch verläuft. Diese Zusammenhänge können daher eine Erklärung für die etwas geringere Messreliabilität der MediMouse liefern.

Zusammenfassend offenbart die Reliabilitätsuntersuchung jedoch, dass alle drei untersuchten Messsysteme eine exzellente Intra-Rater-Reliabilität aufweisen und damit die Ergebnisse vorangegangener Studien bestätigen.

## **6.2 Drei strahlungsfreie Messverfahren - eine Grundwahrheit: Ursachen für Unterschiede und Gemeinsamkeiten sagittaler Parameter**

Trotz einer Vielzahl an Messungen und der hohen Reliabilität der drei Systeme zeigten sich signifikante Unterschiede der Mittelwerte für elementare sagittale Form- und Beweglichkeitsparameter. Alle drei zur Verfügung stehenden Messverfahren kamen zeitlich direkt aufeinanderfolgend an identischen Probanden zum Einsatz. Die vermessene Kohorte stellt somit eine anatomische und funktionelle Grundwahrheit dar, welche anhand verschiedener Verfahren systemspezifisch vermessen wurde. Der klinische „Goldstandard“ zur Ermittlung dieser Parameter stellt die radiologische Vermessung mittels der Methode von Cobb dar [34]. Die abgeleitete radiologische Grundwahrheit ist in Ermangelung an Röntgenbildern allerdings nicht bekannt, sie entspricht jedoch einer definierten Größe und ist für alle strahlungsfreien Messsysteme identisch. Ethisch wäre eine radiologische Untersuchung an dieser jungen, asymptomatischen Kohorte fragwürdig und zur allgemeinen Aussage der gegenständlichen Untersuchung auch nicht direkt notwendig. Alternativ wurde zunächst auch eine Untersuchung an Patienten in Betracht gezogen, bei welchen eine Röntgenuntersuchung der Wirbelsäule unabhängig klinisch indiziert gewesen wäre. Dieser optionale Versuchsaufbau hätte verschiedene Probleme aufgeworfen, da Patienten mit einer Indikation für eine Röntgenuntersuchung in der Regel symptomatisch sind. Meist bestehen Schmerzen, was die Fähigkeit und Motivation, Flexions- oder Extensionsuntersuchungen durchzuführen, einschränkt. Percy et al. [91] untersuchte 1985 den Effekt von lumbo-sakralen Rückenschmerzen auf die Beweglichkeit der Lendenwirbelsäule mit dem Ergebnis, dass betroffene Probanden eine verminderte Beweglichkeit aufwiesen. Es ist auch anzunehmen, dass der zusätzliche Aufwand für die Messung mit den drei Systemen und eine wiederholte

maximale Extensions- und Flexionsbewegung Schmerzen verstärken oder die Patienten physisch überfordern könnten. Die aufwendige Messprozedur wäre somit an Patienten nicht durchführbar gewesen. Erschwerend kommt hinzu, dass Beweglichkeitsaufnahmen der Lendenwirbelsäule nicht bei jeder Indikation zum klinischen Standard gehören und nur bei erweiterter Indikationsstellung angefertigt werden, was eine Rekrutierung einer ausreichenden Anzahl an Patienten erschwert hätte. Ferner entspricht das Bewegungsmuster radiologischer Beweglichkeitsaufnahmen einer klinisch standardisierten und limitierten Form (u. a.: Flexion im Sitzen oder keine maximale Oberkörperbeugung im Stehen), die zum Teil substanziiell von der maximalen Bewegungsausübung strahlungsfreier Messverfahren, wie sie laut Herstellerangaben gefordert werden, abweicht (u. a.: [58], [60]). Für den Vergleich von radiologischen Beweglichkeitsparametern mit Epionics SPINE und der MediMouse wären diese choreographisch übereinstimmenden Funktionsaufnahmen allerdings von großer Bedeutung gewesen. Ein Vergleich mit radiologischen Literaturwerten unter maximaler Flexion/Extension anhand asymptomatischer Probanden, wie in Kapitel 5.6 aufgezeigt, erschien daher zielführender.

Eine weitere für die gegenständliche Untersuchung wichtige Voraussetzung war ein BMI der Probanden von unter  $28 \text{ kg/m}^2$ . Dreischarf et al. [56] weisen in ihrer Arbeit bereits daraufhin, dass eine ausreichende Korrelation zwischen radiologischen und strahlungsfrei gemessenen sagittalen Parametern bei übergewichtigen oder adipösen Patienten nicht mehr gegeben ist, da überlagerndes Gewebe die Messungen mit den strahlungsfreien Messgeräten auf dem Rücken beeinflussen kann. Dieser Einfluss ist eventuell aufgrund der unterschiedlichen Messposition der Verfahren (Messung auf der Linie der Processus spinosi bzw. des Musculus erector spinae) systemabhängig und sollte in der gegenständlichen Studie nicht zusätzlich untersucht und weitgehend ausgeschlossen werden. Der BMI und weitere (anthropometrische) Faktoren (Alter, Größe, Muskelmasse, Geschlecht) stellen jedoch potenziell wichtige Einflussfaktoren auf das Messergebnis strahlungsfreier Verfahren dar und sollten in weiteren Studien untersucht werden. Dies ist insbesondere von großer Bedeutung, da eine Vielzahl an Rückenschmerzpatienten keinen normalgewichtigen BMI aufweist ([92], [93]), was den Einsatz strahlungsfreier Verfahren eventuell limitieren könnte und ebenfalls eine potenzielle Vermessung von Patienten in der gegenständlichen Untersuchung ausschließt.

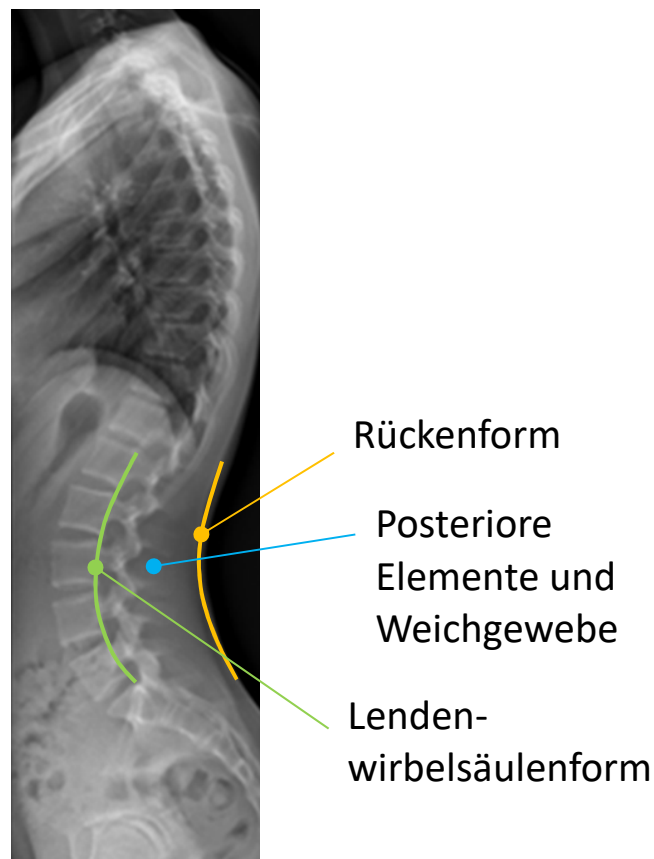
Bei der Evaluierung der Lendenlordose ermittelte die MediMouse eine signifikant kleinere Lordose als Epionics SPINE oder DIERS formetric III 4D. In der Diskussion dieses Sachverhalts



sind vor allem die unterschiedlichen Messprinzipien und Winkeldefinitionen der einzelnen Systeme von Bedeutung. Sowohl Epionics SPINE als auch DIERS formetric III 4D ermitteln den Übergang von der Lendenlordose zur Thorakalkyphose krümmungsabhängig probandenindividuell und nicht fest anatomisch. Während Epionics SPINE jeweils die thorakolumbalen Übergangsegmente identifiziert (Vorzeichenwechsel der Krümmungen in den Messsegmenten), alle darunterliegenden Segmente vorzeichengerecht addiert und für beide Seiten den arithmetischen Mittelwert bildet, sucht DIERS formetric III 4D in ähnlicher Weise dynamisch den thorakolumbalen Übergang als kraniale Begrenzung der Lordose („ITL“ - „inflectional point thoracic to lumbar spine“). Beide Systeme ermitteln somit nach kranial eine „maximale“ Lordose. Darüber hinaus hat das DIERS formetric III 4D auch kaudal keinen festen Endpunkt der Lordose, sondern nutzt krümmungsabhängig den lumbo-sakralen Übergang als Referenz („ILS“ - „inflectional point lumbar spine to sacrum“). Vollkommen konsistent mit dieser Argumentation ermittelt das DIERS formetric III 4D demzufolge die höchsten Lordosewerte. Im Gegensatz dazu haben Epionics SPINE und MediMouse per definitionem einen kaudalen Fixpunkt (Verbindungsline der linken und rechten Spina iliaca posterior superior bzw. Parallele dazu 2 cm kaudal), unabhängig vom eigentlichen Krümmungsverlauf. Insbesondere die MediMouse ermittelt demzufolge insgesamt keine maximale Lordose, sondern summiert die segmentalen Winkel der Lendenwirbelsäule standardisiert von angenommen Positionen des „L1“ bis „S1“. Wenn die oberen lumbalen Segmente beispielsweise eine kyphotische Krümmung aufweisen, werden sie dementsprechend von der Lendenlordose subtrahiert. Analog werden segmentale Winkel der anatomischen Brustwirbelsäule, die eine lordotische Krümmung aufweisen, nicht berücksichtigt. Allein dieser wesentliche Unterschied in der generellen Definition der Lordose erscheint als eine Hauptursache für die signifikant unterschiedlich gemessenen absoluten Werte der Systeme. Diese grundlegenden Differenzen in der Erfassung der lumbalen Lordose spiegeln sich auch in der korrespondierenden Korrelationsanalyse wieder. Durch die voneinander abweichenden topographischen Anwendungsarten der Messsysteme unterliegen diese Abschnitte auch unterschiedlichen Einflüssen. Ein Proband mit einer beispielsweise sehr ausgeprägten Lordose im spinalen Bereich (T10-T12) würde von den Messsystemen unterschiedlich in seiner Lordose bewertet werden. Sowohl das DIERS formetric III 4D als auch Epionics SPINE würden diesen Lordoseabschnitt inkludieren, während die MediMouse den Abschnitt in der Lordosebestimmung nicht berücksichtigt. Diese Zusammenhänge liegen analog zur obigen

Erläuterung auch im kaudal-spinalen (lumbo-sakralen) Abschnitt vor, was systematisch die Korrelation der Lordose in Ihrer Stärke mindert und daher in eine nur moderate Korrelation zwischen den Systemen mündet.

Aufgrund der oben erläuterten ethischen Aspekte wurde keine direkte Untersuchung der gegenständlichen jungen Probandenkohorte mittels radiologischer Verfahren durchgeführt. Um jedoch die Aussagekraft der erhobenen Lordosemittelwerte der drei Systeme im gesamten wissenschaftlichen Kontext einordnen zu können, wurden die drei Mittelwerte mit Referenzwerten radiologischer Studien in der Literatur verglichen. Dabei zeigte sich als bedeutender Unterschied, dass alle röntgendiagnostischen Studien eine substantiell größere Lordose als die hier verwendeten Messsysteme ermittelten. Ursache dafür könnte die abweichende Form der Rückenoberfläche von der eigentlichen spinalen Krümmung der knöchernen Wirbel sein. Ein wesentlicher Aspekt ist dabei einerseits überlagerndes Gewebe (Fettgewebe und Muskulatur) insbesondere am unteren lumbalen Rückenabschnitt. Andererseits jedoch auch der Unterschied im eigentlichen Krümmungsverlauf der Processi spinosi und Wirbelkörper, wie in Abbildung 28 skizzenhaft dargestellt.



**Abbildung 28:** Abweichung der Rückenoberfläche zur spinalen Krümmung (Abb. modifiziert nach [94])

Nicht nur die Wirbelkörper und deren räumliche Anordnung zur Lordose, sondern auch die Processi spinosi weisen dabei anatomisch eine enorme Variabilität auf [95], welche die strahlungsfrei erfasste Oberflächenkrümmung beeinflussen kann. Ein wissenschaftlich exakt durchgeführter Vergleich der „radiologischen“ und strahlungsfrei erfassten Lordose wurde bisher nur in wenigen Arbeiten publiziert. Crawford et al. [96] verglichen die L1-S1 Lordose nach Cobb et al. [34] direkt mit Werten der Rasterstereographie anhand von 10 Rückenschmerzpatienten. Die Arbeitsgruppe zeigte, in Übereinstimmung mit den Ergebnissen der gegenständlichen Dissertation, dass die strahlungsfrei gemessenen Lordosewerte ( $46.2^\circ$ ) signifikant kleiner als die radiologisch gemessenen Werte ausfielen ( $56.4^\circ$ ). Eine Forschungsgruppe der ETH-Zürich um R. Zemp und Mitarbeiter [97] verglichen die Wirbelsäulenform anhand von MRT-Aufnahmen und einem auf der Haut angebrachten Marker-Set (MRT-sichtbar, „BrassEagle“). Die Untersuchungen wurden jedoch im Sitzen und lediglich bei 7 Probanden durchgeführt. Auch diese Gruppe konnte aufzeigen, dass die strahlungsfrei ermittelten Werte kleiner als die gemessenen Lordosewerte anhand der Wirbelkörper waren. In aufrechter Position lag der Unterschied bei  $17.1^\circ$ . In Übereinstimmung mit diesen Forschungsarbeiten weisen die Ergebnisse der gegenständlichen Dissertation anhand von drei strahlungsfreien Messsystemen ebenfalls daraufhin, dass die Absolutwerte der Lordose gemessen auf der Rückenoberfläche kleiner sind, als die radiologischen Normwerte zur knöchernen Wirbelsäule.

Die drei untersuchten Systeme ermittelten ferner nicht nur für die Gesamtkohorte signifikant unterschiedliche Ergebnisse zur Lordose, welche insgesamt kleiner ausfielen als radiologische Referenzwerte, sondern zeigten auch eine unterschiedliche Sensitivität gegenüber geschlechtsbedingten Einflüssen auf die Lordose. Sowohl Epionics SPINE als auch die MediMouse ermittelten bei Frauen eine signifikant größere Lordose als bei Männern. Die Messung mittels DIERS formetric III 4D resultierte lediglich in einen deskriptiven Unterschied, welcher im Gegensatz jedoch nicht signifikant ausfiel. Trotz gleicher zugrunde liegender anatomischer Grundwahrheit der Probanden beeinflusst die Wahl des Messinstrumentes somit das statistische Resultat der Untersuchung. Im Vergleich dazu zeigte jedoch die überwiegende Anzahl radiologischer Studien keinen signifikanten Unterschied zwischen der Lordose von Männern und Frauen ([98]–[102]). Das Ergebnis könnte daher auf einem systematischen Messunterschied aufgrund einer unterschiedlichen geschlechtsspezifischen Fettverteilung hinweisen. Ein Review von Karastergiou et al. [103] zeigte 2012, dass Frauen insgesamt einen

höheren Körperfettanteil als Männer haben. Außerdem befindet sich mehr Fettgewebe bei Frauen im Gluteal- und Hüftbereich als bei Männern, welche eher intraabdominales Fettgewebe bilden [103]. Dieser Umstand könnte auch die Lordosemessung auf der Rückenoberfläche beeinflussen, da vermehrtes Fettgewebe in der Hüftregion zur Messung einer größeren Lordose führen kann. Dies ist insbesondere von Bedeutung, da einerseits die Messposition (mediansagittal vs. paravertebral) als auch der kaudale Startpunkt der Messung zwischen den Systemen verschieden ist. Dies bildet somit einen weiteren Erklärungsansatz für die systematisch unterschiedlichen Messwerte der drei Systeme, jedoch auch insgesamt einen Grund für die unterschiedlichen Lordosewerte zwischen Männern und Frauen, welche radiologisch bisher nicht eindeutig nachgewiesen wurden.

Bei der Evaluation der Thorakalkyphose, welche von der MediMouse und dem DIERS formetric III 4D erfasst wird, zeichnete sich eine substanziell bessere Vergleichbarkeit der zwei Systeme ab als bei der Messung im lumbal-spinalen Abschnitt. Die absoluten Mittelwerte wiesen bei der Thorakalkyphose keine signifikanten Unterschiede auf. Außerdem zeigte auch die Korrelationsanalyse eine signifikante und hohe Korrelation der Einzelwerte. Vollkommen konsistent zeigten sich ferner bei beiden Systemen signifikante Unterschiede zwischen Männern und Frauen. Als eine wesentliche Ursache für diese bessere Vergleichbarkeit kann die identische Messposition der zwei Systeme direkt oberhalb der Processi spinosi diskutiert werden. Darüber hinaus ist die Brustwirbelsäule bedingt durch die Fixierung der Rippen rigider als die Lendenlordose und weist somit eine geringere Beweglichkeit und Haltungsveranz auf [104], was eine Vergleichbarkeit erleichtert. Aufgrund der anatomischen Gegebenheiten am oberen Rücken werden die Messungen ferner weniger von überlagerndem Gewebe (Muskulatur und Fett) beeinflusst. Diese Umstände können auch die deutlich bessere Übereinstimmung der strahlungsfrei gemessenen Mittelwerte mit Referenzwerten zur thorakalen Kyphose aus der Röntgendiagnostik erklären. Auch hier existieren nur wenige wissenschaftliche Veröffentlichungen zu dieser Thematik. Teixeira und Carvalho [105] konnten beispielsweise in Übereinstimmung mit den hier aufgezeigten Ergebnissen ebenfalls eine hohe Vergleichbarkeit strahlungsfrei erfasster Parameter auf dem Rücken und radiologischer Messungen feststellen. Die Forschungsgruppe verglich dazu die Thorakalkyphose, vermessen mit der Methode nach Cobb et al. [34], mit den Ergebnissen strahlungsfreier Messungen unter Verwendung der sogenannten „Flexicurve“-Methode und ermittelte dazu einen hochsignifikanten ICC von 0.91. De Oliveira et al. [106] nutzen ebenfalls diese Methode zur

Bestimmung der Rückenform und konnten in Analogie zeigen, dass eine höhere Korrelation im thorakalen als im lumbalen Wirbelsäulenabschnitt vorliegt ( $r_{\text{thorakal}} = 0.72$ ,  $r_{\text{lumbal}} = 0.60$  mit jeweils  $p < 0.01$ ). Auch die bereits angesprochene Gruppe um Zemp et al. [97] konnte anhand von MRT-Aufnahmen zeigen, dass im statistischen Mittel eine deutlich geringere absolute Abweichung zwischen der vermessenden Krümmung auf der Basis der Wirbelkörper und der des Rückens im thorakalen als im lumbalen Abschnitt vorliegt. Der Krümmungsunterschied im thorakalen Bereich lag dabei im Mittel bei lediglich  $4,7^\circ$  und war somit deutlich geringer als im lumbalen Abschnitt ( $17,1^\circ$ ). Es erscheint daher plausibel, dass am oberen Rücken die Wirbelsäulen- und Rückenform besser miteinander übereinstimmen und eine strahlungsfreie Erfassung der absoluten thorakalen Wirbelsäulenform wissenschaftlich valider durchgeführt werden kann. Sowohl die MediMouse als auch das DIERS formetric III 4D ermittelten bei Männern eine signifikant größere Kyphose als bei Frauen. In Übereinstimmung mit der gegenständlichen Studie konnten Legaye et al. [32] und Vialle et al. [82] radiologisch bei Männern eine deskriptiv größere Lordose als bei Frauen nachweisen. Das mittlere Alter der untersuchten Probanden lag bei durchschnittlich 24 bzw. 35 Jahren, sodass im Fokus der Untersuchung in Analogie zur gegenständlichen Untersuchung eine jüngere Kohorte stand. Fon et al. [107] untersuchte den geschlechtsspezifischen Unterschied in der Kyphose über verschiedene Altersgruppen. Übereinstimmend mit obigen Arbeiten konnte auch diese Arbeitsgruppe für die untersuchten Teilkohorten mit einem Alter zwischen 25 und 35 Jahren eine geringe nicht signifikant größere Kyphose bei Männern als bei Frauen aufzeigen. Im höheren Alter zeigten Fon und Mitarbeiter [107], dass die Kyphose bei weiblichen Probanden signifikant größer als bei Männern ausfiel, dessen Ursachen beispielsweise in fortschreitender Osteoporose („Keilwirbelbildung“) oder Haltungsänderungen durch verringerten Muskeltonus liegen können.

Die Evaluation der Wirbelsäulenbeweglichkeit bei der Flexionsbewegung resultierte in einen signifikant unterschiedlich gemessenen RoF der beiden zur Anwendung kommenden Messsysteme. Die ermittelte lumbale Beweglichkeit der MediMouse war dabei signifikant größer als der von Epionics SPINE ermittelte Wert bei identischer Probandenkohorte. Vollkommen konsistent wird bei beiden Messsystemen die Flexion mit durchgedrückten Beinen und dabei locker herabhängenden Armen ausgeführt. Der Proband wird jeweils zu einer maximalen Oberkörperneigung angeleitet. Der wesentliche Unterschied besteht allerdings darin, dass bei Epionics SPINE die Übung dynamisch und ohne eine längere Haltephase

während der Flexion durchgeführt wird. Im Unterschied dazu erfolgt die Vermessung der Wirbelsäulenbeweglichkeit bei der Flexion mit der MediMouse in einer statischen Halteposition, welche durchschnittlich ca. 20-30 Sekunden eingenommen werden muss. Dieser zentrale Unterschied in der Choreographie könnte daher eine systematische Ursache für die ermittelte höhere lumbale Beweglichkeit der MediMouse sein. Viele biomechanische Grundlagenarbeiten konnten aufzeigen, dass die Lendenwirbelsäule als Gesamtsystem viskoelastische Eigenschaften aufweist ([108], [109]). Insbesondere der spinale Bandapparat, aber auch die Zwischenwirbelscheiben zeigen dabei eine zunehmende Verformung mit der Zeit bei gleichbleibender Last, was auch als sogenanntes "Kriechen" bezeichnet wird ([108], [109]). Es erscheint daher plausibel, dass diese mechanische Besonderheit in der Praxis zu einer stärkeren Oberkörperneigung und folglich zu einem größeren RoF aufgrund der längeren Messdauer bei der MediMouse führt. Dieser Zusammenhang wurde bereits von McGill und Brown an 47 Probanden festgestellt [110].

Beim Vergleich der Mittelwerte des RoE zeigte sich ein umgekehrtes Bild, da Epionics SPINE einen signifikant höheren RoE als die MediMouse ermittelte. Als wesentliche Ursache können auch hier die unterschiedlichen Messprozeduren diskutiert werden. Beide Messsysteme haben das Ziel den patientenindividuellen maximalen RoE zu ermitteln. Allerdings erfolgt die Messung mittels Epionics SPINE dynamisch mit herabhängenden Armen, was die Durchführung einer maximalen Extensionsbewegung deutlich erleichtert. Im Gegensatz dazu werden bei der MediMouse-Untersuchung die Arme vor der Brust gekreuzt und die maximale Extensionsposition muss ca. 20-30 Sekunden statisch gehalten werden. Bei der Untersuchung der Probanden mit der MediMouse fiel auf, dass dieses über einen längeren Zeitraum andauernde Halten der Extensionsposition für viele Probanden sehr mühevoll ist. Im Gegensatz zur maximalen Flexion, welche eher einer passiven Bewegung gleichkommt, erfordert die Extensionsposition aktive Haltearbeit der Bauchmuskulatur, was vermutlich dazu führt, dass die Probanden eine weniger intensive Extension bei der MediMouse ausüben.

Diese wesentlichen Unterschiede im allgemeinen Ausführen der Flexions- und Extensionsübungen spiegeln sich auch in der durchgeführten Korrelationsanalyse zwischen den zwei Systemen wieder, welche für beide Parameter nur eine moderate Korrelation ergab. In Analogie zur obigen Diskussion zur Lendenlordose müssen als wesentliche Einflussfaktoren erneut die unterschiedlichen Messpositionen der Systeme diskutiert werden, welche die Vergleichbarkeit der zwei Bewegungsanalysen erschwert. Epionics SPINE bestimmt dabei

dynamisch den Übergang zwischen der lordotischen und kyphotischen Rückenkrümmung in stehender Position und bestimmt auf diese Weise die Anzahl der inkludierten Segmente zur lumbalen Bewegungsanalyse. Beispielsweise werden thorakale Segmente mit lordotischer Krümmung somit im Gegensatz zur Analyse mit der MediMouse inkludiert. Befindet sich jedoch der Übergang zwischen Lordose und Kyphose in ausgeprägt kaudaler Position (z. Bsp.: L2-3), werden kraniale lumbale Segmente nicht inkludiert. Obgleich es das Ziel beider Systeme ist den lumbalen Bewegungsumfang zu bestimmen, erschweren diese systematischen Unterschiede die Vergleichbarkeit der Systeme.

Bei dem aus RoF und RoE abgeleiteten RoM zeigte sich im Vergleich der Mittelwerte kein signifikanter Unterschied zwischen Epionics SPINE und der MediMouse. Bei der Interpretation dieses Sachverhalts sind jedoch die bereits angesprochenen gegenläufigen Ergebnisse des RoF und RoE zu beachten. Bei der Korrelationsanalyse wurde analog zum RoF und RoE eine signifikante jedoch nur moderate Korrelation ermittelt. Als Ursache können die bei der Flexion und Extension zuvor erläuterten unterschiedlichen Messabläufe und Messpositionen diskutiert werden.

In Analogie zur Analyse der Lordose wurden die ermittelten Ergebnisse der lumbalen Beweglichkeitsanalysen auch mit existierenden radiologischen Studien aus der Literatur verglichen. Zur Vergleichbarkeit wurden nur Studien mit asymptomatischen Probanden unter Ausübung einer maximalen Bewegung inkludiert. Im Gegensatz zur statischen Lordose im Stehen, welche strahlungsfrei bestimmt einen deutlich geringeren Wert im Vergleich zur radiologischen Vermessung aufwies, zeigte sich beim RoM interessanterweise jedoch eine deutlich bessere Vergleichbarkeit der Absolutwerte. Ein direkter Vergleich von radiologischen und strahlungsfrei bestimmten Beweglichkeitswerten wurde bisher in wenigen Veröffentlichungen untersucht. Frühe Arbeiten von Stokes et al. [37] aus dem Jahr 1987 verglichen dazu den radiologisch ermittelten RoM mit strahlungsfrei ermittelten Werten der Flexicurve-Methode an 42 Rückenschmerzpatienten und erzielten eine signifikante Korrelation zwischen beiden Systemen ( $r = 0.6$ ). Adams und Mitarbeiter [39] bestimmten strahlungsfrei den RoF mithilfe von elektrischen Inklinometern, welche an L1 und S1 angebracht wurden und verglichen die resultierenden Werte mit radiologischen Aufnahmen. Ihre Ergebnisse resultierten in eine signifikante und hohe Korrelation von 0.91 zwischen beiden Systemen. Guermazi et al. [38] verglichen den radiologisch bestimmten RoF mit Werten der MediMouse an 20 Rückenschmerzpatienten und erzielte eine signifikante und hohe Korrelation von 0,86.

Zemp und Mitarbeiter [97] zeigten zwar einerseits, dass sich insbesondere im lumbalen Bereich die ermittelten Absolutwerte der Lordose zwischen Messungen auf dem Rücken und anhand der skelettalen Wirbelkörper signifikant unterscheiden. Andererseits untersuchte die Gruppe neben den Absolutwerten auch Änderungen der Lordose in Form des RoF und RoE an ihren Probanden. Auf der Basis ihrer Ergebnisse folgerten Zemp et al. [97] konsistent mit den Ergebnissen obiger Studien:

„Skin marker measurements therefore allow for the assessment of changes in the lumbar and thoracic curvature angles, but the absolute values suffer from uncertainty“.

Die gegenständliche Dissertation unterstützt diese These und es kann spekuliert werden, dass die strahlungsfreie Bestimmung funktionaler lumbaler Parameter, d. h. Änderungen der Form der Lordose, im Vergleich zur radiologischen Referenz konsistenter erfasst werden kann als statische Absolutwerte. Aufgrund dessen, dass in der gegenständlichen Dissertation jedoch keine zusätzliche radiologische Evaluation der asymptomatischen 30 Probanden möglich war, kann diese These an dieser Stelle jedoch nur diskutiert und nicht eindeutig auf wissenschaftlichem Wege bewiesen werden.

### **6.3 Allgemeine Limitierungen**

Zusätzlich zu den bereits angesprochenen Limitierungen der Studie existieren weitere wesentlich Punkte, welche einer Diskussion bedürfen. In der gegenständlichen Dissertation wurden lediglich asymptomatische und normal-gewichtige Probanden mit einem mittleren BMI von 22,5 kg/m<sup>2</sup> untersucht. Die tägliche klinische Praxis zeigt jedoch, dass ein Großteil der Rückenschmerzpatienten keinen normal-gewichtigen BMI aufweist. Der Einfluss des BMI auf die Vergleichbarkeit der Systeme wurde nicht untersucht. Da sich die absolute Messposition (mediansagittal vs. paravertebral) sowie beispielsweise auch der kaudale Startpunkt der Messungen zwischen den Systemen jedoch unterscheiden, erscheint eine Vergleichbarkeit der Systeme bei höherem BMI zusätzlich erschwert und sollte daher in einer Folgestudie evaluiert werden. Darüber hinaus wurde in der gegenständlichen Dissertation nicht untersucht, inwiefern pathologische oder degenerative Veränderungen der Wirbelsäule die Vergleichbarkeit der Systeme untereinander beeinflussen. Zahlreiche Veröffentlichungen weisen beispielsweise daraufhin, dass Patienten mit diagnostizierten degenerativen Veränderungen der Wirbelsäule (u. a. ausgeprägte Bandscheibendegenerationen oder degeneratives Wirbelgleiten (Spondylolisthesis)) eine charakteristische Änderung der



Wirbelsäulenform aufweisen (u. a.: [31], [111]). Sie unterscheiden sich systematisch in ihrer Ausprägung der Lordose in spezifischen Abschnitten der Wirbelsäule, wie beispielsweise einer weniger oder stärker ausgeprägten Lordose am lumbo-sakralen Übergang ([31], [111]). Durch den unterschiedlichen kaudalen Startpunkt der Messsysteme kann spekuliert werden, dass dieser Krümmungsabschnitt von den drei Messsystemen unterschiedlich bewertet wird und daher die Vergleichbarkeit der Messungen bei spezifischen Patientenkohorten erschwert ist. Da dieser Diskussionspunkt von hoher klinischer Relevanz und von genereller Bedeutung für die Anwendbarkeit der Systeme in der klinischen Praxis ist, sollte der Einfluss der individuellen Wirbelsäulenform auf die Vergleichbarkeit der Systeme auch in einer weiteren Studie untersucht werden.

In der gegenständlichen Dissertation wurden drei etablierte strahlungsfreie Messsysteme untersucht. Weitere in der Klinik oder Forschung zur Anwendung kommende Systeme (u. a.: Vicon-System [43], Zebris [44], der 3D-SpineMoveGuard [45]) konnten nicht in den Vergleich mit eingeschlossen werden. Zur Vergleichbarkeit dieser Systeme untereinander und zu den drei hier verwendeten Messmethoden kann daher keine definitive Aussage getroffen werden. Es kann jedoch davon ausgegangen werden, dass die in der gegenständlichen Arbeit aufgezeigten systematischen Unterschiede eine Vergleichbarkeit insgesamt in analoger Weise erschweren. Alle Messungen mit den drei Systemen wurden ferner aufeinanderfolgend am selben Tag durchgeführt, um potenzielle Einflussfaktoren, wie die Tageszeit oder die tagesabhängige seelische Verfassung der Probanden auf die Haltung, zu vermindern. Um etwaige Haltungsveranzen zu minimieren, wäre es vorteilhaft gewesen, die Messungen absolut zeitgleich durchführen zu können. Aus technischen Gründen ist dies jedoch nicht möglich, da beispielsweise die Verwendung des DIERS formetric III 4D die Applikation der Epionics-Pflaster auf dem Rücken der Probanden nicht vorsieht, das Setzen interner Referenzpunkte auf den Rücken negativ beeinflussen könnte und so eine den Herstellerangaben exakt folgende Anwendung bzw. Messung nicht sichergestellt werden kann. Um Haltungsveranzen zu minimieren und eine aussagekräftige individuelle Bestimmung der Lordose und Kyphose sicherzustellen, wurden alle Parameter jeweils in fünf Einzelmessungen separat bestimmt und anschließend gemittelt. Die darauf aufbauende durchgeführte Reliabilitätsuntersuchung zeigte, dass die Messsysteme eine exzellente Intra-Rater-Reliabilität aufweisen, die gemittelten Werte mit hoher Sicherheit bestimmt wurden und somit die individuelle Form bzw. Beweglichkeit der Probanden repräsentieren.

## 6.4 Fazit

Ziel der gegenständlichen Dissertation war die Evaluation der Vergleichbarkeit dreier validierter Systeme zur Bestimmung der Wirbelsäulenform (lumbale Lordose, thorakale Kyphose) und -beweglichkeit (Range of Flexion/Extension/Motion) anhand von 30 asymptomatischen Probanden. Ein systematischer Vergleich dieser in der Klinik zur Anwendung kommenden Systeme wurde bisher nicht durchgeführt. Die Ergebnisse zeigen, dass alle drei Messansätze systemspezifische Parameter mit hoher Reliabilität bestimmen. Im thorakalen Abschnitt der Wirbelsäule führte der Vergleich zu keinen signifikanten Unterschieden der gemessenen absoluten Werte zur thorakalen Kyphose, einer signifikanten und hohen Korrelation der Einzelwerte sowie einer guten Übereinstimmung mit radiologischen Referenzwerten. Eine Vergleichbarkeit der Systeme für diesen spinalen Abschnitt ist demnach gegeben und die Ergebnisse lassen den Schluss einer validen und reliablen Erfassung der thorakalen Wirbelsäulenform zu. Im lumbalen Abschnitt wiesen die Ergebnisse zur Lordose jedoch signifikante Unterschiede auf, zeigten eine nur moderate Korrelation der Einzelwerte und waren substantiell kleiner als radiologische Vergleichswerte von Referenzprobanden. Die in der gegenständlichen Dissertation aufgezeigten und diskutierten systematischen Unterschiede der Messsysteme (u. a.: Messposition, Messstartpunkt) liefern einen Erklärungsansatz für diese erzielten Ergebnisse der einzelnen Systeme. Eine eindeutige Vergleichbarkeit der Messmethoden für diesen Abschnitt der Wirbelsäule liegt demnach nicht vor und die erzielten Werte spiegeln nicht den absoluten Krümmungsverlauf der knöchernen Wirbelsäule wieder. Die Evaluation von Therapieeffekten in aufeinander folgenden Messungen sollte aufgrund der hohen Variabilität zwischen den Systemen immer nur mit einem System erfolgen. In Analogie wurden auch signifikante Unterschiede bei der Erfassung der Flexions- und Extensionsbeweglichkeit erzielt, für welche ebenfalls systematische Unterschiede der Systeme diskutiert wurden (u. a.: „dynamische“ vs. „statische“ Messmethode). Interessanterweise zeigten sich bei der lumbalen Gesamtbeweglichkeit keine signifikanten Unterschiede zwischen den Systemen und eine gute Übereinstimmung mit radiologischen Referenzwerten. Im Einklang mit der Literatur ([97], [105], [106]) kann daher spekuliert werden, dass Änderungen der lumbalen Wirbelsäulenform valider erfasst werden können als Absolutwerte der Lordose im Stehen. Dies muss jedoch in einer weiteren Untersuchung eindeutig wissenschaftlich verifiziert werden. Auch klinisch relevante und patientenspezifische Einflussfaktoren (z. B.: BMI) auf eine

valide, strahlungsfreie Vermessung sollten zukünftig detailliert evaluiert werden. Anhand der Ergebnisse der gegenständlichen Dissertation kann nicht gefolgert werden, welches der untersuchten System am besten zur Erfassung der spinalen Form und Beweglichkeit geeignet ist, da insbesondere ein direkter Vergleich mit radiologischen Werten aufgrund ethischer Aspekte nicht durchgeführt werden konnte. Dies war ferner auch nicht die primäre Intention der gegenständlichen Arbeit, zumal jedes System indikationsspezifische Vor- und Nachteile aufweist und eine einfache Antwort daher nicht möglich ist. Die kritische Auseinandersetzung mit dem derzeitigen „Status quo“ strahlungsfreier Messsysteme soll vielmehr vorhandene Limitierungen, Unterschiede und Verbesserungspotenziale bei der Erfassung aufzeigen und das allgemeine Verständnis sowie die Interpretation der Ergebnisse dieser Systeme in der Klinik und Forschung signifikant verbessern. Die Hoffnung der Autorin dieser Dissertation besteht darin, dass die hier aufgezeigten Erkenntnisse in der Folge so zu einer verbesserten nicht-radiologischen Erfassung elementarer spinaler Parameter von Patienten führen und so die enormen Vorteile einer strahlungsfreien Beurteilung der Wirbelsäulenform und –beweglichkeit in der Zukunft umfänglich ausgeschöpft werden können.

## 7 Literaturverzeichnis

- [1] Deutsches Institut für medizinische Dokumentation und Information, "DIMDI - ICD-10-GM Version 2016." [Online]. Available: <https://www.dimdi.de/static/de/klassi/icd-10-gm/kodesuche/onlinefassungen/htmlgm2016/block-m40-m43.htm#M40>. [Accessed: 16-Mar-2018].
- [2] W. Diemer and H. Burchert, *Gesundheitsberichterstattung des Bundes Heft 7 Statistisches Bundesamt*. Berlin: Robert Koch-Institut.
- [3] C. O. Schmidt, H. Raspe, M. Pfingsten, M. Hasenbring, H. D. Basler, W. Eich, and T. Kohlmann, "Back pain in the German adult population: prevalence, severity, and sociodemographic correlates in a multiregional survey.," *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 32, no. 18, pp. 2005–11, Aug. 2007.
- [4] G. B. J. Andersson, "Epidemiology of low back pain," *Acta Orthop Scand*, vol. 69, pp. 27–31, 1998.
- [5] J. Hildebrandt, G. Müller, and M. Pfingsten, *Lendenwirbelsäule - Ursachen, Diagnostik und Therapie von Rückenschmerzen*. München: Urban & Fischer Verlag, 2005.
- [6] C. Lange and T. Ziese, *Gesundheitsberichterstattung des Bundes - Gesundheit in Deutschland*. Berlin: Robert Koch-Institut, 2006.
- [7] H. Raspe, *Themenheft 53 Rückenschmerzen*. Berlin: Robert Koch-Institut, 2012.
- [8] Wissenschaftliches Institut der AOK (WIdO), *Arbeitsunfähigkeit bei AOK-Pflichtmitgliedern ohne Rentner (Arbeitsausfälle, Arbeitsunfähigkeitstage, Tage je Fall)*. Berlin: WIdO, 2011.
- [9] Gesundheitsberichterstattung des Bundes, "Die 10 20 50 Erkrankungen mit den längsten Arbeitsunfähigkeitszeiten in Tagen bei AOK-Pflichtmitgliedern ohne Rentner." [Online]. Available: [http://www.gbe-bund.de/oowa921-install/servlet/oowa/aw92/dboowasys921.xwdevkit/xwd\\_init?gbe.isgbetol/xs\\_start\\_neu/&p\\_aid=3&p\\_aid=65837016&nummer=685&p\\_sprache=D&p\\_indsp=-&p\\_aid=23323921](http://www.gbe-bund.de/oowa921-install/servlet/oowa/aw92/dboowasys921.xwdevkit/xwd_init?gbe.isgbetol/xs_start_neu/&p_aid=3&p_aid=65837016&nummer=685&p_sprache=D&p_indsp=-&p_aid=23323921). [Accessed: 04-Apr-2018].
- [10] R. Wieland, W. Froese, F. Karl, T. König, M. Premke, I. Reich, J. Tepper-Hogrefe, and S. Wessel, *Barmer GEK Gesundheitsreport 2010 - Teil1*. Berlin, 2010.
- [11] T. Vos, A. Flaxman, M. Naghavi, R. Lozano, C. Michaud, M. Ezzati, K. Shibuya, J. Salomon, S. Abdalla, V. Aboyans, J. Abraham, I. Ackerman, R. Aggarwal, S. Ahn, M. Ali, M. AlMazroa, M. Alvarado, H. Anderson, L. Anderson, K. Andrews, C. Atkinson, L. Baddour, A. Bahalim, S. Barker-Collo, L. Barrero, D. Bartels, M. Basáñez, A. Baxter, M. Bell, E. Benjamin, D. Bennett, E. Bernabé, K. Bhalla, B. Bhandari, B. Bikbov, A. Abdulhak, G. Birbeck, J. Black, H. Blencowe, J. Blore, F. Blyth, I. Bolliger, A. Bonaventure, S. Boufous, R. Bourne, M. Boussinesq, T. Braithwaite, C. Brayne, L. Bridgett, S. Brooker, P. Brooks, T. Brugha, C. Bryan-Hancock, C. Bucello, R. Buchbinder, G. Buckle, C. Budke, M. Burch, P. Burney, R. Burstein, B. Calabria, B. Campbell, C. Canter, H. Carabin, J. Carapetis, L.

Carmona, C. Cella, F. Charlson, H. Chen, A. Cheng, D. Chou, S. Chugh, L. Coffeng, S. Colan, S. Colquhoun, K. Colson, J. Condon, M. Connor, L. Cooper, M. Corriere, M. Cortinovis, K. de Vacarro, W. Couser, B. Cowie, M. Criqui, M. Cross, K. Dabhadkar, M. Dahiya, N. Dahodwala, J. Damsere-Derry, G. Danaei, A. Davis, D. De Leo, L. Degenhardt, R. Dellavalle, A. Delossantos, J. Denenberg, S. Derrett, D. Des Jarlais, S. Dharmaratne, M. Dherani, C. Diaz-Torne, H. Dolk, E. Dorsey, T. Driscoll, H. Duber, B. Ebel, K. Edmond, A. Elbaz, S. Ali, H. Erskine, P. Erwin, P. Espindola, S. Ewoigbokhan, F. Farzadfar, V. Feigin, D. Felson, A. Ferrari, C. Ferri, E. Fèvre, M. Finucane, S. Flaxman, L. Flood, K. Foreman, M. Forouzanfar, F. Fowkes, R. Franklin, M. Fransen, M. Freeman, B. Gabbe, S. Gabriel, E. Gakidou, H. Ganatra, B. Garcia, F. Gaspari, R. Gillum, G. Gmel, R. Gosselin, R. Grainger, J. Groeger, F. Guillemin, D. Gunnell, R. Gupta, J. Haagsma, H. Hagan, Y. Halasa, W. Hall, D. Haring, J. Haro, J. Harrison, R. Havmoeller, R. Hay, H. Higashi, C. Hill, B. Hoen, H. Hoffman, P. Hotez, D. Hoy, J. Huang, S. Ibeanusi, K. Jacobsen, S. James, D. Jarvis, R. Jasrasaria, S. Jayaraman, N. Johns, J. Jonas, G. Karthikeyan, N. Kassebaum, N. Kawakami, A. Keren, J. Khoo, C. King, L. Knowlton, O. Kobusingye, A. Koranteng, R. Krishnamurthi, R. Laloo, L. Laslett, T. Lathlean, J. Leasher, Y. Lee, J. Leigh, S. Lim, E. Limb, J. Lin, M. Lipnick, S. Lipshultz, W. Liu, M. Loane, S. Ohno, R. Lyons, J. Ma, J. Mabweijano, M. MacIntyre, R. Malekzadeh, L. Mallinger, S. Manivannan, W. Marcenes, L. March, D. Margolis, G. Marks, R. Marks, A. Matsumori, R. Matzopoulos, B. Mayosi, J. McAnulty, M. McDermott, N. McGill, J. McGrath, M. Medina-Mora, M. Meltzer, Z. Memish, G. Mensah, T. Merriman, A. Meyer, V. Miglioli, M. Miller, T. Miller, P. Mitchell, A. Mocumbi, T. Moffitt, A. Mokdad, L. Monasta, M. Montico, M. Moradi-Lakeh, A. Moran, L. Morawska, R. Mori, M. Murdoch, M. Mwaniki, K. Naidoo, M. Nair, L. Naldi, K. Narayan, P. Nelson, R. Nelson, M. Nevitt, C. Newton, S. Nolte, P. Norman, R. Norman, M. O'Donnell, S. O'Hanlon, C. Olives, S. Omer, K. Ortblad, R. Osborne, D. Ozgediz, A. Page, B. Pahari, J. Pandian, A. Rivero, S. Patten, N. Pearce, R. Padilla, F. Perez-Ruiz, N. Perico, K. Pesudovs, D. Phillips, M. Phillips, K. Pierce, S. Pion, G. Polanczyk, S. Polinder, C. Pope, S. Popova, E. Porrini, F. Pourmalek, M. Prince, R. Pullan, K. Ramaiah, D. Ranganathan, H. Razavi, M. Regan, J. Rehm, D. Rein, G. Remuzzi, K. Richardson, F. Rivara, T. Roberts, C. Robinson, F. De Leòn, L. Ronfani, R. Room, L. Rosenfeld, L. Rushton, R. Sacco, S. Saha, U. Sampson, L. Sanchez-Riera, E. Sanman, D. Schwebel, J. Scott, M. Segui-Gomez, S. Shahrzad, D. Shepard, H. Shin, R. Shivakoti, D. Silberberg, D. Singh, G. Singh, J. Singh, J. Singleton, D. Sleet, K. Sliwa, E. Smith, J. Smith, N. Stapelberg, A. Steer, T. Steiner, W. Stolk, L. Stovner, C. Sudfeld, S. Syed, G. Tamburlini, M. Tavakkoli, H. Taylor, J. Taylor, W. Taylor, B. Thomas, W. Thomson, G. Thurston, I. Tleyjeh, M. Tonelli, J. Towbin, T. Truelsen, M. Tsilimbaris, C. Ubeda, E. Undurraga, M. van der Werf, J. van Os, M. Vavilala, N. Venketasubramanian, M. Wang, W. Wang, K. Watt, D. Weatherall, M. Weinstock, R. Weintraub, M. Weisskopf, M. Weissman, R. White, H. Whiteford, S. Wiersma, J. Wilkinson, H. Williams, S. Williams, E. Witt, F. Wolfe, A. Woolf, S. Wulf, P. Yeh, A. Zaidi, Z. Zheng, D. Zonies, A. Lopez, C. Murray, "Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and injuries

- 1990–2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010,” *Lancet*, vol. 380, no. 9859, pp. 2163–2196, Dec. 2012.
- [12] C. M. Wenig, C. O. Schmidt, T. Kohlmann, and B. Schweikert, “Costs of back pain in Germany,” *Eur. J. Pain*, vol. 13, no. 3, pp. 280–286, Mar. 2009.
- [13] T. Kohlmann, R. Deck, and H. Raspe, “Prävalenz und Schweregrad von Rückenschmerzen in der Lübecker Bevölkerung,” *Aktuelle Rheumatol.*, vol. 20, no. 03, pp. 99–104, May 1995.
- [14] H. Raspe and A. Silman, “Back pain,” in *Epidemiology of the rheumatic diseases*, Oxford: Oxford University Press, vol. 2, pp. 309–338, 2001.
- [15] Sachverständigenrat für die konzertierte Aktion im Gesundheitswesen, *Bedarfsgerechtigkeit und Wirtschaftlichkeit Band III Über-, Unter- und Fehlversorgung*. 2001.
- [16] S. J. Linton, “A review of psychological risk factors in back and neck pain.,” *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 25, no. 9, pp. 1148–56, May 2000.
- [17] T. Sterud and T. Tynes, “Work-related psychosocial and mechanical risk factors for low back pain: a 3-year follow-up study of the general working population in Norway,” *Occup. Environ. Med.*, vol. 70, no. 5, pp. 296–302, May 2013.
- [18] U. Latza, T. Kohlmann, R. Deck, and H. Raspe, “Influence of occupational factors on the relation between socioeconomic status and self-reported back pain in a population-based sample of German adults with back pain.,” *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 25, no. 11, pp. 1390–7, Jun. 2000.
- [19] D. Samartzis, J. Karppinen, D. Chan, K. D. K. Luk, and K. M. C. Cheung, “The association of lumbar intervertebral disc degeneration on magnetic resonance imaging with body mass index in overweight and obese adults: A population-based study,” *Arthritis Rheum.*, vol. 64, no. 5, pp. 1488–1496, May 2012.
- [20] W. E. Hoogendoorn, P. M. Bongers, H. C. de Vet, M. Douwes, B. W. Koes, M. C. Miedema, G. A. Ariëns, and L. M. Bouter, “Flexion and rotation of the trunk and lifting at work are risk factors for low back pain: results of a prospective cohort study.,” *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 25, no. 23, pp. 3087–92, Dec. 2000.
- [21] J. W. Frymoyer, M. H. Pope, J. H. Clements, D. G. Wilder, B. MacPherson, and T. Ashikaga, “Risk factors in low-back pain. An epidemiological survey.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 65, no. 2, pp. 213–8, Feb. 1983.
- [22] Bundesärztekammer, Kassenärztliche Bundesvereinigung, and Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften, *Nationale VersorgungsLeitlinie Nicht-spezifischer Kreuzschmerz – Langfassung, 2. Auflage. Version 1*. Berlin, 2017.
- [23] M. Bartholomaeus and Bundesamt für Strahlenschutz, “Roentgen: Nutzen und Risiko,” Salzgitter, 2015.
- [24] C. M. Ronckers, C. E. Land, J. S. Miller, M. Stovall, J. E. Lonstein, and M. M. Doody,

- “Cancer Mortality among Women Frequently Exposed to Radiographic Examinations for Spinal Disorders,” *Radiat. Res.*, vol. 174, no. 1, pp. 83–90, Jul. 2010.
- [25] A. Benninghoff and D. Drenckhahn, *Anatomie Band 1*, 16th ed. München, Jena: Elsevier GmbH, Urban & Fischer, Abbildungen verwendet mit freundlicher Genehmigung des Elsevier Verlages, 2003.
- [26] M. Schünke, E. Schulte, U. Schumacher, M. Voll, and K. Wesker, *Prometheus, Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*, 3rd ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, Abbildungen entnommen von S. 103, 118, 149 mit freundlicher Genehmigung des Georg Thieme Verlages, 2011.
- [27] H. Junghans and I. A. Kapandji, “Das Bewegungssegment der Wirbelsäule und seine praktische Bedeutung.,” in *Funktionelle Anatomie der Gelenke.*, Stuttgart: Enke, 1985.
- [28] F. Paulsen and J. Waschke, *Sobotta Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat*, 24th ed. München: Elsevier GmbH, Urban & Fischer, Abbildungen verwendet mit freundlicher Genehmigung des Elsevier Verlages, 2017.
- [29] W. Graumann and D. Sasse, *Compact Lehrbuch Anatomie Band 2 Bewegungsapparat*. Stuttgart, New York: Schattauer, 2004.
- [30] H. Schmidt, S. Reitmaier, F. Graichen, and A. Shirazi-Adl, “Review of the fluid flow within intervertebral discs - How could in vitro measurements replicate in vivo?,” *J. Biomech.*, vol. 49, no. 14, pp. 3133–3146, Oct. 2016.
- [31] P. Rajnics, A. Templier, W. Skalli, F. Lavaste, and T. Illes, “The importance of spinopelvic parameters in patients with lumbar disc lesions.,” *Int. Orthop.*, vol. 26, no. 2, pp. 104–8, 2002.
- [32] J. Legaye, G. Duval-Beaupère, J. Hecquet, and C. Marty, “Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves.,” *Eur. Spine J.*, vol. 7, no. 2, pp. 99–103, 1998.
- [33] P. Roussouly, S. Gollogly, E. Berthonnaud, and J. Dimnet, “Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position.,” *Spine (Phila. Pa. 1976).*, vol. 30, no. 3, pp. 346–53, Feb. 2005.
- [34] J. R. Cobb, “Outline for the study of scoliosis.,” *Am. Acad. Orthop. Surg. Instr. course Lect.*, vol. 5, pp. 261–75, 1948.
- [35] Freundlicherweise zur Verfügung gestellt vom Julius-Wolff-Institut, “Charité Universitätsmedizin Berlin.”
- [36] R. A. Kleinerman, “Cancer risks following diagnostic and therapeutic radiation exposure in children,” *Pediatr. Radiol.*, vol. 36, no. 2, pp. 121–125, Sep. 2006.
- [37] I. A. Stokes, T. M. Bevins, and R. A. Lunn, “Back surface curvature and measurement of lumbar spinal motion.,” *Spine (Phila. Pa. 1976).*, vol. 12, no. 4, pp. 355–61, May 1987.
- [38] M. Guerhazi, S. Ghroubi, M. Kassis, O. Jaziri, H. Keskes, W. Kessomtini, I. Ben Hammouda, and M.-H. Elleuch, “Validité et reproductibilité du Spinal Mouse®

- pour l'étude de la mobilité en flexion du rachis lombaire," *Ann. Réadaptation Médecine Phys.*, vol. 49, no. 4, pp. 172–177, May 2006.
- [39] M. A. Adams, P. Dolan, C. Marx, and W. C. Hutton, "An electronic inclinometer technique for measuring lumbar curvature.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 1, no. 3, pp. 130–4, Aug. 1986.
- [40] T. L. Schulte, E. Hierholzer, A. Boerke, T. Lerner, U. Liljenqvist, V. Bullmann, and L. Hackenberg, "Raster stereography versus radiography in the long-term follow-up of idiopathic scoliosis.," *J. Spinal Disord. Tech.*, vol. 21, no. 1, pp. 23–8, Feb. 2008.
- [41] P. Knott, E. Pappo, M. Cameron, J. Demauroy, C. Rivard, T. Kotwicki, F. Zaina, J. Wynne, L. Stikeleather, J. Bettany-Saltikov, T. B. Grivas, J. Durmala, T. Maruyama, S. Negrini, J. P. O'Brien, and M. Rigo, "SOSORT 2012 consensus paper: reducing x-ray exposure in pediatric patients with scoliosis.," *Scoliosis*, vol. 9, no. 1, pp. 1–9, Dec. 2014.
- [42] R. Don, P. Capodaglio, V. Cimolin, M. G. Benedetti, F. D'Ossualdo, C. Frigo, L. Vismara, and S. Negrini, "Instrumental measures of spinal function: Is it worth? A state-of-the art from a clinical perspective," *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 48, no. 2, pp. 255–273, Jun. 2012.
- [43] D. Levine, M. A. Colston, M. W. Whittle, E. C. Pharo, and D. J. Marcellin-Little, "Sagittal lumbar spine position during standing, walking, and running at various gradients.," *J. Athl. Train.*, vol. 42, no. 1, pp. 29–34.
- [44] L. Vogt, K. Pfeifer, M. Portscher, and W. Banzer, "Lumbar corsets: their effect on three-dimensional kinematics of the pelvis.," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 37, no. 5, pp. 495–9, 2000.
- [45] M. Wunderlich, T. Rütger, D. Essfeld, T. C. Erren, C. Piekarski, and D. Leyk, "A new approach to assess movements and isometric postures of spine and trunk at the workplace.," *Eur. Spine J.*, vol. 20, no. 8, pp. 1393–402, Aug. 2011.
- [46] D. Dinu, M. Fayolas, M. Jacquet, E. Leguy, J. Slavinski, and N. Houel, "Accuracy of Postural Human-motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors," *Procedia Eng.*, vol. 147, pp. 655–658, Jan. 2016.
- [47] "What is motion capture | VICON." [Online]. Available: <https://www.vicon.com/what-is-motion-capture>. [Accessed: 23-Mar-2018].
- [48] Zebris Medical GmbH, "Bestimmung der Haltung, Form und Beweglichkeit der Wirbelsäule," Isny im Allgäu, 2012.
- [49] K. P. Gill and M. J. Callaghan, "Intratester and intertester reproducibility of the lumbar motion monitor as a measure of range, velocity and acceleration of the thoracolumbar spine.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 11, no. 7, pp. 418–421, Oct. 1996.
- [50] S. Freitag, R. Ellegast, M. Dulon, and A. Nienhaus, "Quantitative measurement of stressful trunk postures in nursing professions.," *Ann. Occup. Hyg.*, vol. 51, no. 4, pp. 385–95, Jun. 2007.
- [51] A. F. Mannion, K. Knecht, G. Balaban, J. Dvorak, and D. Grob, "A new skin-surface device



- for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature.," *Eur. Spine J.*, vol. 13, no. 2, pp. 122–36, Mar. 2004.
- [52] J. Schröder, T. Stiller, and K. Mattes, "Referenzdaten in der Wirbelsäulenformanalyse," *Man. Medizin*, vol. 49, no. 3, pp. 161–166, Jun. 2011.
- [53] B. Drerup and E. Hierholzer, "Objective determination of anatomical landmarks on the body surface: measurement of the vertebra prominens from surface curvature.," *J. Biomech.*, vol. 18, no. 6, pp. 467–74, 1985.
- [54] B. Drerup and E. Hierholzer, "Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape," *Clin. Biomech.*, vol. 9, no. 1, pp. 28–36, Jan. 1994.
- [55] Statistisches Bundesamt, "Gesundheit Ausgaben 2014," Wiesbaden, 2016.
- [56] M. Dreischarf, L. Albiol, A. Rohlmann, E. Pries, M. Bashkuev, T. Zander, G. Duda, C. Druschel, P. Strube, M. Putzier, and H. Schmidt, "Age-Related Loss of Lumbar Spinal Lordosis and Mobility – A Study of 323 Asymptomatic Volunteers," *PLoS One*, vol. 9, no. 12, p. e116186, Dec. 2014.
- [57] J. Cohen, *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences.*, 2nd ed. Hillsdale NJ: Taylor & Francis Inc., 1988.
- [58] A. Kwiatek, *Gebrauchsanweisung Epionics Spine*. Potsdam: Epionics Medical GmbH, Abbildungen verwendet mit freundlicher Genehmigung der Epionics Medical GmbH, 2012.
- [59] J. Hübner, *Gebrauchsanweisung DIERS formetric III 4D Revisionsstufe 7*. Schlangenbad: DIERS International GmbH, Abbildungen verwendet mit freundlicher Genehmigung der DIERS International GmbH, 2013.
- [60] Idiag AG, "MediMouse Software-Handbuch," Fehraltdorf, 2013.
- [61] P. E. Bijur, W. Silver, and E. J. Gallagher, "Reliability of the visual analog scale for measurement of acute pain.," *Acad. Emerg. Med.*, vol. 8, no. 12, pp. 1153–7, Dec. 2001.
- [62] E. Pries, M. Dreischarf, M. Bashkuev, and H. Schmidt, "Application of a novel spinal posture and motion measurement system in active and static sitting.," *Ergonomics*, vol. 58, no. 9, pp. 1605–10, Sep. 2015.
- [63] A. Rohlmann, T. Consmüller, M. Dreischarf, M. Bashkuev, A. Disch, E. Pries, G. N. Duda, and H. Schmidt, "Measurement of the number of lumbar spinal movements in the sagittal plane in a 24-hour period.," *Eur. Spine J.*, vol. 23, no. 11, pp. 2375–84, Nov. 2014.
- [64] T. Consmüller, A. Rohlmann, D. Weinland, C. Druschel, G. N. Duda, and W. R. Taylor, "Comparative evaluation of a novel measurement tool to assess lumbar spine posture and range of motion.," *Eur. Spine J.*, vol. 21, no. 11, pp. 2170–80, Nov. 2012.
- [65] T. Consmüller, A. Rohlmann, D. Weinland, C. Druschel, G. N. Duda, and W. R. Taylor, "Velocity of lordosis angle during spinal flexion and extension.," *PLoS One*, vol. 7, no. 11,

p. e50135, Nov. 2012.

- [66] W. R. Taylor, T. Consmüller, and A. Rohlmann, "A novel system for the dynamic assessment of back shape," *Med. Eng. Phys.*, vol. 32, no. 9, pp. 1080–1083, Nov. 2010.
- [67] "MediMouse / lucamed.de." [Online]. Available: <https://www.lucamed.de/produkte/medimouse/>. [Accessed: 28-Mar-2018].
- [68] Freundlicherweise zur Verfügung gestellt von Idiag AG, "Idiag M360 Description."
- [69] N. Seichert, M. Baumann, E. Senn, and H. Zuckriegel, "Die Rückenmaus — Ein analog-digitales Meßgerät zur Erfassung der sagittalen Rückenkontur," *Phys Rehab Kur Med* 4, vol. 1, pp. 35–43, 1994.
- [70] P. Fasanella and Idiag AG, "MEASURING SYSTEM FOR DETERMINING THE SURFACE LINE OF A BODY.," United States Patent US 6,637,278 B1, 2003.
- [71] S. Steinbeis, "Alters- und Geschlechtsspezifische Normwerte von Rückenform- und Beweglichkeit gemessen mit der 'Rückenmaus,'" München, 1999.
- [72] E. Bistritschan, S. Delank, G. Winnekendonk, and P. Eysel, "Oberflächenmessverfahren (Medimouse) versus Röntgenfunktionsaufnahmen zur Beurteilung der lumbalen Wirbelsäulenbeweglichkeit," *Zeitschrift für Orthopädie*, vol. 141, no. 1, p. 1, 2003.
- [73] J. Schroeder, R. Reer, and K. M. Braumann, "Video raster stereography back shape reconstruction: a reliability study for sagittal, frontal, and transversal plane parameters," *Eur. Spine J.*, vol. 24, no. 2, pp. 262–269, Feb. 2015.
- [74] J. M. Frerich, "Comparison of Radiographic and Surface Topography Measurements in Adolescents with Idiopathic Scoliosis," *Open Orthop. J.*, vol. 6, no. 1, pp. 261–265, Jul. 2012.
- [75] K. O. McGraw and S. P. Wong, "Forming inferences about some intraclass correlation coefficients.," *Psychol. Methods*, vol. 1, no. 1, pp. 30–46, 1996.
- [76] P. E. Shrout and J. L. Fleiss, "Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability.," *Psychol. Bull.*, vol. 86, no. 2, pp. 420–8, Mar. 1979.
- [77] D. V. Cicchetti, "Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology.," *Psychol. Assess.*, vol. 6, no. 4, pp. 284–290, 1994.
- [78] B. Ratner, "The correlation coefficient: Its values range between +1/-1, or do they?," *J. Targeting, Meas. Anal. Mark.*, vol. 17, no. 2, pp. 139–142, Jun. 2009.
- [79] R. P. Jackson and A. C. McManus, "Radiographic analysis of sagittal plane alignment and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex, and size. A prospective controlled clinical study.," *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 19, no. 14, pp. 1611–8, Jul. 1994.
- [80] S. Iyer, L. G. Lenke, V. M. Nemani, T. J. Albert, B. A. Sides, L. N. Metz, M. E. Cunningham, and H. J. Kim, "Variations in Sagittal Alignment Parameters Based on Age," *Spine (Phila.*

- Pa. 1976*)., vol. 41, no. 23, pp. 1826–1836, Dec. 2016.
- [81] M. M. A. Janssen, X. Drevelle, L. Humbert, W. Skalli, and R. M. Castelein, “Differences in Male and Female Spino-Pelvic Alignment in Asymptomatic Young Adults,” *Spine (Phila. Pa. 1976)*., vol. 34, no. 23, pp. E826–E832, Nov. 2009.
- [82] R. Vialle, N. Levassor, L. Rillardon, A. Templier, W. Skalli, and P. Guigui, “Radiographic Analysis of the Sagittal Alignment and Balance of the Spine in Asymptomatic Subjects,” *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 87, no. 2, pp. 260–267, Feb. 2005.
- [83] E. Berthonnaud, J. Dimnet, P. Roussouly, and H. Labelle, “Analysis of the sagittal balance of the spine and pelvis using shape and orientation parameters.,” *J. Spinal Disord. Tech.*, vol. 18, no. 1, pp. 40–7, Feb. 2005.
- [84] M. J. Pearcy, “Stereo radiography of lumbar spine motion.,” *Acta Orthop. Scand. Suppl.*, vol. 212, pp. 1–45, 1985.
- [85] J. Dvorák, M. M. Panjabi, D. G. Chang, R. Theiler, and D. Grob, “Functional radiographic diagnosis of the lumbar spine. Flexion-extension and lateral bending.,” *Spine (Phila. Pa. 1976)*., vol. 16, no. 5, pp. 562–71, May 1991.
- [86] Bundesamt für Strahlenschutz, “BfS - Röntgen - Röntgendiagnostik: Häufigkeit und Strahlenexposition.” [Online]. Available: <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medicin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html>. [Accessed: 28-Mar-2018].
- [87] M. M. Doody, J. E. Lonstein, M. Stovall, D. G. Hacker, N. Luckyanov, and C. E. Land, “Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U.S. Scoliosis Cohort Study.,” *Spine (Phila. Pa. 1976)*., vol. 25, no. 16, pp. 2052–63, Aug. 2000.
- [88] Bundesamt für Strahlenschutz, “Strahlenthemen Röntgendiagnostik – schädlich oder nützlich?,” Salzgitter, 2015.
- [89] C. P. Hassler, A. Meurer, H. Waizy, D. Frank, and R. A. Fuhrmann, “Idiopathische Skoliose im Wachstumsalter,” Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie (DGOOC) und des Berufsverbandes der Ärzte für Orthopädie (BVO), 2010.
- [90] L. Guidetti, V. Bonavolontà, A. Tito, V. M. Reis, M. C. Gallotta, and C. Baldari, “Intra- and interday reliability of spine rasterstereography.,” *Biomed Res. Int.*, vol. 2013, p. 745480, 2013.
- [91] M. Pearcy, I. Portek, and J. Shepherd, “The effect of low-back pain on lumbar spinal movements measured by three-dimensional X-ray analysis.,” *Spine (Phila. Pa. 1976)*., vol. 10, no. 2, pp. 150–3, Mar. 1985.
- [92] S. M. Hussain, D. M. Urquhart, Y. Wang, J. E. Shaw, D. J. Magliano, A. E. Wluka, and F. M. Cicuttini, “Fat mass and fat distribution are associated with low back pain intensity and disability: results from a cohort study.,” *Arthritis Res. Ther.*, vol. 19, no. 1, p. 26, Feb. 2017.

- [93] Y. Hashimoto, K. Matsudaira, S. S. Sawada, Y. Gando, R. Kawakami, R. A. Sloan, C. Kinugawa, T. Okamoto, K. Tsukamoto, M. Miyachi, and H. Naito, "Association between objectively measured physical activity and body mass index with low back pain: a large-scale cross-sectional study of Japanese men," *BMC Public Health*, vol. 18, no. 1, pp. 1–8, Dec. 2018.
- [94] J. Rehm, T. Germann, M. Akbar, W. Pepke, H.-U. Kauczor, M.-A. Weber, and D. Spira, "3D-modeling of the spine using EOS imaging system: Inter-reader reproducibility and reliability," *PLoS One*, vol. 12, no. 2, p. e0171258, Feb. 2017.
- [95] M. M. Panjabi, V. Goel, T. Oxland, K. Takata, J. Duranceau, M. Krag, and M. Price, "Human lumbar vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy.," *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 17, no. 3, pp. 299–306, Mar. 1992.
- [96] R. J. Crawford, R. I. Price, and K. P. Singer, "The effect of interspinous implant surgery on back surface shape and radiographic lumbar curvature," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 24, no. 6, pp. 467–472, Jul. 2009.
- [97] R. Zemp, R. List, T. Gü Lay, J. P. Elsig, J. Naxera, W. R. Taylor, S. Lorenzetti, and S.-X. Zhang, "Soft Tissue Artefacts of the Human Back: Comparison of the Sagittal Curvature of the Spine Measured Using Skin Markers and an Open Upright MRI," *PLoS One*, vol. 9, no. 4, p. e95426, 2014.
- [98] M. M. A. Janssen, X. Drevelle, L. Humbert, W. Skalli, and R. M. Castelein, "Differences in male and female spino-pelvic alignment in asymptomatic young adults: a three-dimensional analysis using upright low-dose digital biplanar X-rays.," *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 34, no. 23, pp. E826-32, Nov. 2009.
- [99] D. E. Gelb, L. G. Lenke, K. H. Bridwell, K. Blanke, and K. W. McEnery, "An analysis of sagittal spinal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged volunteers.," *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 20, no. 12, pp. 1351–8, Jun. 1995.
- [100] T. Tsuji, Y. Matsuyama, K. Sato, Y. Hasegawa, Y. Yimin, and H. Iwata, "Epidemiology of low back pain in the elderly: correlation with lumbar lordosis.," *J. Orthop. Sci.*, vol. 6, no. 4, pp. 307–11, 2001.
- [101] P. Stagnara, J. C. De Mauroy, G. Dran, G. P. Gonon, G. Costanzo, J. Dimnet, and A. Pasquet, "Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis.," *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 7, no. 4, pp. 335–42, 1982.
- [102] C. Boulay, C. Tardieu, J. Hecquet, C. Benaim, B. Mouilleseaux, C. Marty, D. Prat-Pradal, J. Legaye, G. Duval-Beaupère, and J. Pélissier, "Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence: standard values and prediction of lordosis.," *Eur. Spine J.*, vol. 15, no. 4, pp. 415–22, Apr. 2006.
- [103] K. Karastergiou, S. R. Smith, A. S. Greenberg, and S. K. Fried, "Sex differences in human adipose tissues - the biology of pear shape.," *Biol. Sex Differ.*, vol. 3, no. 1, p. 13, May 2012.
- [104] M. Hajibozorgi and N. Arjmand, "Sagittal range of motion of the thoracic spine using

- inertial tracking device and effect of measurement errors on model predictions," *J. Biomech.*, vol. 49, no. 6, pp. 913–918, Apr. 2016.
- [105] F. Teixeira and G. Carvalho, "Confiabilidade e validade das medidas da cifose torácica através do método flexicurva," *Rev. Bras. Fisioter.*, vol. 11, no. 3, pp. 199–204, Jun. 2007.
- [106] T. S. de Oliveira, C. T. Candotti, M. La Torre, P. P. T. Pelinson, T. S. Furlanetto, F. M. Kutchak, and J. F. Loss, "Validity and reproducibility of the measurements obtained using the flexicurve instrument to evaluate the angles of thoracic and lumbar curvatures of the spine in the sagittal plane.," *Rehabil. Res. Pract.*, vol. 2012, 186156, 2012.
- [107] G. Fon, M. Pitt, and A. Thies, "Thoracic kyphosis: range in normal subjects," *Am. J. Roentgenol.*, vol. 134, no. 5, pp. 979–983, May 1980.
- [108] A. J. van der Veen, M. G. Mullender, I. Kingma, J. H. van Dieen, J. H. van, and T. H. Smit, "Contribution of vertebral [corrected] bodies, endplates, and intervertebral discs to the compression creep of spinal motion segments.," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 6, pp. 1260–8, 2008.
- [109] H. Schmidt, C. Schilling, A. L. P. Reyna, A. Shirazi-Adl, and M. Dreischarf, "Fluid-flow dependent response of intervertebral discs under cyclic loading: On the role of specimen preparation and preconditioning," *J. Biomech.*, vol. 49, no. 6, pp. 846–856, Apr. 2016.
- [110] S. M. McGill and S. Brown, "Creep response of the lumbar spine to prolonged full flexion.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 7, no. 1, pp. 43–6, Feb. 1992.
- [111] C. Barrey, J. Jund, O. Nosedá, and P. Roussouly, "Sagittal balance of the pelvis-spine complex and lumbar degenerative diseases. A comparative study about 85 cases.," *Eur. Spine J.*, vol. 16, no. 9, pp. 1459–67, Sep. 2007.

## 8 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Bettina Dreischarf, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Der Vergleich von drei strahlungsfreien Systemen zur Messung von Wirbelsäulenform und –beweglichkeit“ 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 kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; [www.icmje.org](http://www.icmje.org)) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass mir die Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis bekannt ist und ich mich zur Einhaltung dieser Satzung verpflichte.

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

Datum

Unterschrift

### **Anteilserklärung an etwaigen erfolgten Publikationen**

Es liegen keine Publikationen vor.

## **9 Lebenslauf**

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

## 10 Danksagung

Mein großer Dank gilt all jenen, die mich bei den verschiedenen Schritten der Studiendurchführung unterstützt und zum Gelingen dieser Promotion beigetragen haben.

In besonderem Maße danke ich meinem Betreuer Herrn Professor Dr. Hendrik Schmidt, der mit seiner wissenschaftlichen Erfahrung und Unterstützung stets ein hilfreicher Ansprechpartner war und maßgeblich zum Gelingen der Arbeit beigetragen hat.

Außerdem danke ich Frau Dr. Esther Pries, Herrn Maxim Bashkuev und Herrn Dr. Thomas Zander für die vielen wissenschaftlichen Diskussionen, ihre Unterstützung und ihre Ideen besonders im Bereich der Studienplanung, –durchführung und der statistischen Analyse.

Großer Dank gilt natürlich auch allen freiwilligen Probanden, die sich die Zeit genommen haben an den Untersuchungen teilzunehmen. Ohne sie wäre diese Studie nicht möglich gewesen.

Außerdem danke ich meiner Mutter Karla für ihre immerwährende Unterstützung, die Faszination an der Medizin und ihre Vorbildwirkung im unermüdlichen Verfolgen beruflicher und privater Ziele. Auch meine Schwiegereltern Sigrid und Reiner sind von unschätzbarem Wert für unsere Familie in allen Lebenslagen.

Der größte Dank gilt natürlich meinem Partner Marcel und meinen beiden Kindern Paul und Johanna für ihr Verständnis, ihre Geduld und anhaltende Ermutigung, welche unermesslich viel zur Fertigstellung dieser Arbeit beigetragen haben.