

Aus der Klinik für Unfall- und Handchirurgie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Joachim Windolf

Etablierung und Evaluation eines neuartigen lichtoptischen
Messsystems zur Untersuchung der Haltung des Beckens und der
Wirbelsäule unter dynamischen Bedingungen

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Juliane Hamm

2016

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Joachim Windolf

Erstgutachter: Prof. Dr. med. Michael Wild

Zweitgutachter: Prof. Dr. med. Rotem Shlomo Lanzmann

Für meine Eltern

Zusammenfassung

Der Prototyp "Formetric 4D Motion®" ist ein rasterstereographisches Oberflächenvermessungssystem für dynamische Strukturanalysen u.a. des menschlichen Rückens. Horizontale weiße Lichtlinien werden auf den Rücken projiziert und durch dessen dreidimensionale Oberfläche verformt. Durch die Bestimmung von Oberflächenkrümmungen und der Ausrichtung an einem intrinsischen Koordinatensystem kann ein dreidimensionales Modell des Rückens berechnet werden. Anatomische Fixpunkte wie der *Proc. spinosus* des siebten Halswirbelkörpers und die Lumbalgrübchen definieren das dreidimensionale Koordinatensystem. Durch ein zugrundeliegendes Wirbelsäulenmodell können so exakte Form- und Funktionsanalysen durchgeführt werden.

Bisher konnten solche Analysen nur unter statischen Bedingungen durchgeführt werden. Mit dem "Formetric 4D-Motion®" besteht nun die Möglichkeit Wirbelsäule und Becken dreidimensional während komplexerer Bewegungen, wie dem Laufen auf einem Laufband, zu untersuchen. Im Rahmen dieser Arbeit wurden rasterstereographische Oberflächenvermessungen der Rücken von 121 jungen, gesunden Probanden durchgeführt, während sie mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten auf einem Laufband gingen. Betrachtet wurden die Parameter Rumpflänge, Lumbalgrübchenabstand, Rumpfneigung, Lotabweichung, Beckenhochstand, Kyphose- und Lordosewinkel, Oberflächenrotation und Seitabweichung. Es zeigten sich geschwindigkeitsabhängige Unterschiede bei den Parametern Rumpfneigung, Kyphosewinkel, Oberflächenrotation und Seitabweichung. Geschlechtsabhängige Unterschiede waren bei den Parametern Rumpflänge, Lordosewinkel, Oberflächenrotation sowie Seitabweichung zu finden.

Durch die Integration einer kapazitiven Druckmessplatte in das Laufband konnten zusätzliche Gangparameter in Abhängigkeit von Laufgeschwindigkeit und Geschlecht analysiert werden. Betrachtet wurden die Parameter Schwungdauer, Standdauer, Doppelschrittlänge und Doppelstandphase. Geschwindigkeitsabhängige Unterschiede konnten bei allen Parametern gefunden werden. Geschlechtsspezifische Unterschiede zeigten sich bei den Parametern Schwung- und Standdauer sowie Doppelschrittlänge.

Das "Formetric 4D-Motion®" ist in der Lage, strahlungsfrei und kontaktlos Haltungs- und Ganganalysen unter komplexen dynamischen Bedingungen mit hoher Reliabilität und Validität durchzuführen. Pedobarographische Ergebnisse sind bei Geschwindigkeiten über 1 km/h ebenfalls in hohem Maße reliabel. Die in dieser Studie ermittelten Daten eignen sich dabei als Normwerte für weitere Studien.

Abkürzungsverzeichnis

°	Grad
μSv	Mikro-Sievert
3D	dreidimensional
a	Jahr
BMI	Body Mass Index [kg/m ²]
χ^2	Chi-Quadrat des Kruskal-Wallis-Tests
C7	7. Halswirbelkörper
ca.	circa
cm	Zentimeter
cm ²	Quadratzentimeter
DL	Linkes Lumbalgrübchen
DM	Mittelpunkt zwischen den Lumbalgrübchen
DR	Rechtes Lumbalgrübchen
Hz	Hertz
kg	Kilogramm
km/h	Kilometer pro Stunde
M	Mittelwert
m	Meter
m ²	Quadratmeter
mm	Millimeter
mSV	Milli-Sievert
N	Newton, SI-Einheit der Kraft
n	Anzahl der Probanden in einer betrachteten Studienpopulation
p	Signifikanzwert
Proc.	Processus
rms	Root mean square (Quadratisches Mittel)
s	Sekunden
S1	1. Sakralwirbelkörper
SD	Standardabweichung
SP	Sakralpunkt
T1	1. Brustwirbelkörper
T12	12. Brustwirbelkörper
U	Teststatistik des Mann-Whitney U-Tests
u.a.	unter anderem
VP	Vertebra prominens
z	z-Transformation des Mann-Whitney U-Tests
z.B.	zum Beispiel
α	Signifikanzniveau alpha

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Anatomische Grundlagen.....	1
1.2	Anatomische Landmarken.....	3
1.3	Medizinische Relevanz: Skoliose	4
1.4	Lichtoptische Messverfahren	7
1.4.1	Moirétopographie und ISIS	7
1.4.2	Rasterstereographie.....	9
1.5	Motion Analysis Systeme	11
1.5.1	Bewegungsanalyse (kinematische Messungen).....	11
1.5.2	Bodenreaktionskraftanalyse (kinetische Messungen)	13
2	Ziele der Studie.....	14
3	Material und Methoden	14
3.1	Rasterstereographie.....	15
3.1.1	Triangulation	15
3.1.2	Mathematische Grundlagen.....	15
3.1.3	Lokalisation von anatomischen Landmarken.....	18
3.1.4	Rasterstereographische Parameter	21
3.2	Pedobarographie.....	22
3.3	Probanden	23
3.4	Untersuchungsdurchführung	24

3.5	Auswertung	28
4	Ergebnisse.....	28
4.1	Rasterstereographie.....	29
4.1.1	Statische Messungen: Vergleich der Geschlechter	30
4.1.2	Dynamische Messungen.....	33
4.1.3	Dynamische Messungen: Vergleich der Geschlechter	35
4.1.4	Dynamische Messungen: Vergleich der Geschwindigkeiten	39
4.1.5	Statische und dynamische Messungen im Vergleich	45
4.2	Pedobarographie.....	51
4.2.1	Pedobarographische Messungen: Vergleich der Geschlechter	52
4.2.2	Pedobarographische Messungen: Vergleich der Messgeschwindigkeiten	56
4.3	Zusammenfassung der Ergebnisse	59
4.3.1	Rasterstereographie.....	59
4.3.2	Pedobarographie.....	60
5	Diskussion.....	61
5.1	Vor- und Nachteile der Rasterstereographie	61
5.1.1	Vergleich zwischen Rasterstereographie und VICON-System.....	63
5.2	Diskussion der Ergebnisse - Rasterstereographie	70
5.2.1	Konstante Parameter	71
5.2.2	Inkonstante Parameter	73
5.3	Diskussion der Ergebnisse - Pedobarographie.....	76
	Literaturverzeichnis.....	79

1 Einleitung

1.1 Anatomische Grundlagen

Die Körperhaltung eines Menschen, also die Ausrichtung und Orientierung des aufrechten Körpers [1], ist ein wichtiger sozialer Einflussfaktor und bestimmt charakteristisch wie dieser von der Umwelt wahrgenommen wird. Eine Vielzahl von strukturellen und psychologischen Faktoren nimmt dabei Einfluss auf die Haltung eines Menschen [2]. Die anatomische Grundlage der Körperhaltung ist das Achsenskelett. Als Achsenskelett werden die Anteile des knöchernen Apparates des Menschen bezeichnet, die für den strukturellen Aufbau des Rumpfes entscheidend sind. Dazu zählen neben der Wirbelsäule, *Columna vertebralis*, die im Brustbereich von der Wirbelsäule ausgehenden Rippen, *Costae* sowie das Becken, *Pelvis*.

Die Wirbelsäule eines erwachsenen Menschen besteht aus 28 bis 31 knöchernen Elementen, den Wirbelkörpern, *Corpora vertebrae*. Durch anatomische und funktionelle Unterschiede der einzelnen Wirbelkörper, lässt sich die Wirbelsäule in drei Abschnitte gliedern: Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule. Die Größe der einzelnen Wirbelkörper nimmt dabei von kranial nach kaudal zu, als anatomisches Korrelat der stetig steigenden Belastung in den unteren Abschnitten. Mit zunehmender Größe der Wirbelkörper sinkt die Beweglichkeit der einzelnen Wirbelkörper zueinander, mit dem kleinsten Bewegungsfreiraum in den unteren Segmenten der Lendenwirbelsäule und der größten Beweglichkeit im ersten und zweiten Halswirbelkörper, *Atlas* und *Axis*.

Die Halswirbelsäule, *Pars cervicalis*, besteht aus sieben Wirbelkörpern. Nach kaudal schließt sich die Brustwirbelsäule, *Pars thoracalis*, mit zwölf Wirbelkörpern an. Seitlich gehen von diesen Segmenten die Rippen ab, die ventral in Verbindung mit dem Brustbein, *Sternum*, stehen und so den Brustkorb bilden. Kaudal der Brustwirbelsäule folgt die Lendenwirbelsäule, *Pars lumbalis*, bestehend aus fünf Wirbelkörpern. Das Kreuzbein, *Os sacrum*, besteht aus fünf Wirbelkörpern, die im Verlauf der Entwicklung fusionieren. Das Steißbein, *Os coccygis*, wird aus drei bis fünf rudimentären Knochensegmenten gebildet. Sie stellen die Überbleibsel embryologisch nicht vollständig zurückgebildeter Wirbelkörper dar (siehe Abbildung 1 links).

Das Hüftbein, *Os coxae*, ist zu beiden Seiten über eine *Amphiathrose*, ein durch Bänder stark gesichertes Gelenk, mit dem Kreuzbein verbunden. Kreuzbein und Hüftbein bilden zusammen den

Beckengürtel, der die Last des Rumpfes auf die unteren Extremitäten überträgt (siehe Abbildung 1 rechts).

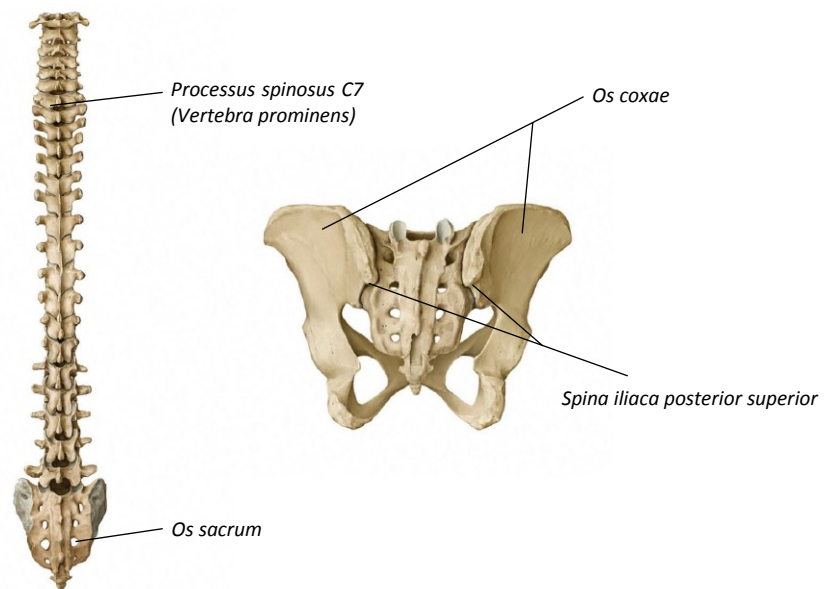


Abb. 1: links: Knöcherne Wirbelsäule - Ansicht von dorsal; rechts: Knöchernes Becken - Ansicht von dorsal. Modifiziert nach PROMETHEUS Lernatlas der Anatomie [3]. Mit freundlicher Genehmigung des Georg Thieme Verlag KG.

In der Sagittalebene weist die Wirbelsäule eines gesunden Erwachsenen charakteristische Krümmungen auf, die an eine doppelte S-Form erinnern. Die Interaktion von Wirbelkörpern, Bandscheiben und Bandapparat formt die Lordose der Hals- und Lendenwirbelsäule sowie die Kyphose der Brust- und Sakralwirbelsäule. Besonders markant ist der Übergang zwischen Lendenwirbelsäule und Kreuzbein. Dieser Übergang bildet den *Lumbosakralwinkel* von durchschnittlich 120 - 164° und ist durch die Evolution des aufrechten Ganges beim Menschen entstanden (siehe Abbildung 2) [4, 5].

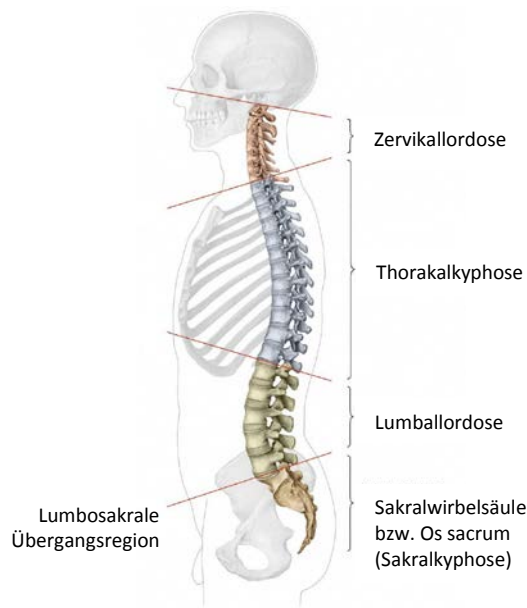


Abb. 2: Abschnitte und Krümmungen der Wirbelsäule. Ansicht von links lateral. Modifiziert nach PROMETHEUS Lernatlas der Anatomie [3]. Mit freundlicher Genehmigung des Georg Thieme Verlag KG.

1.2 Anatomische Landmarken

Die direkt unter der Haut liegenden knöchernen Strukturen geben der Körperoberfläche ihre charakteristische Form. Bei der Betrachtung des Rückens ist eine Vielzahl von Knochenpunkten sichtbar. Besonders prominente Punkte können visuell und palpatorisch als anatomische Landmarken identifiziert werden [6]. Anatomische Landmarken sind charakteristische Punkte, die sowohl durch einen Eigennamen als auch durch kartesische Koordinaten definiert werden. Die Positionen dieser Landmarken sind bei verschiedenen Individuen vergleichbar [7]. So können diese Punkte bei der Erstellung eines intrinsischen Koordinatensystems herangezogen werden [6].

In der klinischen Anwendung haben sich folgende Landmarken als besonders relevant herausgestellt [8] (Abbildung 3):

- *Vertebra prominens (VP)*: Der Dornfortsatz, *Processus spinosus*, des siebten Halswirbelkörpers. Am menschlichen Rücken ist dies der Punkt mit der größten Konvexität.

- Lumbalgrübchen (links *DL*, rechts *DR*): *Fossae lumbales laterales* sowie der Mittelpunkt zwischen beiden Lumbalgrübchen (*DM*). Anatomisches Korrelat ist der hintere obere Beckendorn, *Spina iliaca posterior superior*.
- Sakralpunkt (*SP*): Der kraniale Beginn der *Rima ani*.

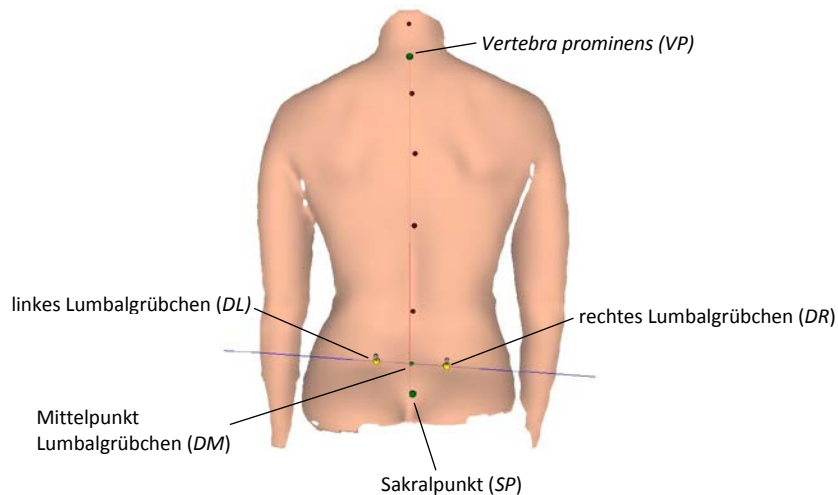


Abb. 3: Klinisch relevante anatomische Landmarken. Darstellung mittels rasterstereographischer Oberflächenrekonstruktion des Rückens einer weiblichen Probandin.

Die *Margo medialis* und der *Angulus inferior* des Schulterblatts sind weitere knöcherne Strukturen und somit Teil der Morphologie des Rückens. Das Schulterblatt wird allerdings nicht zum Achsenskelett, sondern zum Schultergürtel gezählt und ist durch das große mögliche Bewegungsausmaß weniger gut als anatomischer Fixpunkt geeignet [8].

1.3 Medizinische Relevanz: Skoliose

Die aufrechte Körperhaltung eines Menschen ist ein dynamischer Prozess. Durch tonische Dauerkontraktionen bestimmter Muskelgruppen kann das Skelett entgegen der Schwerkraft aufrecht gehalten werden. Neben dieser statischen Haltefunktion kann die Muskulatur durch ihre dynamische Anpassungsfähigkeit auf wechselnde mechanische Bedingungen entsprechend reagieren. Neben der Morphologie von Skelettsystem und Bandapparat und dem Tonus der Muskulatur haben auch psychische Faktoren einen Einfluss auf die Körperhaltung [2].

Stärker als die Haltung, ist der Gang eines Menschen ein komplexes Zusammenspiel körperlicher Funktionsabläufe und äußerer Einflüsse. Ziel ist eine möglichst harmonische und kraftsparende

Fortbewegung, für die eine Vielzahl von Voraussetzungen notwendig ist. Darunter fallen beispielsweise ein gesunder Bewegungsapparat, ein gesundes zentrales Nervensystem, intakte Stoffwechselprozesse, posturale Kontrolle und Propriozeption sowie psychische Faktoren wie beispielsweise Motivation [9].

Bei Ausfall eines dieser notwendigen Voraussetzungen für die Körperhaltung und den aufrechten Gang, kann es zu Beeinträchtigungen oder sogar zum Zusammenbruch des gesamten Systems kommen. Wünschenswert ist es, durch adäquate Analyse- und Diagnoseverfahren die genauen Ursachen von Haltungsanomalien aufzudecken, um diese anschließend systematisch therapieren zu können. Dies trifft vor allem für Erkrankungen zu, die bereits in einer asymptomatischen Frühphase detektiert werden können und für die therapeutische Maßnahmen vorhanden sind, die das Fortschreiten dieser Erkrankung aufhalten oder verhindern.

Die Früherkennung ist besonders bei Erkrankungen wie der *idiopathischen Adoleszentenskoliose* von großer Bedeutung. Hierbei kommt es zu einer dreidimensionalen Verformung der Wirbelsäule ungeklärter Ursache. Betroffen sind circa 0,2 - 6 % der Bevölkerung, vor allem Kinder ab einem Alter von zehn Jahren, wobei Mädchen den Großteil der Betroffenen ausmachen [10]. Eine Progression der Skoliose kann während des weiteren Körperwachstums auftreten. Je früher die Erkrankung auftritt und je ausgeprägter die Wirbelsäulenverkrümmung ist, desto höher ist die Wahrscheinlichkeit für eine Progression im weiteren Verlauf [11]. In Abhängigkeit des Ausmaßes der Deformität können spätere Komplikationen wie Schmerzen, eine Abnahme der Lebensqualität, funktionelle Einschränkungen, und in sehr ausgeprägten Fällen, kardiopulmonale Probleme entstehen. Aufgrund der progressiven Tendenz der Erkrankung, wird mit der Therapie unmittelbar nach der Diagnosestellung begonnen. Da eine bereits vorhandene Deformität der Wirbelsäule durch keine Behandlung vollständig beseitigt werden kann, liegt das Hauptaugenmerk auf der Prävention einer weiteren Progression [12, 13]. Je früher die Therapie im Verlauf der Erkrankung beginnt, desto eher kann die Progredienz der Wirbelsäulenverkrümmung aufgehalten werden. Somit kann in vielen Fällen eine Operation vermieden werden. Demzufolge kommt einer zuverlässigen Screeningmethode eine große Bedeutung zu [14, 15].

Bereits 1968 wurden von der Weltgesundheitsorganisation Prinzipien und Anwendungskriterien für Screeningverfahren veröffentlicht [16]. Für ein erfolgreiches Screeningverfahren sind u.a. folgende Voraussetzungen zu erfüllen:

- Die Erkrankung muss eine Latenz- bzw. Frühphase mit geringer Symptomatik haben.

- Therapiebeginn in der Latenz- bzw. Frühphase muss den Verlauf der Erkrankung und die Prognose günstig beeinflussen.
- Es muss eine diagnostische Methode zur Verfügung stehen, die diese Erkrankung in der Frühphase detektiert. Dieser Test muss von der Bevölkerung akzeptiert werden und bestenfalls nichtinvasiv und nebenwirkungsfrei sein.
- Screening und Therapie der gestellten Diagnose sollten angemessen sein.

In der Diagnostik und Verlaufskontrolle von Wirbelsäulendeformitäten sind die klinische Untersuchung und Röntgenbilder der Goldstandard [17, 18]. Angefertigt werden zweidimensionale Wirbelsäulenganzaufnahmen in posterior-anteriorem und lateralem Strahlengang sowie Funktionsaufnahmen [15, 19, 20]. Je nach Alter, Ausmaß der Wirbelsäulenverkrümmung und Therapieregime werden Kontrolluntersuchungen im Abstand von drei bis zwölf Monaten durchgeführt [21]. Schätzungsweise muss sich ein Skoliosepatient 22 Röntgenuntersuchungen während einer dreijährigen Korsetttherapie unterziehen [20].

In der Literatur werden für Röntgenbilder der kompletten Wirbelsäulen effektive Strahlendosen zwischen 50 und 207 μSv pro Aufnahme angegeben, wobei der Wert sowohl von der Richtung des Strahlengangs (anterior-posterior, posterior-anterior oder lateral), der verwendeten Aufnahmetechnik, als auch von Körpergröße und Gewicht des Patienten abhängig ist [22–26]. Zum Vergleich lag laut dem Bundesamt für Strahlenschutz die jährliche effektive Dosis der natürlichen Umweltstrahlung im Jahr 2012 bei 2,1 mSv [27]. Die effektive Dosis berücksichtigt neben der verwendeten Energiedosis für die Röntgenaufnahme auch die Strahlensensibilität unterschiedlicher Gewebe und stellt die Messgröße mit der größten Aussagekraft in Hinblick auf eine potentielle kanzerogene und mutagene Wirkung von ionisierender Strahlung dar [26].

Da vor allem Kinder und Jugendliche von einer Skoliose betroffen sind, beziehungsweise während des Körperwachstums eine Progredienz der Erkrankung zu befürchten ist [11], summiert sich gerade in der vulnerablen Phase des Wachstums eine nicht unerhebliche Strahlendosis. Bei Kindern und Jugendlichen, die ionisierender Strahlung ausgesetzt wurden, ist das Risiko, im Verlauf ihres restlichen Lebens an einer malignen Neoplasie zu erkranken, im Vergleich zu Erwachsenen, deutlich höher. Zum einen ist die Anzahl der sich teilenden Zellen und somit die Sensitivität des Gewebes höher, zum anderen ist mit der Entstehung einer malignen Erkrankung nach Strahlenexposition eine Latenzphase von etwa 20 bis 25 Jahren assoziiert. Je geringer das

Alter bei Strahlenexposition, desto höher ist die Wahrscheinlichkeit für die Manifestation einer malignen Erkrankung [20, 28–30].

Mehrere Studien deuten darauf hin, dass insbesondere das Risiko an Brustkrebs zu erkranken für Skoliosepatienten deutlich erhöht ist [20, 28, 31] und dieses aber neben dem Alter des Patienten bei Strahlenexposition in erster Linie von der kumulativen Strahlendosis abhängt [32]. Besonderes Augenmerk sollte also darauf gelegt werden die Anzahl und Frequenz der Röntgenuntersuchungen und damit die kumulative Strahlendosis zu reduzieren, indem alternative Untersuchungsverfahren evaluiert und etabliert werden.

1.4 Lichtoptische Messverfahren

Im Verlauf der letzten Jahrzehnte wurden mehrere Verfahren entwickelt, mit denen es ohne Röntgenstrahlung möglich ist, eine Aussage über das knöcherne Skelett zu treffen. Grundlage sind unterschiedliche Methoden der Oberflächenvermessung, speziell des Rückens, die Rückschlüsse auf direkt unter der Haut liegende Anteile des knöchernen Skeletts zulassen.

1.4.1 Moirétopographie und ISIS

Bereits seit 1970 gibt es mit der Moirétopographie eines der ersten optischen Messverfahren, welches ohne den Gebrauch von Röntgenstrahlung auskommt [33]. Eine Analyse der Rückenoberfläche wird bei dieser Methode mittels Erfassung von Interferenzmustern durchgeführt. Licht wird durch ein Liniengitter auf die Rückenoberfläche des Patienten projiziert. Die so auf dem Rücken entstehenden Schattenlinien, Moiré-Streifen, können anhand ihres Musters ausgewertet werden. Eine Asymmetrie des Musters deutet auf eine Deformation der Wirbelsäule und/oder anderer, an der Morphologie des Rückens beteiligter Strukturen, hin [15]. Abbildung 4a zeigt symmetrisch, Abbildung 4b asymmetrisch geformte Moiré-Streifen.

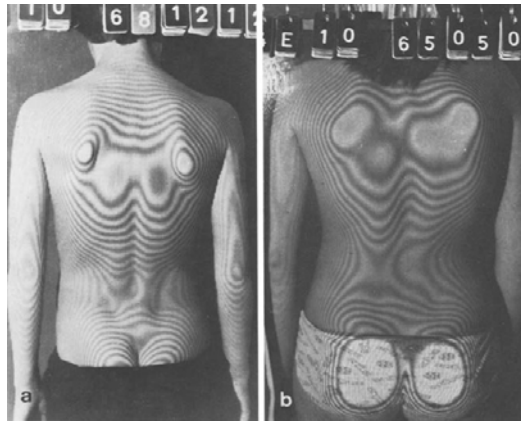


Abb. 4: Moirétopographie (a) eines Gesunden und (b) eines Patienten mit links-konvexer thorakolumbaler Skoliose von 24° [34]. Mit freundlicher Genehmigung des Springer Verlags.

Mit der Moirétopographie ist allerdings nur eine grobe Schätzung einer möglichen Deformation der Wirbelsäule möglich und sowohl Durchführung als auch Analyse der Untersuchung bedingen einen erheblichen Zeitaufwand [35, 36]. Eine quantitative Aussage über eine mögliche Deformität kann nicht getroffen werden. Ebenso ist die Untersuchung stark von der Positionierung des Patienten im Raum abhängig und die hohe Anzahl an falsch positiven Ergebnissen macht die Methode unzuverlässig [37]. Demzufolge konnte sich die Moirétopographie klinisch nicht durchsetzen.

Ein weiteres optisches Messverfahren, mit dem eine dreidimensionale Rekonstruktion der zu untersuchenden Oberfläche erstellt werden kann, ist das "ISIS" (Integrated Shape Imaging System) [38, 39]. ISIS ist ebenso wie die Moirétopographie als Screeninginstrument zur Untersuchung von Wirbelsäulendeformitäten einsetzbar. Bei einer Messung mittels ISIS wird eine horizontale Lichtlinie durch einen um die horizontale Achse beweglichen Projektor auf den Rücken eines Probanden projiziert. Eine unter dem Projektor in einem definierten Winkel installierte Kamera zeichnet die Verformungen der Lichtlinie auf. Durch Bewegung des Projektors kann so der komplette Rücken abgetastet werden. Aus den zweidimensionalen Koordinaten der Lichtlinie, die von der Kamera registriert werden, können dreidimensionale Informationen der abgetasteten Oberfläche berechnet werden. Anatomische Landmarken, die durch Palpation markiert werden, dienen als Eckpunkte des Koordinatensystems, wodurch das System stark von der korrekten Lokalisation der Landmarken und damit von der Erfahrung des Untersuchers abhängt. Außerdem sind Messungen nicht völlig unabhängig von der Position des Probanden im Raum. Es kann aber eine gute Korrelation zwischen radiologischem Cobb-Winkel und lateraler Asymmetrie festgestellt werden. Diese sinkt allerdings nach Korsettbehandlung und noch mehr

nach einer operativen Therapie. Trotzdem konnte im klinischen Alltag die Indikation radiologischer Untersuchungen auf die Fälle beschränkt werden, in denen es bei Aufnahmen mittels ISIS zu einer erheblichen Verschlechterung des Befundes gekommen ist [38].

Allen bislang beschriebenen Systemen ist es technisch allerdings nicht möglich, dynamische Untersuchungen durchzuführen.

1.4.2 Rasterstereographie

Vielversprechend schien bereits in den 1980er Jahren die Oberflächenvermessung des Rückens mittels Rasterstereographie. Theoretische Grundlage des Verfahrens ist die Hypothese, dass knöcherne Strukturen der Körperoberfläche eine charakteristische Form geben und dass man anhand dieser Oberflächenform Rückschlüsse auf die individuelle Anatomie des Skeletts ziehen kann. Anatomische Landmarken dienen dabei als Referenzpunkte für die weitere Analyse und ermöglichen die Orientierung im dreidimensionalen Raum [6]. Besonders geeignet scheint dieses Verfahren für die Untersuchung des Rückens. Durch die Vermessung charakteristischer Knochenpunkte und ihrer Relation zueinander kann eine komplette dreidimensionale Rekonstruktion der Wirbelsäule erstellt werden [39] (siehe Abbildung 5).

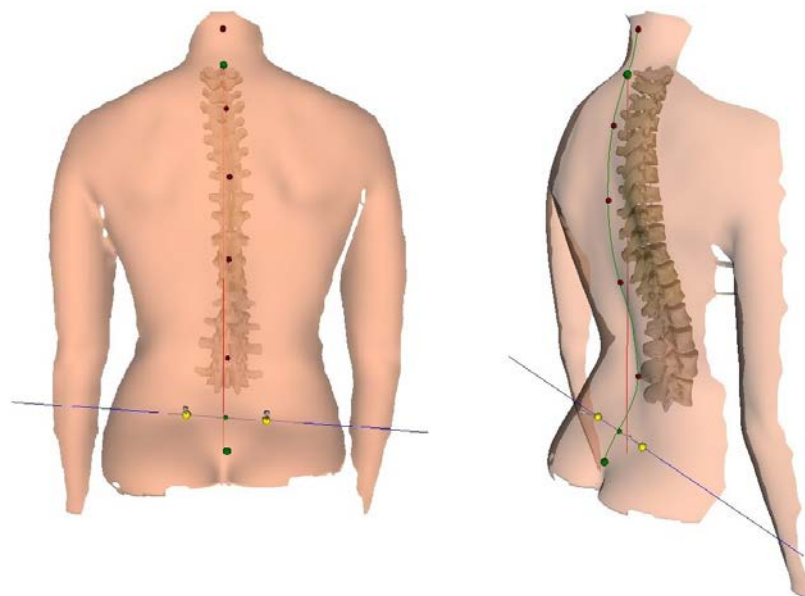


Abb. 5: Rasterstereographische Rekonstruktion von Rückenoberfläche und Wirbelsäulenmodell. Ansicht von dorsal (links) und dorsolateral (rechts).

Voraussetzung für dieses Verfahren ist die Übereinstimmung der anatomischen Landmarken mit den zugrunde liegenden knöchernen Strukturen des Skeletts. Drerup und Hierholzer zeigten bereits 1987 durch einen direkten Vergleich von statischen rasterstereographischen Aufnahmen und Röntgenbildern, dass die Lokalisationen von *Vertebra prominens* (VP) und den *Spinae iliacae posterior superior* (entsprechen den Lumbalgrübchen) auf 1 mm genau bestimmt werden können [8, 40]. Weitere Studien belegen die Genauigkeit des Systems bei niedrig- und höhergradiger Skoliose und nach operativer Korrektur, wobei die Ergebnisse bei sehr stark ausgeprägter Skoliose über 50 Grad tendenziell etwas schlechter ausfallen [39, 41, 42].

Eine gute Reliabilität der Rasterstereographie konnte ebenfalls gezeigt werden [43, 44]. Dies trifft vor allem dann zu, wenn die Ergebnisse aus einer Mittelwertbildung mehrerer Einzelmessungen generiert werden. Anderenfalls wäre die Wahrscheinlichkeit für eine Abweichung der Messergebnisse aufgrund unwillkürlicher Unterschiede in der Körperhaltung des Patienten relativ groß [43, 45]. Generell steigt die statistische Zuverlässigkeit eines Ergebnisses mit steigender Anzahl der Einzelmessungen, aus denen ein Ergebnis generiert wird [46].

Obwohl eine rasterstereographische Messung weitgehend unabhängig von der Positionierung des Patienten im Raum ist (siehe 3.1.2 Mathematische Grundlagen), spielen sich doch selbst während des ruhigen Stehens unwillkürliche dynamische Vorgänge im Körper ab, die die Messergebnisse durch Veränderungen der Körperoberfläche beeinflussen. Eine Rolle spielen dabei beispielsweise der Muskeltonus, die Atmung und psychologische Faktoren. Aus der Überlegung, den Einfluss dieser Faktoren möglichst gering zu halten, entstand das Konzept der dynamischen Rasterstereographie. Unwillkürliche Bewegungen sollen reduziert, beziehungsweise verhindert werden, in dem kontrollierte willkürliche Bewegungen ausgeführt werden [47].

Dass die Erkennung von anatomischen Landmarken mittels Rasterstereographie unter dynamischen Bedingungen mit hoher Genauigkeit möglich ist, wurde 2013 von Betsch *et al.* ermittelt [48]. Dafür wurden Probanden während des Gehens auf einem Laufband sowohl mittels Rasterstereographie als auch mittels VICON-System, dem Goldstandard in der Bewegungsanalyse, vermessen. Rasterstereographisch konnten Landmarken im Vergleich zum VICON-System auf 1 mm genau bestimmt werden. Es konnte also gezeigt werden, dass es möglich ist, eine akkurate Detektion von Oberflächenstrukturen mittels Rasterstereographie unter dynamischen Bedingungen durchzuführen.

1.5 Motion Analysis Systeme

Eine Vielzahl unterschiedlicher Erkrankungen kann zu einem pathologischen Gangbild führen. Hierzu zählen Infantile Zerebralparese, Schädel-Hirn-Trauma, Amputationen der unteren Extremität, Multiple Sklerose, Muskeldystrophien, Myelodysplastisches Syndrom, Arthrose, Morbus Parkinson, Rheumatoide Arthritis, Verletzungen des Rückenmarks, Schlaganfälle [2] sowie Systemerkrankungen mit Beeinträchtigungen der Propriozeption, z.B. Diabetes mellitus [49]. Mit einer sorgfältigen Analyse des Gangbildes eines Patienten ist es möglich, die genaue Ursache einer Pathologie zu ermitteln und so Therapieansätze zu erarbeiten. Ebenso kann die Effektivität einer Therapie kontrolliert und die Progression beziehungsweise Remission einer Erkrankung quantifiziert werden [50]. Ein weiterer Aspekt ist die Entwicklung und Bewertung von Orthesen und deren Wirkung auf die Gangparameter eines Patienten [51].

Für eine Ganganalyse stehen verschiedene Systeme zur Verfügung. Innerhalb der unterschiedlichen Systeme gibt es eine Vielzahl möglicher Techniken, die sich durch die anfallenden Kosten, die Einfachheit der Anwendung und die ermittelten Daten gegeneinander abgrenzen [52]. Generell kann gesagt werden, dass die anfallenden Kosten sowohl in Hinsicht auf Anschaffung, als auch Zeit und Platz, mit der Komplexität eines Analysesystems steigen. Qualität und Objektivität der Ergebnisse steigen dadurch aber ebenso [2]. Welche Methodik zum Einsatz kommt, ist demnach vor allem abhängig von der Indikation der Untersuchung. Gerade klinische Fragestellungen können häufig bereits mit sehr einfachen Untersuchungsmethoden und geringem technischem Aufwand beantwortet werden [2].

1.5.1 Bewegungsanalyse (kinematische Messungen)

Die Kinematik ist die Lehre der Bewegung von Körpern und Punkten im Raum ohne Berücksichtigung der ursächlichen Kräfte. Bei einer Bewegungsanalyse liegt der Fokus der Untersuchung auf dem Umfang und der zeitlichen Koordinierung einer Bewegung [9, 52].

Die beobachtende Ganganalyse [9] ist eine sehr einfache und kostengünstige Methode zur Evaluation des Gangbildes. Sie beruht auf der Beobachtung durch speziell geschultes Personal und ist weitgehend unabhängig von Zeit und Ort der Untersuchung, da lediglich eine Stoppuhr und genug Platz für eine abgemessene Strecke von etwa 10 m zur Verfügung stehen müssen. Als Hilfsmittel dienen dem Beobachter ein Beurteilungsformular (z.B. Funktionelles Ganganalyse-

formular der *Observational Gait Instructor Group*) und eventuell eine Videokamera zur Dokumentation des Ganges aus verschiedenen Perspektiven. Eine Aufzeichnung des Gehens bietet den Vorteil, bestimmte Sequenzen wiederholt und in Zeitlupe analysieren zu können. Außerdem kann auf repetitive Gangproben des Patienten verzichtet werden. Der Patient wird gebeten die gesamte Teststrecke mit möglichst konstanter Geschwindigkeit zu gehen. Um dies zu gewährleisten, liegen Start- und Stopppunkt außerhalb der abgemessenen Teststrecke. Dabei wird sowohl die Zeit gestoppt, die benötigt wird, um die festgelegte Strecke zurückzulegen, als auch die benötigten Schritte gezählt. Für eine genaue Schrittanalyse können die Parameter Geschwindigkeit, Doppelschrittlänge und Kadenz berechnet werden. Außerdem werden die Bewegungen der einzelnen Gelenke während des Gehens von ventral, dorsal und lateral jeweils einzeln beobachtet und auf Abweichungen von der Norm überprüft. Ein exaktes Ergebnis kann durch diese subjektive Methode allerdings nicht erreicht werden. Ebenso ist das Resultat der Untersuchung stark von den Erfahrungen des Beobachters abhängig [9, 52].

Eine Bewegungsanalyse mittels hochentwickelter Kamera- und Softwaresysteme ermöglicht es, quantitative dreidimensionale Aussagen über Bewegungen zu machen. Für eine Analyse des normalen Gangs werden mindestens zwei Kameras mit einer minimalen Aufnahmefrequenz von 60 Hz benötigt, wobei für komplexere und schnellere Bewegungen teilweise 100 bis 1000 Hz benötigt werden. Die optimale Anzahl der zu verwendenden Kameras ist abhängig von dem zur Verfügung stehenden Raum und dem Ziel der Untersuchung. Eine Standardkonfiguration des VICON Systems (VICON Motion Systems, Zürich, Schweiz) besteht aus fünf Kameras. Der Aufbau ist sehr sensitiv und anfällig für Veränderungen, da das verwendete Koordinatensystem für die Parameterberechnung hauptsächlich von der Position und Ausrichtung der Kameras bestimmt wird. Demnach muss zu Beginn einer Messung, beziehungsweise nach jeder Veränderung des Aufbaus, eine neue Kalibrierung des Systems durchgeführt werden, die aus mehreren Arbeitsschritten besteht. So wird ein dreidimensionales extrinsisches Koordinatensystem mit Nullpunkt und Richtung der Achsen definiert [53].

Alleine durch Palpation werden hierbei knöcherne Strukturen für Markerplatzierungen ermittelt. Einige Landmarken werden außerdem durch die Position von in Relation stehenden Landmarken oder anthropometrischen Daten berechnet oder geschätzt [54]. Verwendet werden dreidimensionale reflektierende Kugeln unterschiedlicher Größe, die aus mehreren Perspektiven gleichzeitig detektiert werden können. Mindestens zwei Kameras müssen synchron die Position eines Markers erfassen damit dreidimensionale Koordinaten dieses Markers berechnet werden

können. Die Veränderung der Koordinaten über die Zeit entspricht einer Bewegungsbahn dieses Markers. Nach Erfassung einer Bewegung mittels VICON ist es notwendig die aufgenommenen Bewegungsbahnen bestimmten Markern und demnach bestimmten Körperteilen zuzuordnen, um so quantitative Gangparameter bestimmen zu können [53].

Limitierender Faktor dieser Untersuchungsmethode sind die Kosten, die benötigte Zeit und der Aufwand, die jeweils abhängig sind von der Anzahl und Art der Kameras, dem zugrunde liegenden Algorithmus zur Registrierung von Bewegungen und der verwendeten Software. Die Erfahrung des Untersuchers spielt ebenso eine entscheidende Rolle [9, 52].

1.5.2 Bodenreaktionskraftanalyse (kinetische Messungen)

Die Kinetik ist ein Teilgebiet der Dynamik und beschäftigt sich mit der Beschreibung von Bewegungen in Abhängigkeit ihrer ursächlichen Kräfte. Mithilfe von weiteren Informationen aus der Bewegungsanalyse und anthropometrischen Daten ist es möglich, Belastungen zu berechnen, die auf einzelne Gelenke während des Gehens wirken. Multiple Sensoren, die in einer Messplatte auf dem Boden installiert sind, erfassen die Kräfte, die durch den Bodenkontakt des Fußes erzeugt werden. Die Messplatte sollte möglichst verdeckt in den Boden eingelassen sein, um eine Beeinflussung des Probanden und damit eine Veränderung des Gangs bei Kontakt mit der Platte zu verhindern [55]. Auch ist es möglich, Fußdrucksensoren direkt als Einlagen in die Schuhe des Probanden zu platzieren. Gemessen werden können unter anderem der Verlauf des Körperschwerpunktes während einer Schrittabfolge sowie die Druck- und Kräfteverteilung unter den Füßen in der Standphase. Ebenso können Drehmomente an den Gelenken anhand der erhobenen Daten berechnet werden. Dieses Analyseverfahren kann allerdings nur ergänzende Informationen zu bestimmten Aspekten des Gehens liefern. Eine Interpretation ohne Berücksichtigung einer Bewegungsanalyse ist nicht möglich [9, 52].

Weitere Ganganalyseverfahren, die hier nicht weiter besprochen werden, sind die dynamische Elektromyographie zur Untersuchung der Muskelaktivität und die offene Spirometrie zur Evaluation von Energieaufwand und Effizienz des Gehens [9, 52].

2 Ziele der Studie

Das rasterstereographische Messsystem "Formetric 4D Motion®" (Firma DIERS GmbH®, Schlangenbad, Deutschland) ist ein Prototyp auf dem Gebiet der dynamischen Oberflächenvermessung. Gerätebedingt waren rasterstereographische Untersuchungen bisher auf statische Bedingungen und langsame, einfache Bewegungen beschränkt. Mit dem neuen Messsystem besteht nun die Möglichkeit, Wirbelsäule und Becken dreidimensional während komplexerer Bewegungen, wie dem Laufen auf einem Laufband, zu untersuchen.

Ziel dieser Arbeit ist es, die dreidimensionale Stellung des Beckens und der Wirbelsäule an jungen gesunden Probanden unter dynamischen Bedingungen rasterstereographisch zu untersuchen. Zu Beginn soll das Messsystem kalibriert und relevante Parameter zur Analyse bestimmt werden. Im weiteren Verlauf sollen Messungen während des Gehens auf einem Laufband bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten durchgeführt und Referenzwerte für normales Gehen in Abhängigkeit der Laufgeschwindigkeit erstellt werden. Abschließend sollen die gewonnen Daten auf Unterschiede zwischen den Geschlechtern untersucht werden.

Durch die Integration einer kapazitiven Druckmessplatte in das Laufband ist es außerdem möglich, Informationen über spezifische Gangparameter in Abhängigkeit der Laufgeschwindigkeit zu erhalten. Auch hier sollen die gewonnen Daten auf Unterschiede sowohl zwischen den Laufgeschwindigkeiten als auch zwischen den Geschlechtern analysiert werden.

Durch die synchrone Aufnahme von dynamischen Daten des Rumpfes und von Gangparameter der unteren Extremität, ist es möglich, Aussagen über das Verhalten bestimmter Parameter beziehungsweise des Gangbildes in Bezug auf die Phase eines Gangzyklus zu treffen.

3 Material und Methoden

Sämtliche Arbeitsschritte der Dissertation, wie die Rekrutierung der Probanden, die Untersuchungsdurchführung, die statistische Auswertung der Daten, die Literaturrecherche und die Verfassung der Dissertation wurden eigenständig von mir durchgeführt.

3.1 Rasterstereographie

Die Rasterstereographie ist ein indirektes lichtoptisches Messverfahren, das auf den Prinzipien der stereophotogrammetrischen Oberflächenvermessung beruht. Es ist berührungslos und strahlungsfrei und basiert auf Methoden der Differentialgeometrie.

Die Rasterstereographie kann Strukturanalysen dreidimensionaler Flächen durch Beschreibungen mittels Oberflächenkrümmungen durchführen. Die Grundlagen dieses Verfahrens wurden bereits 1982 von Frobin und Hierholzer beschrieben [56].

3.1.1 Triangulation

Die Vermessung von Oberflächenstrukturen mittels Rasterstereographie beruht auf dem Verfahren der Triangulation.

In der konventionellen Form der Triangulation, der Stereophotogrammetrie, werden zwei Kameras benötigt, die aus unterschiedlichen Perspektiven Aufnahmen von einem zu vermessenden Objekt machen. Das Objekt wird von verschiedenen definierten Winkeln erfasst und kann so mittels Bildanalyseverfahren dreidimensional rekonstruiert werden.

Bei der Rasterstereographie wird eine der Kameras durch einen Projektor ersetzt, der so ein optisches Äquivalent einer inversen Kamera darstellt. Horizontale weiße Lichtlinien werden mittels des Projektors orthogonal auf das zu vermessende Objekt projiziert und mit der vorhandenen Kamera erfasst. In Abhängigkeit der dreidimensionalen Oberflächenstruktur des zu vermessenden Objektes werden die horizontalen Lichtlinien charakteristisch verformt. Sind die geometrischen Eigenschaften der Lichtlinien sowie die Winkel zwischen Kamera und Projektor bekannt, kann die virtuelle dreidimensionale Rekonstruktion der Oberfläche alleine anhand einer Kameraaufnahme durchgeführt werden. Das Bild wird zunächst durch Punktkoordinaten (x, y, z) beschrieben, die jedoch noch keine Analyse oder Interpretation der Oberfläche zulassen [46, 57].

3.1.2 Mathematische Grundlagen

Die mathematischen Grundlagen der Analyse biologischer Oberflächen mittels lichtoptischer Messverfahren basieren auf Methoden der Differentialgeometrie.

Geometrische Figuren können durch verschiedene Methoden charakterisiert werden. Zum einen anhand ihrer Koordinaten in Bezug auf ein definiertes Koordinatensystem. Jedem Punkt der geometrischen Figur kann eine x-, y- und z-Koordinate zugeordnet werden. Die Gesamtheit aller Punkte ergibt so die Form der geometrischen Figur in Relation zum Koordinatensystem.

Bei der Anwendung im Bereich der medizinischen Diagnostik wäre es notwendig, ein solches Koordinatensystem anhand bestimmter Fixpunkte am Körper des Probanden zu definieren. Da diese Fixpunkte aber von der individuellen Struktur der zu vermessenden Oberfläche und auch von Haltung und Position des Probanden im Raum abhängen, würden diese sich zwischen den Probanden erheblich unterscheiden. Diese Tatsache bereitet vor allem dann große Schwierigkeiten, wenn Messergebnisse verschiedener Probanden miteinander verglichen werden sollen. Die Daten hätten aufgrund ihrer individuellen Referenzpunkte keine Aussagekraft, denn bereits kleinste Abweichungen könnten die Messergebnisse erheblich beeinflussen.

Eine andere Möglichkeit stellt die Methode der Oberflächenanalyse mittels Krümmungen dar. Oberflächenkrümmungen sind intrinsische Eigenschaften einer jeden geometrischen Figur, die von äußeren Einflüssen und Gegebenheiten unabhängig sind. Sie beziehen sich nur auf Merkmale die durch Größe und Form der Figur definiert werden und auf welche die Position und Ausrichtung im Raum keinen Einfluss hat. Oberflächenkrümmungen sind folglich lokale Invarianten, durch die jeder Punkt einer geometrischen Figur beschrieben werden kann, indem man ihn in Beziehung zu seiner direkten Umgebung setzt.

Bei der Analyse dreidimensionaler Oberflächen, wie beispielsweise dem menschlichen Rücken, können einzelne Strukturen durch zwei orthogonal zu einander verlaufende Hauptkrümmungen κ_1 und κ_2 charakterisiert werden, die mittels differentialgeometrischer Verfahren aus den minimalen und maximalen Oberflächenkrümmungen einer Fläche berechnet werden.

Zusätzliche Charakteristika bilden die Gauß'sche Krümmung K, wobei

$$K = \kappa_1 \cdot \kappa_2,$$

und die mittlere Krümmung H, wobei

$$H = \frac{1}{2}(\kappa_1 + \kappa_2).$$

Anhand dieser Größen können vier verschiedene Formen einzelner Strukturen einer dreidimensionalen Fläche klassifiziert werden: planar, parabolisch, elliptisch und hyperbolisch. In

Abhängigkeit des Vorzeichens der einzelnen Krümmungen können so konkave, konvexe oder sattelförmige Flächen unterschieden werden (Tabelle 1).

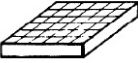
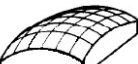
Form	Klassifikation	Beispiel	Krümmung			
			Gauß'sche Krümmung $K = \kappa_1 \cdot \kappa_2$	Mittlere Krümmung $H = \frac{1}{2}(\kappa_1 + \kappa_2)$	Hauptkrümmung	
					κ_1	κ_2
	planar	Ebene	0	0	0	0
	parabolisch	Zylinder	0	> 0	> 0	0
	elliptisch	Kugel	> 0	> 0	> 0	> 0
	hyperbolisch	Sattel	< 0	$\leq$ oder ≥ 0	< 0	> 0

Tabelle 1: Klassifikation von Oberflächenstrukturen anhand von Krümmung. Modifiziert nach Frobin und Hierholzer, 1982 [56].

Die Gesamtheit aller so beschriebenen Punkte ergibt eine vollständige Beschreibung der Oberflächenstruktur mittels lokaler Invarianten (Abbildung 6). Daraus lassen sich globale Invarianten ableiten, die Aussagen über Entfernungen, Flächen, Volumen und Winkel treffen können.

Oberflächenstrukturen mit starker positiver oder negativer Krümmung sind besonders prominent. Bei positivem Verlauf bilden sie Vorwölbungen, Kanten und Spitzen, bei negativem Verlauf Gruben und Furchen. Besonders markante Formen stellen Referenzpunkte dar, die sich als anatomische Landmarke eignen [6].

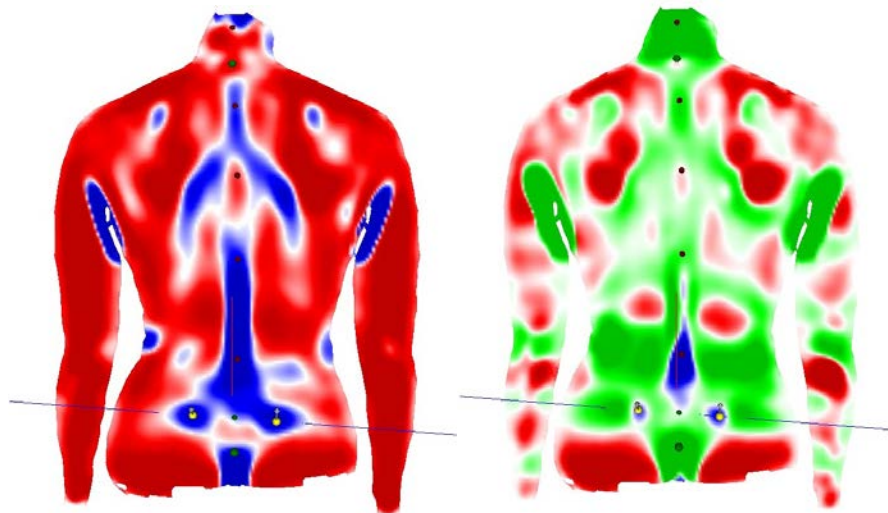


Abb. 6: Krümmungskarten: Darstellung der Mittleren Krümmung (links) und der Gauß'schen Krümmung (rechts) sowie die berechneten anatomischen Landmarken. Flächen mit konkavem Maximum werden blau, Flächen mit konvexem Maximum rot angezeigt.

3.1.3 Lokalisation von anatomischen Landmarken

Da die Analyse der Oberflächenstruktur des Rückens stark auf den Lokalisationen der anatomischen Landmarken sowie ihren relativen Positionen zueinander basiert [6], besteht der erste Schritt der Analyse darin, diese Landmarken aufzufinden. Dies geschieht durch digitale Bildsegmentierung, ein Prozess, der die Rückenoberfläche schrittweise in kleinere Flächen unterteilt und somit die Suche nach Landmarken eingrenzt [8]. So kann ein körpereigenes intrinsisches Koordinatensystem erstellt werden, das unabhängig von äußeren Gegebenheiten ist. Um die notwendige Rechenleistung des Computers möglichst gering zu halten, ist es allerdings notwendig, die Körperhaltung des Probanden und seine Position im Raum annähernd an ein extrinsisches Koordinatensystem anzupassen. Es wird daher davon ausgegangen, dass der Proband in der Neutral-Null-Position in aufrechter und entspannter Haltung, durchgedrückten Beinen, locker hängenden Armen und nach vorne gerichtetem Blick parallel zum extrinsischen Koordinatensystem des Raums steht. Der Strahlengang der Kamera ist so annähernd orthogonal zur Rückenoberfläche des zu vermessenden Probanden.

Der erste Schritt zur Lokalisation einer anatomischen Landmarke ist die Ermittlung einer Symmetrielinie, welche die Rückenoberfläche in eine rechte und eine linke Hälfte teilt. Die Symmetrielinie soll so verlaufen, dass jeder gegebene Punkt auf der Linie eine minimale seitliche

Asymmetrie vorweist. Bei einem nicht deformierten, gesunden Rücken verläuft die Symmetrielinie demnach median auf der koronar orientierten Rückenoberfläche (Abbildung 7). Für jeden Punkt P der Rückenoberfläche wird der Abstand zum seitlichen Körperperrand sowohl rechts als auch links von P gemessen. Anstelle absoluter Werte, werden auch hier Oberflächenkrümmungen verglichen. Ein Punkt P liegt dann auf der Symmetrielinie, wenn die Oberflächenkrümmungen rechts und links von P symmetrisch sind. Die Symmetrielinie verbindet alle so ermittelten Punkte P entlang der Rückenoberfläche.

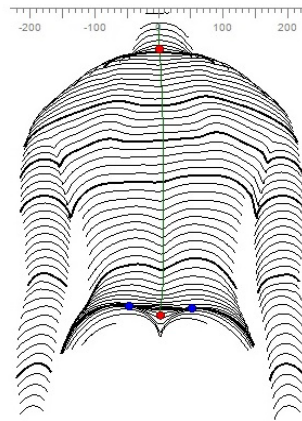


Abb. 7: Darstellung der Symmetrielinie zwischen VP und SP (rote Punkte; Lumbalgrübchen: blaue Punkte).

Bei der Erstellung eines körperabhängigen intrinsischen Koordinatensystems haben sich einige anatomische Landmarken als besonders relevant heraus gestellt. Die größte Genauigkeit kann hierbei bei der Vermessung des *Vertebra prominens* sowie des Mittelpunkts zwischen beiden Lumbalgrübchen erreicht werden. Zusätzlich sind die Auswirkungen von Veränderungen der Haltung auf die Position dieser Landmarken sehr gering [8].

Der zweite Schritt besteht in der Lokalisation von *Vertebra prominens* und Sakralpunkt. Es kann als gegeben angesehen werden, dass diese Punkte auf bzw. in unmittelbarer Nachbarschaft der Symmetrielinie liegen und sich am oberen und unteren Ende dieser befinden. Zur genauen Erfassung der Landmarken müssen also lediglich kleine Bereiche der Symmetrielinie analysiert werden. Die Analyse der Rückenoberfläche wird damit auf sogenannte Landmarkenfenster begrenzt.

Für ein Landmarkenfenster wurde eine Größe von 15 x 15 Rastereinheiten bzw. 112,5 x 112,5 mm² festgelegt. Dieses Fenster soll die gesuchte Landmarke komplett umschließen, ohne dass Randbereiche der Landmarke die Grenzen des Fensters berühren. Es wird davon

ausgegangen, dass die gesuchte Landmarke im Zentrum des Fensters liegt. Die notwendige Rechenleistung und -zeit für die Suche nach den Landmarken wird so signifikant minimiert.

Der *Vertebra prominens* ist ein Punkt maximaler Konvexität am oberen Ende, der Sakralpunkt ein Punkt maximaler Konkavität am unteren Ende der Symmetrielinie. Durch Berechnung der Mittleren Krümmungen und der Gauß'schen Krümmungen im Bereich der Symmetrielinie kann die Lokalisation von *Vertebra prominens* und Sakralpunkt eingegrenzt werden. Beide Positionen weisen positive Maxima der Gauß'schen Krümmung auf, wobei die Mittlere Krümmung des *Vertebra prominens* positive und die des Sakralpunktes negative Werte aufzeigt. Wenn diese groben Kriterien erfüllt sind, kann das Landmarkenfenster genau definiert werden. Der genaue Lokalisationsprozess von *Vertebra prominens* und Sakralpunkt kann sich auf diese Fläche beschränken.

Nach exakter Berechnung von *Vertebra prominens* und Sakralpunkt werden die Landmarkenfenster für die Lumbalgrübchen festgelegt. Es wird davon ausgegangen, dass sich diese Fenster in einem festen Verhältnis zu den Landmarken *Vertebra prominens* und Sakralpunkt, bzw. der Strecken zwischen ihnen, befinden. Die Landmarkenfenster liegen auf 15% der VP-SP Strecke oberhalb des Sakralpunktes und 9,5% der Strecke lateral der Symmetrielinie.

Eine genaue Analyse der Rückenoberfläche wird auf den Bereich innerhalb der Landmarkenfenster beschränkt. In einem ersten Analyseschritt werden Hauptkrümmungen, Mittlere Krümmungen und Gauß'sche Krümmungen berechnet. Die Kriterien der unterschiedlichen Landmarken (siehe oben) können innerhalb eines Fensters aber für mehrere Punkte erfüllt sein. Es schließt sich dementsprechend ein komplexer Prozess an, in dem alle in Frage kommenden Punkte geprüft werden. Punkte, welche nicht alle Kriterien erfüllen bzw. auf welche Ausschlusskriterien zutreffen, werden eliminiert. Nach Abschluss dieses Prozesses sollte ein Punkt übrig bleiben. Dieser entspricht der gesuchten anatomischen Landmarke. Die Standardabweichung der so lokalisierten Landmarken beträgt ein Millimeter [8, 40].

Trotz allem muss davon ausgegangen werden, dass sich Ungenauigkeiten der Messungen auf die Ergebnisse der Analyse auswirken. Um diesen Effekt zu minimieren, wird bei dem verwendeten Programm bei jeder statischen rasterstereographischen Aufnahme eine Serie von zwölf Bildern gemacht. Die berechneten Messwerte entsprechen den Mittelwerten dieser zwölf Bilder.

3.1.4 Rasterstereographische Parameter

Für die Studie wurden folgende Parameter untersucht und analysiert.

Rumpflänge $VP-DM$ [mm]: Länge der Verbindung zwischen VP und DM in mm.

Grübchenabstand $DL-DR$ [mm]: Länge der Verbindung zwischen DL und DR in mm.

Rumpfneigung $VP-DM$ [°]: Winkel in Grad zwischen der Verbindung $VP-DM$ und einer äußeren Senkrechten. Bei positivem Winkel ist der Rumpf nach vorne, bei negativem Winkel nach hinten geneigt.

Lotabweichung $VP-DM$ [°]: Winkel in Grad zwischen der Verbindung $VP-DM$ und einer Senkrechten durch VP . Bei positivem Winkel ist VP im Verhältnis zu DM nach rechts verlagert.

Beckenhochstand $DL-DR$ [°]: Winkel zwischen der Verbindung $DL-DR$ und einer Horizontalen. Bei positivem Winkel steht das rechte Lumbalgrübchen höher als das linke Lumbalgrübchen.

Kyphosewinkel $VP-T12$ [°]: Winkel in Grad zwischen den Oberflächentangenten an VP und dem berechneten Punkt des *Proc. spinosus* des 12. Brustwirbelkörpers, $T12$.

Lordosewinkel $T12-DM$ [°]: Winkel in Grad zwischen den Oberflächentangenten an dem berechneten Punkt des *Proc. spinosus* des zwölften Brustwirbelkörpers, $T12$, und DM .

Oberflächenrotation rms [°]: Das quadratische Mittel (*root mean square*) der Winkel zwischen den horizontalen Komponenten der Oberflächennormalen der Symmetrielinie und der Frontalebene in Grad.

Seitabweichung $VP-DM$ rms [mm]: Das quadratische Mittel (*root mean square*) des Abstandes zwischen der Verbindung $VP-DM$ und der Mittellinie der Wirbelsäule in mm.

Die angegebenen Werte entsprechen den Mittelwerten der über den gesamten Messzeitraum ermittelten Daten.

3.2 Pedobarographie

Das Pedogait-System® beinhaltet eine in das Laufband integrierte kapazitive Fußdruckmessplatte (FDM System, Hersteller zebris Medical GmbH®, Isny, Deutschland), die zusätzliche Parameter für eine dynamische Ganganalyse bestimmen kann. Die 1084 mm x 474 mm große Messplatte beinhaltet 7186 Sensoren mit einer Ortsauflösung von 1,4 Sensoren/cm² und einer Druckschwelle von 1 N/cm² bei einer Sensitivität von 1 N/cm² bis 120 N/cm². Die Abtastrate beträgt 120 Hz. Gemessen wird der Druck, also die Kraft pro Fläche, sobald bei Kontakt des Fußes mit der Messplatte der Schwellenwert eines Sensors von 1 N/cm² überschritten wird. Das System ist in der Lage, die erhaltenen Druckinformationen zu einem Fußabdruck zusammenzusetzen und einem Fuß zuzuordnen (siehe Abbildung 8). Die Gesamtheit aller aktivierten Sensoren registriert so bei dynamischer Messung neben der Druckverteilung auch die Veränderung des Fußabdruckes im Verlauf eines Gangzyklus. So können Informationen über das funktionelle Gangbild gewonnen werden [58, 59].

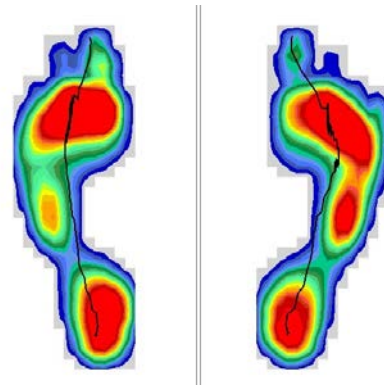


Abb. 8: Darstellung einer pedobarographischen Fußdruckmessung (rot = größte Kraft, blau = geringste Kraft pro Fläche).

Für die vorliegende Studie wurden Gangparameter im Sinne des Rancho Los Amigos Systems betrachtet [52, 60]. Hierbei ist ein Gangzyklus definiert als der Zeitraum zwischen zwei aufeinander folgenden initialen Bodenkontakten desselben Fußes. Der Begriff "ipsilateral" bezieht sich auf das Bein, welches einen neuen Gangzyklus mit dem initialen Bodenkontakt beginnt. Das kontralaterale Bein vollzieht die Gangphasen jeweils um einen halben Gangzyklus versetzt.

Von Interesse waren für diese Studie vor allem die Punkte des ersten, also des initialen, und des letzten Bodenkontaktes eines entsprechenden Fußes. Dies entsprach den Punkten, an denen ein Sensor im Verlauf des Bodenkontaktes eines Fußes zum ersten beziehungsweise zum letzten Mal den Schwellenwert von 1 N/cm² überschritten hat.

Nachfolgende Parameter wurden für die Studie analysiert.

Schwungdauer links/rechts [s]: Absolute Dauer der Schwungphase des entsprechenden Beins bzw. die Zeit, in der der entsprechende Fuß keinen Bodenkontakt hat. Beginn mit Abheben der Zehen bis erneutem initialem Bodenkontakt des ipsilateralen Fußes.

Standdauer links/rechts [s]: Absolute Dauer des Bodenkontakts des entsprechenden Fußes. Beginn mit initialem Bodenkontakt bis Abheben der Zehen des ipsilateralen Fußes.

Doppelschrittlänge [cm]: Abstand in Fortbewegungsrichtung zwischen zwei aufeinanderfolgenden initialen Bodenkontakten des gleichen Fußes. Länge eines Gangzyklus bzw. Länge von zwei Schritten.

Doppelstandphase [%]: Anteil des Gangzyklus, in dem beide Füße Bodenkontakt haben, unterteilt in erste und zweite Doppelstandphase. Die erste Doppelstandphase ist definiert als der Zeitpunkt des ipsilateralen initialen Bodenkontaktes bis zum Abheben der kontralateralen Zehen und findet vor Beginn der ipsilateralen Standphase statt. Die zweite Doppelstandphase beginnt mit dem kontralateralen initialen Bodenkontakt und dauert bis zum Abheben der ipsilateralen Zehen an. Sie liegt vor Beginn der ipsilateralen Schwungphase.

Die angegebenen Werte entsprechen den Mittelwerten der über den gesamten Messzeitraum ermittelten Daten.

3.3 Probanden

Für die Studie wurden 121 gesunde Probanden, 56 Frauen und 65 Männer untersucht. Alle Studienteilnehmer wurden über den Ablauf der Untersuchung im Voraus ausführlich informiert. Ihre Zustimmung bestätigten sie durch Unterschrift einer Einverständniserklärung.

Die Probanden wurden aufgrund des Vorhandenseins von Einschlusskriterien beziehungsweise des Fehlens von Ausschlusskriterien als "gesund" definiert. Einschlusskriterien waren Einwilligung der Studienteilnehmer in das Studienprotokoll, vollendetes 18. Lebensjahr bis einschließlich 35. Lebensjahr, ein Body Mass Index (*BMI*) unter 35 kg/m^2 , das Fehlen von Erkrankungen oder Frakturen an Wirbelsäule, Becken oder unterer Extremität, keine Hüft- oder Kniegelenksarthrodese sowie das Fehlen von Systemerkrankungen, die zu Beeinträchtigungen der Propriozeption führen können (z.B. Diabetes mellitus). Außerdem sollten die Studienteilnehmer in der Lage sein, im Rahmen der Messung für circa 90 Sekunden mit maximal 5 km/h auf einem Laufband zu gehen. Als Ausschlusskriterien wurden eine fehlende Einwilligungsfähigkeit in die Studie, Erkrankungen und/oder Verletzungen der Wirbelsäule oder des Beckens, Operationen an Wirbelsäule und/oder unterer Extremität in der Anamnese, Knie- oder Hüftgelenksarthrodese,

Grunderkrankungen mit erheblicher generalisierter Funktionseinschränkung und *non-compliance* definiert.

Die Studie hat die Nummer 3953 der Ethikkommission der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf und wurde von dieser genehmigt.

3.4 Untersuchungsdurchführung

Die Durchführung der rasterstereographischen Aufnahme fand in den Räumlichkeiten der Klinik für Unfall- und Handchirurgie der Universitätsklinik Düsseldorf statt. Alle Messungen wurden mit dem Prototypen "Formetric 4D Motion®" der Firma DIERS International GmbH, Schlangenbad, Deutschland, und dem dazugehörigen Programm "DICAM II 2.2.3" durchgeführt. Alle Messungen wurden von dem gleichen Untersucher durchgeführt. Der Aufbau der Messstation ist in Abbildung 9 zu sehen.

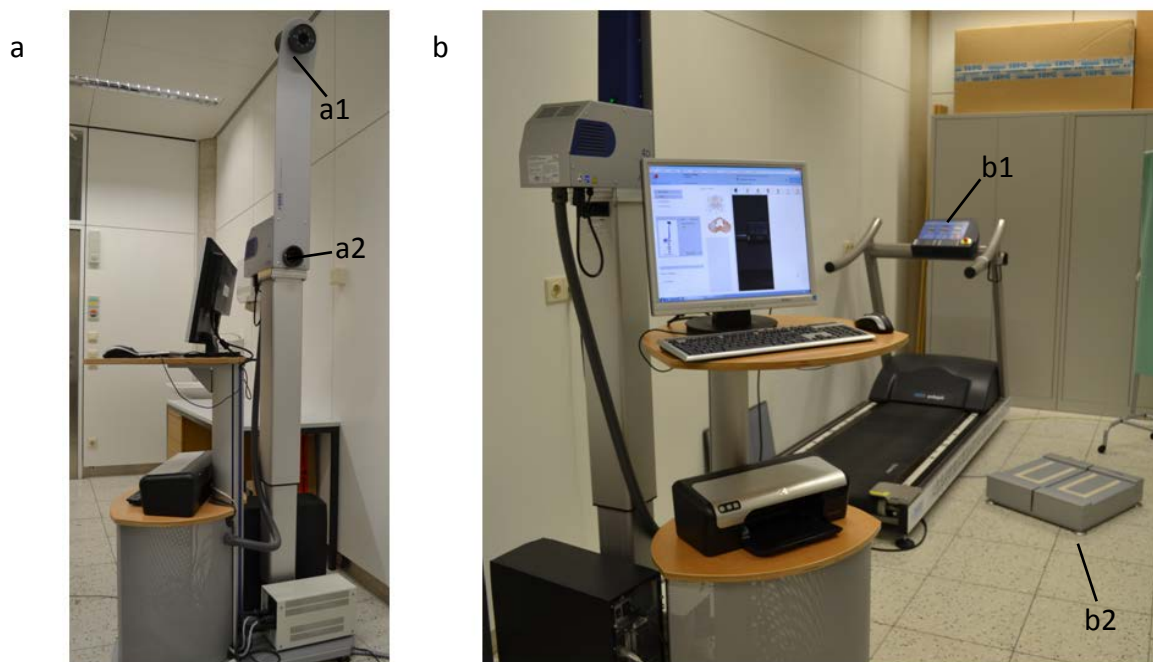


Abb. 9: (a) Messstation mit Kamera (a1) und Projektor (a2), (b) Messstation mit Laufband (b1) und statischer Messplattform (b2).

Die verwendete Kamera hatte eine maximal mögliche Bildfrequenz von 50 Hz und verfügte über einen CMOS Sensor mit einer Bildauflösung von 1280 x 1024 Pixel bei einer Pixelgröße von 5,20 µm.

Die Probanden wurden nach Überprüfung des Einverständnisses gebeten, den Oberkörper komplett zu entkleiden sowie die Hose ausziehen. Zur weiteren Vorbereitung der Probanden gehörte das hochstecken langer Haare um freie Sicht auf den Nacken zu gewährleisten sowie das Ablegen von Halsketten und sonstigem auffälligen Schmuck. Der obere Abschnitt der *Rima ani* sollte während der Messung sichtbar sein. Mittels Palpation wurde die Lokalisation des *Vertebra prominens* und der Lumbalgrüben als anatomische Landmarken ermittelt und mit einem reflektierenden, im Durchmesser 10 mm großen Marker beklebt. Diese Marker bestanden aus einem Material, welches in der Lage war infrarotes Licht von um die Kamera herum platzierten LEDs zu reflektieren. Die Kamera selbst arbeitete an der Grenze zwischen sichtbarem und infrarotem Licht.

Die anschließende Untersuchung gliederte sich in zwei Abschnitte. Zuerst wurden statische Aufnahmen mit der Programmfunktion "formetric 4D Average" durchgeführt, um die exakte Position der Marker auf den anatomischen Landmarken *Vertebra prominens* und den Lumbalgrübchen zu verifizieren. So wurde versucht, die Fehlerquote beim Platzieren der Marker zu minimieren [48]. Die Probanden standen während der Messung auf einem spezifisch dafür vorgesehen Podest mit Markierungen für die Position der Füße, welches sich im Abstand von zwei Metern von der Kamera befand. Dadurch wurde die Position der Probanden im Verhältnis zur Kamera standardisiert. Die Untersuchung wurde barfuß in der Neutral-Null-Stellung durchgeführt, mit aufrechter und entspannter Haltung, durchgedrückten Beinen, locker hängenden Armen und nach vorne gerichtetem Blick (siehe Abbildung 10). Durch eine waagerechte Hilfslinie, die zusätzlich zu den waagerechten weißen Lichtlinien auf dem Computer sichtbar war, konnte die Höhe der Kamera an die individuelle Körpergröße der Probanden angepasst werden. Die Kamerahöhe wurde so eingestellt, dass die Hilfslinie durch die Spitzen der *Scapula* lief. Während der Durchführung der Messung wurde das Licht im Raum ausgeschaltet.

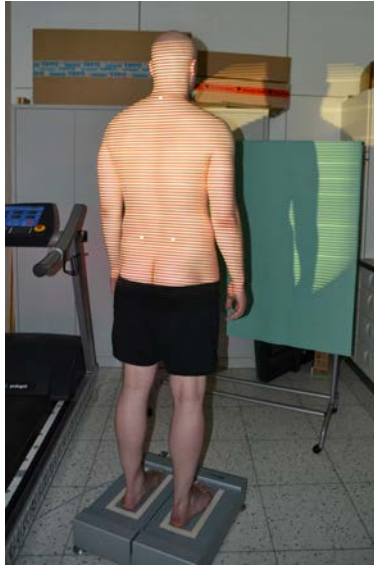


Abb. 10: Positionierung des Probanden für die statische Aufnahme mit projizierten Rasterlinien bei eingeschaltetem Projektor. Die drei Marker auf den anatomischen Landmarken VP und Lumbalgrübchen sind als kleine helle Punkte auf dem Rücken zu erkennen.

Es wurden mindestens drei Messungen mit je zwölf Bildern angefertigt. Die Ergebnisse der Messungen entsprachen den Mittelwerten der zwölf Bilder. Die Position der Marker wurde bei Bedarf nach jeder Messung anhand der Darstellung der Mittleren Krümmung und der Gauß'schen Krümmung korrigiert (siehe Abbildung 6, S. 18), sodass sie bei Betrachtung der Mittleren Krümmung (rot = konvex und blau = konkav) im Fall des VP am Punkt der stärksten Vorwölbung (dunkelrot) und im Falle der Lumbalgrübchen am Punkt der tiefsten Grube (dunkelblau) lokalisiert waren. In Abbildung 11 ist der vom Computerprogramm erkannte Marker auf dem VP als grüner Punkt und die auf den Lumbalgrübchen lokalisierte Marker als gelbe Punkte zu sehen. Zwischen den einzelnen Messungen wurden die Probanden gebeten, die Untersuchungsplattform zu verlassen und ein paar Schritte zu gehen um eine möglichst natürliche Haltung während der Messung zu gewährleisten. Die Position der Marker wurde im weiteren Verlauf der Untersuchung nicht geändert. Wenn es im Verlauf einer Untersuchung zu einem Verlust des Markers gekommen ist, wurde die komplette Untersuchung verworfen und erneut gestartet.

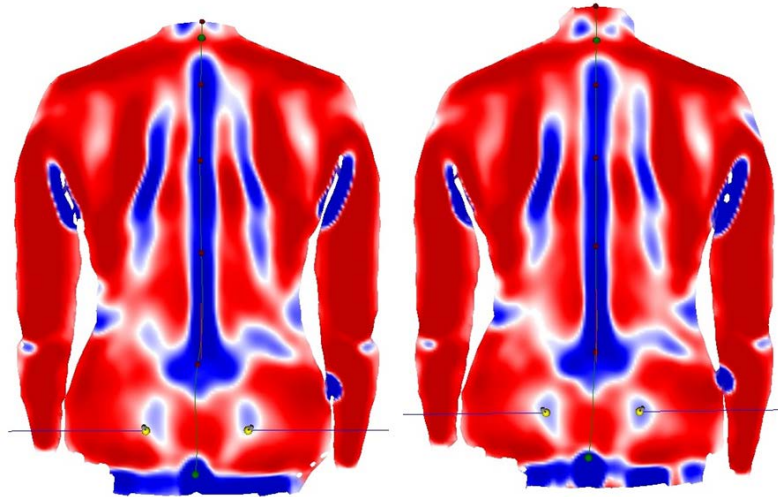


Abb. 11: Darstellung der Mittleren Krümmung vor (links) und nach (rechts) Korrektur der Markerlokalisierung an den Lumbalgrübchen (gelb dargestellt).

Der zweite Abschnitt der Untersuchung folgte im Anschluss an die korrekte Positionierung der Marker. Nach Erläuterung der Funktionsweise und Bedienung des Laufbandes wurden die Probanden gebeten sich auf das Laufband zu stellen, nachdem das Computerprogramm für die dynamische Messung gestartet wurde. Dabei wurde darauf geachtet, dass sie sich nur innerhalb eines markierten Lauffeldes bewegten, welches sich in einer Entfernung von zwei Metern von der Kamera befand. In diesem Bereich des Laufbandes war eine pedobarographische Messplatte installiert. Für die Dauer der Messung wurde das Licht im Raum ausgeschaltet.

Die Messung erfolgte mit der Programmfunktion "formetric pedo (synch) 4D motion / pedo gait" in den Geschwindigkeiten 1 km/h, 2 km/h, 4 km/h und 5 km/h zu jeweils drei verschiedenen Zeitpunkten. Eine Untersuchungsreihe wurde mit allen Geschwindigkeiten einmal durchlaufen, bevor die Messgeschwindigkeit erneut bei 1 km/h begann. Die Anpassungszeit der Probanden an die entsprechende Geschwindigkeit betrug eine Minute. Im Anschluss wurde die Messung von Seiten des Untersuchers ohne Unterbrechung gestartet. Eine Messung dauerte 7 Sekunden, wodurch zwischen 330 und 335 Frames entstanden. Die Probanden wurden gebeten auf dem Laufband locker mit nach vorne gerichtetem Blick zu gehen. Die Arme baumelten entspannt seitlich am Körper (siehe Abbildung 12). Es wurde darauf geachtet, dass die Probanden nach jeder Messung das Laufband verließen.

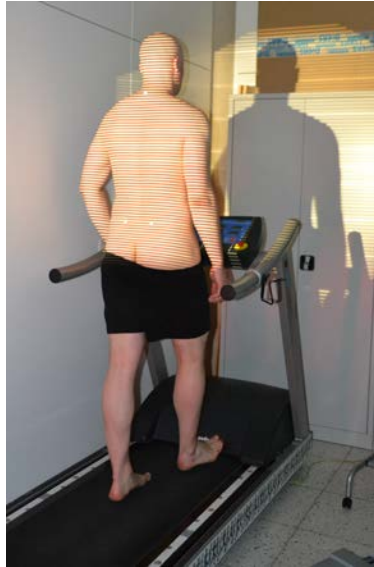


Abb. 12: Positionierung des Probanden auf dem Laufband für die dynamische Aufnahme mit projizierten Rasterlinien bei eingeschaltetem Projektor. Die drei Marker auf den anatomischen Landmarken *VP* und Lumbalgrübchen sind als kleine helle Punkte auf dem Rücken zu erkennen.

3.5 Auswertung

Die analysierten Daten der mittels des Programmes "DICAM II 2.2.3" aufgenommenen Messungen wurden mit Hilfe der Auswertungssoftware "DIII Statistics" der Firma DIERS ausgelesen.

Die statistische Auswertung der erhobenen Daten wurde mit den Programmen Microsoft Office Excel® 2007 und IBM SPSS Statistics® Version 20 durchgeführt. Graphische Darstellungen wurden mit dem Programm GraphPad Prism® Version 6.05 (Trial) angefertigt.

4 Ergebnisse

Untersucht wurden 121 Probanden, davon 56 Frauen und 65 Männer. Anthropometrische Daten der einzelnen Studienpopulationen sind in Tabelle 2 aufgeführt.

	Weiblich		Männlich		Gesamt	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
Alter [a]	23,57	2,0	24,29	2,22	24,07	2,16
Größe [cm]	168,91	6,38	182,52	5,78	176,22	9,1
Gewicht [kg]	62,89	8,5	79,91	8,97	72,03	12,19
<i>BMI</i> [kg/m ²]	22,01	2,43	23,98	2,43	23,07	2,61
Schuhgröße (EU)	38,85	1,5	43,72	1,53	41,47	2,87

Tabelle 2: Anthropometrische Daten der untersuchten Probanden: Mittelwerte und Standardabweichungen aller Probanden und getrennt nach Geschlecht (gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65).

Aufgrund der nicht normalverteilten Daten wurde ein Mann-Whitney U-Test verwendet. Das Signifikanzniveau α der gesamten Untersuchung wurde, wenn nicht anders angegeben, als $\alpha < 0,05$ definiert. Es zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den weiblichen und männlichen Probanden bei den Parametern Alter, Größe, Gewicht, *BMI* und Schuhgröße bei zweiseitiger Testung (Tabelle 3).

	U	z	p
Alter [a]	1421,5	-2,098	0,036
Größe [cm]	213,5	-8,358	< 0,001
Gewicht [kg]	256,5	-8,135	< 0,001
<i>BMI</i> [kg/m ²]	950,5	-4,521	< 0,001
Schuhgröße	63,5	-9,188	< 0,001

Tabelle 3: Anthropometrische Daten: Mann-Whitney U-Test auf signifikante Unterschiede zwischen den weiblichen und männlichen Studienpopulationen (gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,05$ sind grau hinterlegt.

Weibliche Probanden waren signifikant jünger sowie kleiner und leichter und hatten einen signifikant geringeren *BMI* als männlichen Probanden. Die Schuhgröße war innerhalb der weiblichen Studienpopulation signifikant kleiner als innerhalb der männlichen Studienpopulation.

4.1 Rasterstereographie

Ziel der Studie war die Untersuchung der rasterstereographischen Parameter in Abhängigkeit der Laufgeschwindigkeiten und die Analyse der Unterschiede sowohl zwischen den Geschwindig-

keiten als auch zwischen den Geschlechtern. Verglichen wurden statische mit dynamischen Daten sowie die Daten der einzelnen Geschwindigkeiten der dynamischen Untersuchungen untereinander. Die Daten wurden jeweils in ihrer Gesamtheit und nach Geschlecht aufgetrennt analysiert. Das Signifikanzniveau α der gesamten Untersuchung wurde, wenn nicht anders angegeben, als $\alpha < 0,05$ definiert. Bei statischer Messung, 1 km/h, 2 km/h und 4 km/h war die Anzahl der Probanden der Gesamtpopulation $n = 121$, wobei die Anzahl der weibliche Probanden $n = 56$ und die der männliche Probanden $n = 65$ beträgt. Bei 5 km/h beträgt die Anzahl der Probanden in der Gesamtpopulation $n = 110$, mit weiblichen Probanden $n = 51$ und männlichen Probanden $n = 59$. Die Messgeschwindigkeit 5 km/h weist eine geringere Anzahl an Probanden auf, da diese Geschwindigkeit nach Analyse der ersten Probanden nachträglich zum Studienprotokoll hinzugefügt wurde.

Da ein Kolmogorov-Smirnov-Test keine Normalverteilung aller Daten feststellen konnte, wurden für die gesamte Auswertung nicht-parametrische Tests verwendet.

4.1.1 Statische Messungen: Vergleich der Geschlechter

Untersucht wurden die durch statische Messungen erhobenen Daten auf signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern.

	Weiblich		Männlich		Gesamt	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
Rumpflänge <i>VP-DM</i> [mm]	452,38	26,72	492,82	28,43	474,11	34,18
Grübchenabstand <i>DL-DR</i> [mm]	99,79	11,89	97,35	10,90	98,48	11,39
Rumpfneigung <i>VP-DM</i> [°]	2,12	2,40	1,89	1,88	2,00	2,13
Lotabweichung <i>VP-DM</i> [°]	-0,07	0,91	-0,08	0,96	-0,08	0,93
Beckenhochstand <i>DL-DR</i> [°]	-0,42	2,79	-0,32	3,34	-0,37	3,09
Kyphosewinkel <i>VP-T12</i> [°]	44,02	8,64	44,58	7,84	44,32	8,19
Lordosewinkel <i>T12-DM</i> [°]	37,36	9,79	28,96	7,67	32,85	9,64
Oberflächenrotation rms [°]	3,64	1,62	3,54	1,56	3,59	1,58
Seitabweichung <i>VP-DM</i> rms [mm]	5,59	2,32	5,07	2,13	5,31	2,23

Tabelle 4: Statische Messungen: Mittelwerte und Standardabweichungen der Parameter aller Probanden und getrennt nach Geschlecht (gesamt $n = 121$, weiblich $n = 56$, männlich $n = 65$).

Tabelle 4 zeigt die Daten der durch statische Messungen ermittelten Parameter getrennt nach Geschlecht und für die gesamte Studienpopulation.

Ein zweiseitiger Mann-Whitney U-Test ergab bei den durch statische Messungen ermittelten Werten einen signifikanten Unterschied zwischen den männlichen und weiblichen Probanden bei den Parametern Rumpflänge und Lordosewinkel (siehe Tabelle 5).

	U	z	p
Rumpflänge <i>VP-DM</i> [mm]	524,0	-6,737	<0,001
Grübchenabstand <i>DL-DR</i> [mm]	1667,0	-0,795	0,426
Rumpfneigung <i>VP-DM</i> [°]	1755,5	-0,335	0,737
Lotabweichung <i>VP-DM</i> [°]	1788,5	-0,164	0,870
Beckenhochstand <i>DL-DR</i> [°]	1800,0	-0,104	0,917
Kyphosewinkel <i>VP-T12</i> [°]	1755,5	-0,335	0,737
Lordosewinkel <i>T12-DM</i> [°]	820,5	-5,196	<0,001
Oberflächenrotation rms [°]	1786,5	-0,174	0,862
Seitabweichung <i>VP-DM</i> rms [mm]	1596,5	-1,162	0,245

Tabelle 5: Statische Messungen: Mann-Whitney U-Test auf signifikante Unterschiede zwischen den weiblichen und männlichen Daten (gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,05$ sind grau hinterlegt.

In Abbildung 13 ist die Rumpflänge in Abhängigkeit des Geschlechts als Säulendiagramm dargestellt. Weibliche Probanden hatten eine signifikant kürzere Rumpflänge als männliche Probanden.

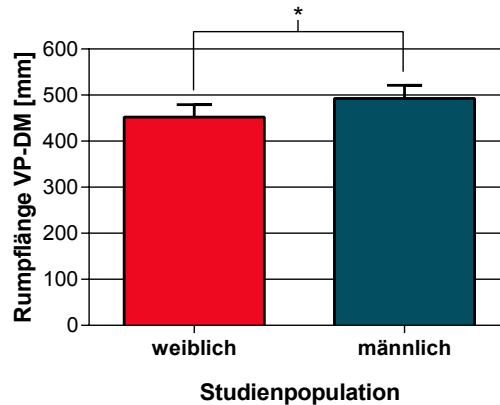


Abb. 13: Statische Messung: Darstellung der Rumpflänge VP-DM der weiblichen und männlichen Studienpopulation in mm (weiblich n = 56, männlich n = 65).

Fehlerbalken +/- 1 SD; * = Signifikant mit $p < 0,05$.

Abbildung 14 zeigt den Lordosewinkel in Abhängigkeit des Geschlechts als Säulendiagramm. Bei weiblichen Probanden konnte bei statischer Messung ein signifikant größerer Winkel als bei männlichen Probanden gemessen werden.

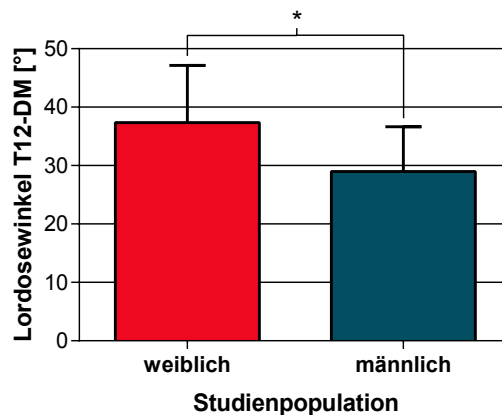


Abb. 14: Statische Messung: Darstellung des Lordosewinkels T12-DM der weiblichen und männlichen Studienpopulation in ° (weiblich n = 56, männlich n = 65).

Fehlerbalken +/- 1 SD; * = Signifikant mit $p < 0,05$.

Keine signifikanten Unterschiede zwischen der weiblichen und männlichen Studienpopulation waren bei den Parametern Grübchenabstand, Rumpfneigung, Lotabweichung, Beckenhochstand, Kyphosewinkel, Oberflächenrotation und Seitabweichung zu finden.

4.1.2 Dynamische Messungen

Untersucht wurden die durch dynamische Messungen erhobenen Parameter auf signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Messgeschwindigkeiten und zwischen den Geschlechtern innerhalb der gleichen Messgeschwindigkeit.

Tabelle 6 gibt die Mittelwerte und Standardabweichungen der durch dynamische Messungen ermittelten Parameter getrennt nach Geschlecht und für die gesamte Studienpopulation sowie getrennt nach Messgeschwindigkeit wieder.

	Mess- geschwindigkeit [km/h]	Weiblich		Männlich		Gesamt	
		Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
Rumpflänge <i>VP-DM</i> [mm]	1	456,98	25,44	496,82	26,64	478,38	32,76
	2	458,70	25,24	497,46	26,82	479,52	32,44
	4	459,84	26,10	498,26	26,85	480,48	32,66
	5	457,85	27,21	496,72	28,09	478,70	33,75
Grübchenabstand <i>DL-DR</i> [mm]	1	100,15	11,54	97,62	10,35	98,79	10,94
	2	100,03	11,47	97,53	10,41	98,69	10,94
	4	99,88	11,37	97,34	10,63	98,52	11,01
	5	99,92	11,66	97,21	10,80	98,47	11,24
Rumpfneigung <i>VP-DM</i> [°]	1	5,01	2,33	5,57	1,81	5,31	2,08
	2	5,52	2,39	5,86	1,84	5,70	2,11
	4	6,11	2,46	6,36	1,92	6,24	2,18
	5	6,72	2,62	6,76	2,24	6,74	2,41
Lotabweichung <i>VP-DM</i> [°]	1	-0,20	0,82	-0,15	0,96	-0,18	0,89
	2	-0,19	0,88	-0,16	0,87	-0,17	0,87
	4	-0,31	0,94	-0,21	0,90	-0,25	0,92
	5	-0,27	1,00	-0,17	0,86	-0,22	0,92
Beckenhochstand <i>DL-DR</i> [°]	1	-0,24	2,16	-0,45	2,78	-0,35	2,50
	2	-0,24	2,08	-0,37	2,73	-0,31	2,44
	4	-0,28	2,02	-0,34	2,62	-0,31	2,35
	5	-0,29	2,04	-0,51	2,61	-0,41	2,36
Kyphosewinkel <i>VP-T12</i> [°]	1	42,30	7,90	42,72	7,09	42,53	7,44
	2	41,16	7,99	41,79	7,21	41,50	7,55
	4	40,15	8,35	40,70	7,26	40,45	7,76
	5	39,27	8,51	39,86	7,72	39,59	8,06
Lordosewinkel <i>T12-DM</i> [°]	1	33,64	7,17	24,34	6,95	28,64	8,43
	2	31,94	7,43	23,31	7,08	27,30	8,41
	4	30,17	8,39	21,94	7,52	25,75	8,91
	5	30,29	8,82	21,91	7,67	25,80	9,20
Oberflächenrotation rms [°]	1	3,49	1,11	3,24	0,98	3,35	1,05
	2	3,46	1,12	3,19	1,03	3,32	1,08
	4	3,78	1,05	3,26	0,95	3,50	1,02
	5	4,23	1,03	3,45	0,93	3,81	1,05
Seitabweichung <i>VP-DM</i> rms [mm]	1	4,69	1,90	4,64	1,21	4,66	1,56
	2	4,74	1,79	4,56	1,23	4,64	1,51
	4	5,20	1,78	4,41	1,22	4,77	1,55
	5	5,53	1,72	4,60	1,30	5,03	1,58

Tabelle 6: Dynamische Messungen: Mittelwerte und Standardabweichungen der Parameter aller Probanden und getrennt nach Geschlecht (1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59).

4.1.3 Dynamische Messungen: Vergleich der Geschlechter

Untersucht wurden die durch dynamische Messungen erhobenen Daten auf signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern innerhalb der gleichen Messgeschwindigkeit.

Die Daten wurden mittels Mann-Whitney U-Tests untersucht. Das Signifikanzniveau α wurde als $\alpha < 0,05$ definiert. Alle Tests wurden zweiseitig durchgeführt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen bei 1 km/h und 2 km/h sind in Tabelle 7 dargestellt.

	1 km/h			2 km/h		
	U	z	p	U	z	p
Rumpflänge <i>VP-DM</i> [mm]	474,0	-6,997	<0,001	502,0	-6,851	<0,001
Grübchenabstand <i>DL-DR</i> [mm]	1650,0	-0,884	0,377	1643,5	-0,917	0,359
Rumpfneigung <i>VP-DM</i> [°]	1538,5	-1,463	0,143	1569,5	-1,302	0,193
Lotabweichung <i>VP-DM</i> [°]	1714,5	-0,548	0,583	1770,5	-0,257	0,797
Beckenhochstand <i>DL-DR</i> [°]	1749,5	-0,366	0,714	1798,5	-0,112	0,911
Kyphosewinkel <i>VP-T12</i> [°]	1819,0	-0,005	0,996	1795,0	-0,130	0,897
Lordosewinkel <i>T12-DM</i> [°]	661,0	-6,025	<0,001	758,0	-5,521	<0,001
Oberflächenrotation rms [°]	1576,5	-1,266	0,206	1531,0	-1,502	0,133
Seitabweichung <i>VP-DM</i> rms [mm]	1624,0	-1,019	0,308	1802,0	-0,094	0,925

Tabelle 7: Dynamische Messungen: Mann-Whitney U-Test auf signifikante Unterschiede zwischen den weiblichen und männlichen Studienpopulationen bei den Messgeschwindigkeit 1 km/h und 2 km/h (weiblich n = 56, männlich n = 65). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,05$ sind grau hinterlegt.

Bei der Analyse der Messdaten, die bei einer Laufgeschwindigkeit von 1 km/h und 2 km/h erhoben wurden, zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen der weiblichen und der männlichen Studienpopulation bei den Parametern Rumpflänge und Lordosewinkel. Die Analysen der Geschwindigkeiten 4 km/h und 5 km/h kommen zu dem gleichen Ergebnis (siehe Tabelle 8).

Der Parameter Rumpflänge erwies sich unabhängig von der Laufgeschwindigkeit bei weiblichen Probanden als signifikant kürzer als bei den männlichen Probanden (Abbildung 15).

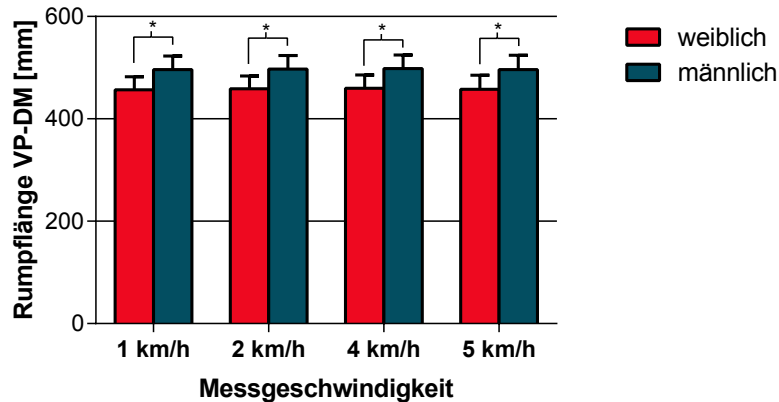


Abb. 15: Dynamische Messungen: Rumpflänge VP-DM in mm: Vergleich zwischen den Geschlechtern (1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: weiblich n = 51, männlich n = 59).

Fehlerbalken +/- 1 SD; * = Signifikant mit $p < 0,05$.

Der Lordosewinkel zeigte innerhalb der weiblichen Studienpopulation einen signifikant größeren Winkel als innerhalb der männlichen Studienpopulation. Dieses Ergebnis ist unabhängig von der Messgeschwindigkeit (Abbildung 16).

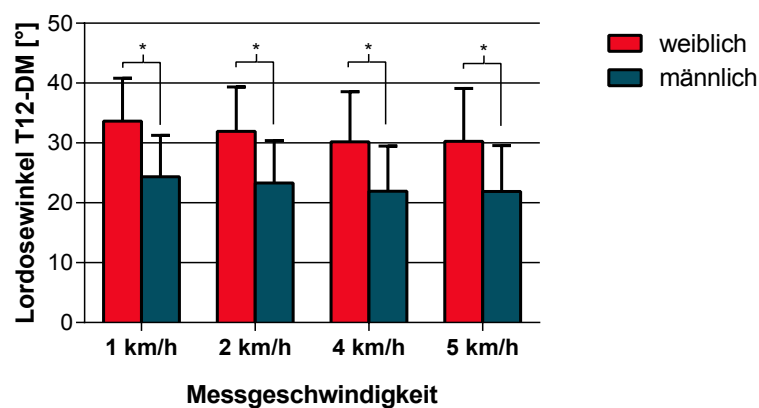


Abb. 16: Dynamische Messungen: Lordosewinkel T12-DM in °: Vergleich zwischen den Geschlechtern (1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: weiblich n = 51, männlich n = 59).

Fehlerbalken +/- 1 SD; * = Signifikant mit $p < 0,05$.

Die Parameter Grübchenabstand, Rumpfneigung, Lotabweichung, Beckenhochstand, Kyphosewinkel, Oberflächenrotation und Seitabweichung waren innerhalb der Laufgeschwindigkeiten 1 km/h und 2 km/h zwischen den Geschlechtern nicht signifikant unterschiedlich.

Die Ergebnisse der Untersuchungen bei 4 km/h und 5 km/h sind in Tabelle 8 aufgeführt.

	4 km/h			5 km/h		
	U	z	p	U	z	p
Rumpflänge VP-DM [mm]	518,0	-6,768	<0,001	446,0	-6,345	<0,001
Grübchenabstand DL-DR [mm]	1632,5	-0,975	0,330	1348,5	-0,935	0,350
Rumpfniegung VP-DM [°]	1592,5	-1,183	0,237	1427,0	-0,465	0,642
Lotabweichung VP-DM [°]	1674,5	-0,756	0,449	1374,0	-0,782	0,434
Beckenhochstand DL-DR [°]	1811,0	-0,047	0,963	1475,0	-0,177	0,860
Kyphosewinkel VP-T12 [°]	1795,5	-0,127	0,899	1491,0	-0,081	0,936
Lordosewinkel T12-DM [°]	888,0	-4,845	<0,001	733,0	-4,624	<0,001
Oberflächenrotation rms [°]	1261,0	-2,906	0,004	842,0	-3,971	<0,001
Seitabweichung VP-DM rms [mm]	1248,0	-2,973	0,003	959,0	-3,270	0,001

Tabelle 8: Dynamische Messungen: Mann-Whitney U-Test auf signifikante Unterschiede zwischen den weiblichen und männlichen Studienpopulationen bei einer Messgeschwindigkeit von 4 km/h (weiblich n = 56, männlich n = 65) und 5 km/h (weiblich n = 51, männlich n = 59. Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,05$ sind grau hinterlegt.

Innerhalb der Laufgeschwindigkeiten 4 km/h und 5 km/h erwiesen sich, neben den bereits erwähnten signifikanten Unterschieden bei Rumpflänge und Lordosewinkel, die Parameter Oberflächenrotation und Seitabweichung als signifikant unterschiedlich zwischen weiblichen und männlichen Probanden.

Die Oberflächenrotation hatte bei den höheren Geschwindigkeiten von 4 km/h und 5 km/h bei weiblichen Probanden einen signifikant größeren Winkel als bei den männlichen Probanden (Abbildung 17).

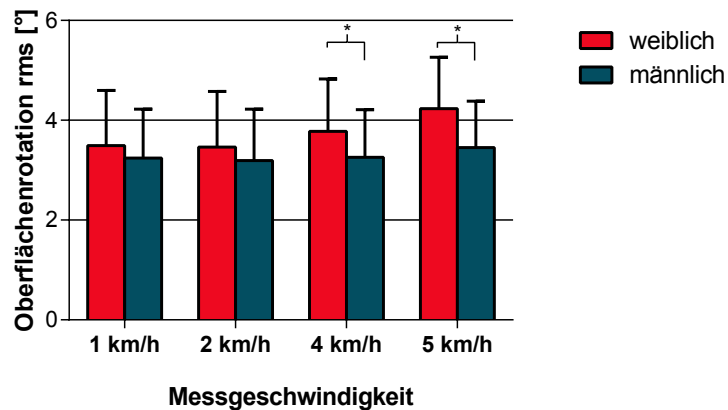


Abb. 17: Dynamische Messungen: Oberflächenrotation rms in °: Vergleich zwischen den Geschlechtern (1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: weiblich n = 51, männlich n = 59).

Fehlerbalken +/- 1 SD; * = Signifikant mit $p < 0,05$.

Auch der Parameter Seitabweichung stellte sich bei 4 km/h und 5 km/h innerhalb der weiblichen Studienpopulation als signifikant größer dar als in der männlichen Studienpopulation (Abbildung 18).

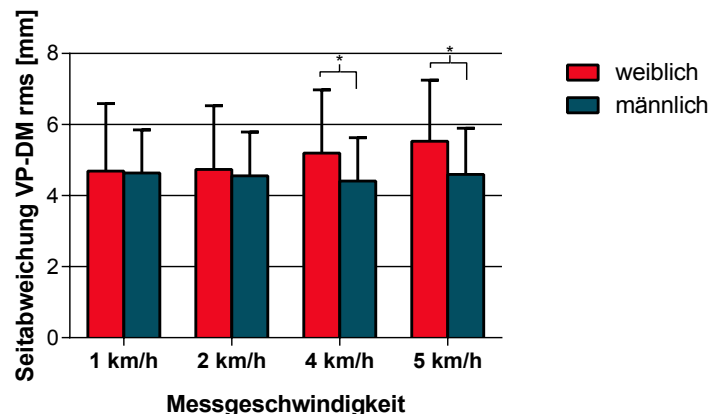


Abb. 18: Dynamische Messungen: Seitabweichung VP-DM rms in mm: Vergleich zwischen den Geschlechtern (1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: weiblich n = 51, männlich n = 59).

Fehlerbalken +/- 1 SD; * = Signifikant mit $p < 0,05$.

Die Parameter Grübchenabstand, Rumpfneigung, Lotabweichung, Beckenhochstand und Kyphosewinkel zeigten bei den Laufgeschwindigkeiten 4 km/h und 5 km/h keine signifikanten Unterschiede zwischen den Geschlechtern.

4.1.4 Dynamische Messungen: Vergleich der Geschwindigkeiten

Es wurden die Werte der dynamischen Messungen auf Unterschiede zwischen den einzelnen Messgeschwindigkeiten getestet.

Zuerst wurde ein Kruskal-Wallis-Test gerechnet, um zu überprüfen, ob zwischen den Geschwindigkeiten ein signifikanter Unterschied bei den gemessenen Parametern vorhanden ist. In Tabelle 9 sind die Ergebnisse der Vergleichsanalyse der Messgeschwindigkeiten mittels Kruskal-Wallis-Tests aufgeführt.

	Weiblich		Männlich		Gesamt	
	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p
Rumpflänge <i>VP-DM</i> [mm]	0,427	0,935	0,309	0,958	0,335	0,953
Grübchenabstand <i>DL-DR</i> [mm]	0,041	0,998	0,077	0,994	0,091	0,993
Rumpfneigung <i>VP-DM</i> [°]	14,417	0,002	12,898	0,005	26,167	<0,001
Lotabweichung <i>VP-DM</i> [°]	0,604	0,896	0,315	0,957	0,811	0,847
Beckenhochstand <i>DL-DR</i> [°]	0,013	1,000	0,091	0,993	0,044	0,998
Kyphosewinkel <i>VP-T12</i> [°]	3,167	0,367	5,748	0,125	8,264	0,041
Lordosewinkel <i>T12-DM</i> [°]	6,376	0,095	4,633	0,201	9,208	0,027
Oberflächenrotation rms [°]	21,031	<0,001	4,048	0,256	20,152	<0,001
Seitabweichung <i>VP-DM</i> rms [mm]	22,849	<0,001	1,555	0,670	9,160	0,027

Tabelle 9: Dynamische Messungen: Kruskal-Wallis-Test (1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,05$ sind grau hinterlegt.

Signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Messgeschwindigkeiten konnten bei dem Parameter Rumpfneigung innerhalb der gesamten, der weiblichen und der männlichen Studienpopulation gezeigt werden. Bei den Parametern Kyphosewinkel und Lordosewinkel konnte ein signifikanter Unterschied nur in der gesamten Studienpopulation nachgewiesen werden. Oberflächenrotation und Seitabweichung hatten signifikante Unterschiede nur bei weiblichen Probanden und innerhalb der gesamten Studienpopulation.

Keine signifikanten Unterschiede waren bei den Parametern Rumpflänge, Grübchenabstand, Lotabweichung und Beckenhochstand zu finden.

Weiterführende Analysen wurden mittels Mann-Whitney U-Tests durchgeführt. Es wurden nur Daten berücksichtigt, die sich im Kruskal-Wallis-Test als signifikant erwiesen haben. Das

Signifikanzniveau α wurde mittels Bonferroni-Korrektur auf $p < 0,0083$ angepasst. Alle Tests wurden zweiseitig durchgeführt.

Bei dem Vergleich der Messgeschwindigkeiten 1 km/h und 2 km/h mittels Mann-Whitney U-Test konnte bei keinem der analysierten Parameter signifikante Unterschiede gefunden werden (siehe Tabelle 10).

	Weiblich			Männlich			Gesamt		
	U	Z	p	U	z	p	U	z	p
Rumpfeigung VP-DM [°]	1396,0	-1,001	0,317	1866,0	-1,148	0,251	6502,0	-1,503	0,133
Kyphosewinkel VP-T12 [°]							6767,5	-1,016	0,310
Lordosewinkel T12-DM [°]							6594,5	-1,333	0,182
Oberflächenrotation rms [°]	1543,5	-0,143	0,887	1975,5	-0,638	0,524	7000,5	-0,588	0,557
Seitabweichung VP-DM rms [mm]	1485,0	-0,483	0,629	2044,5	-0,317	0,752	7317,0	-0,006	0,995

Tabelle 10: Dynamische Messungen: Vergleich der Messgeschwindigkeiten 1 km/h und 2 km/h mittels Mann-Whitney U-Test (gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,0083$ sind grau hinterlegt.

Bei dem Vergleich der Messgeschwindigkeiten 1km/h und 4 km/h mittels Mann Whitney U-Test (siehe Tabelle 11) ergaben sich signifikante Unterschiede bei den Parametern Rumpfeigung und Seitabweichung.

	Weiblich			Männlich			Gesamt		
	U	Z	p	U	z	p	U	z	p
Rumpfeigung VP-DM [°]	1185,5	-2,226	0,026	1598,0	-2,396	0,017	5568,5	-3,218	0,001
Kyphosewinkel VP-T12 [°]							6326,0	-1,826	0,068
Lordosewinkel T12-DM [°]							5901,5	-2,606	0,009
Oberflächenrotation rms [°]	1248,5	-1,859	0,063	2093,5	-0,088	0,930	6562,0	-1,393	0,164
Seitabweichung VP-DM rms [mm]	1087,0	-2,799	0,005	1829,0	-1,320	0,187	6751,5	-1,045	0,296

Tabelle 11: Dynamische Messungen: Vergleich der Messgeschwindigkeiten 1 km/h und 4 km/h mittels Mann-Whitney U-Test (gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,0083$ sind grau hinterlegt.

Innerhalb der gesamten Studienpopulation war der Winkel der Rumpfneigung bei einer Messgeschwindigkeit von 1 km/h signifikant kleiner als bei 4 km/h. Zwischen den weiblichen und männlichen Probanden konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden (siehe Abbildung 19).

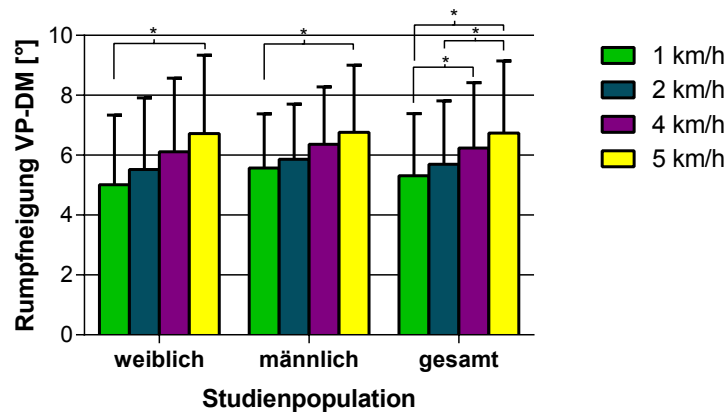


Abb. 19: Dynamische Messungen: Rumpfneigung VP-DM in °: Vergleich zwischen den Messgeschwindigkeiten (1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59).

Fehlerbalken +/- 1 SD; * = Signifikant mit $p < 0,0083$.

Der Parameter Seitabweichung war innerhalb der weiblichen Studienpopulation bei 1 km/h signifikant kleiner als bei 4 km/h (Abbildung 20).

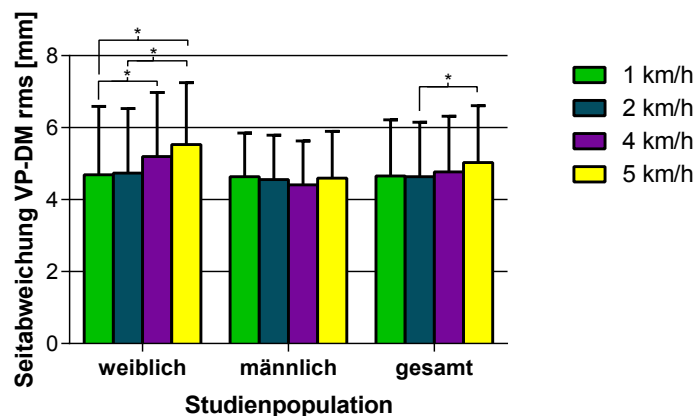


Abb. 20: Dynamische Messungen: Seitabweichung VP-DM rms in mm: Vergleich zwischen den Messgeschwindigkeiten (1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59).

Fehlerbalken +/- 1 SD; * = Signifikant mit $p < 0,0083$.

Die Parameter Kyphosewinkel, Lordosewinkel und Oberflächenrotation konnten keine signifikanten Unterschiede aufweisen.

Bei einem Vergleich der Messgeschwindigkeiten 1 km/h und 5 km/h konnten signifikante Unterschiede bei den Parametern Rumpfneigung, Kyphosewinkel, Oberflächenrotation und Seitabweichung gefunden werden (siehe Tabelle 12).

	Weiblich			Männlich			Gesamt		
	U	z	p	U	z	p	U	z	p
Rumpfneigung VP-DM [°]	858,5	-3,552	<0,001	1271,0	-3,235	0,001	4273,5	-4,695	<0,001
Kyphosewinkel VP-T12 [°]							5293,5	-2,684	0,007
Lordosewinkel T12-DM [°]							5392,0	-2,490	0,013
Oberflächenrotation rms [°]	819,5	-3,796	<0,001	1635,0	-1,413	0,158	4794,5	-3,668	<0,001
Seitabweichung VP-DM rms [mm]	808,0	-3,867	<0,001	1851,5	-0,330	0,741	5361,0	-2,551	0,011

Tabelle 12: Dynamische Messungen: Vergleich der Messgeschwindigkeiten 1 km/h und 5 km/h mittels Mann-Whitney U-Test (1 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,0083$ sind grau hinterlegt.

Der Parameter Rumpfneigung (siehe Abbildung 19) zeigte innerhalb der weiblichen, der männlichen und der gesamten Studienpopulation bei einer Laufgeschwindigkeit von 1 km/h einen signifikant kleineren Winkel als bei einer Laufgeschwindigkeit von 5 km/h.

Der Kyphosewinkel verringert sich nur innerhalb der gesamten Studienpopulation signifikant bei einer Steigerung der Laufgeschwindigkeit von 1 km/h auf 5 km/h (siehe Abbildung 21).

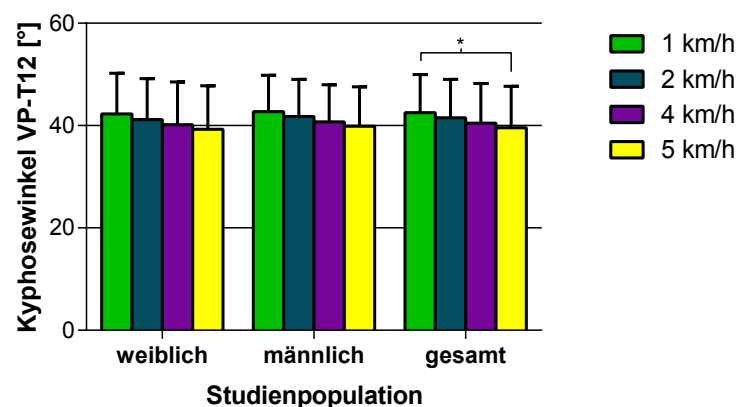


Abb. 21: Dynamische Messungen: Kyphosewinkel VP-T12 in °: Vergleich zwischen den Messgeschwindigkeiten (1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59).

Fehlerbalken +/- 1 SD; * = Signifikant mit $p < 0,0083$.

Der Parameter Oberflächenrotation erwies sich nur in der weiblichen und der gesamten Studienpopulation bei einer Laufgeschwindigkeit von 1 km/h als signifikant kleiner als bei 5 km/h (siehe Abbildung 22).

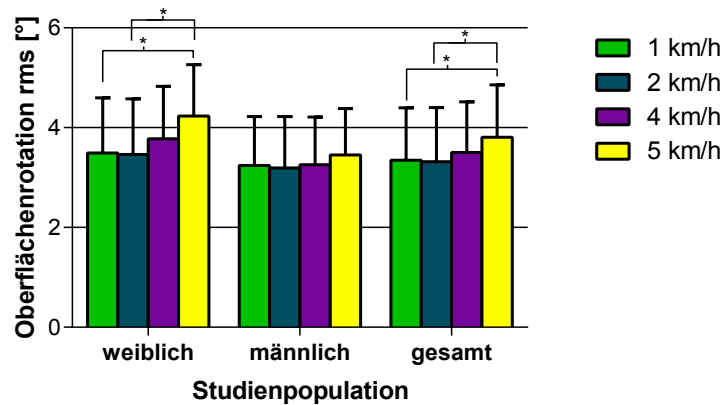


Abb. 22: Dynamische Messungen: Oberflächenrotation rms in °: Vergleich zwischen den Messgeschwindigkeiten (1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59).

Fehlerbalken +/- 1 SD; * = Signifikant mit $p < 0,0083$.

Die Seitabweichung wies bei weiblichen Probanden mit einer Messgeschwindigkeit von 1 km/h einen signifikant kleineren Wert auf als bei 5 km/h. Innerhalb der männlichen und der gesamten Studienpopulation gab es keine signifikanten Unterschiede (siehe Abbildung 20).

Bei dem Parameter Lordosewinkel ergab sich kein signifikanter Unterschied.

Bei einem Vergleich der Geschwindigkeiten 2 km/h und 4 km/h konnten bei keinem der untersuchten Parameter signifikante Unterschiede gefunden werden (siehe Tabelle 13).

	Weiblich			Männlich			Gesamt		
	U	z	p	U	z	p	U	z	p
Rumpfneigung VP-DM [°]	1344,0	-1,304	0,192	1820,5	-1,,360	0,174	6276,5	-1,917	0,055
Kyphosewinkel VP-T12 [°]							6848,0	-0,868	0,386
Lordosewinkel T12-DM [°]							6576,0	-1,367	0,172
Oberflächenrotation rms [°]	1226,5	-1,987	0,047	1955,0	-0,733	0,463	6292,5	-1,888	0,059
Seitabweichung VP-DM rms [mm]	1136,5	-2,511	0,012	1967,0	-0,677	0,498	6724,5	-1,095	0,274

Tabelle 13: Dynamische Messungen: Vergleich der Messgeschwindigkeiten 2 km/h und 4 km/h mittels Mann-Whitney U-Test (gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,0083$ sind grau hinterlegt.

Bei einem Vergleich der Messgeschwindigkeiten 2 km/h und 5 km/h konnten signifikante Unterschiede bei den Parametern Rumpfneigung, Oberflächenrotation und Seitabweichung festgestellt werden (siehe Tabelle 14).

	Weiblich			Männlich			Gesamt		
	U	z	p	U	z	p	U	z	p
Rumpfneigung VP-DM [°]	1005,5	-2,635	0,0084	1454,0	-2,319	0,020	4913,0	-3,434	0,001
Kyphosewinkel VP-T12 [°]							5730,5	-1,822	0,068
Lordosewinkel T12-DM [°]							5996,0	-1,299	0,194
Oberflächenrotation rms [°]	806,5	-3,877	<0,001	1525,0	-1,964	0,050	4621,0	-4,010	<0,001
Seitabweichung VP-DM rms [mm]	832,0	-3,717	<0,001	1874,0	-0,218	0,828	5297,5	-2,676	0,007

Tabelle 14: Dynamische Messungen: Vergleich der Messgeschwindigkeiten 2 km/h und 5 km/h mittels Mann-Whitney U-Test (2 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,0083$ sind grau hinterlegt.

Der Parameter Rumpfneigung erwies sich nur innerhalb der gesamten Studienpopulation bei einer Laufgeschwindigkeit von 2 km/h als signifikant kleiner als bei 5 km/h (siehe Abbildung 19).

Sowohl die Oberflächenrotation (siehe Abbildung 22) als auch die Seitabweichung (siehe Abbildung 20) zeigen innerhalb der weiblichen und der gesamten Studienpopulation bei 2 km/h einen signifikant kleineren Wert als bei 5 km/h.

Keine signifikanten Unterschiede konnten bei den Parametern Kyphosewinkel und Lordosewinkel gefunden werden.

Bei einem Vergleich der Messgeschwindigkeiten 4 km/h und 5 km/h konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden (Tabelle 15).

	Weiblich			Männlich			Gesamt		
	U	z	p	U	z	p	U	z	p
Rumpfnäigung VP-DM [°]	1213,0	-1,341	0,180	1702,0	-1,078	0,281	5838,5	-1,610	0,107
Kyphosewinkel VP-T12 [°]							6146,5	-0,1002	0,316
Lordosewinkel T12-DM [°]							6651,0	-0,008	0,994
Oberflächenrotation rms [°]	1044,0	-2,395	0,017	1680,0	-1,188	0,235	5461,0	-2,354	0,019
Seitabweichung VP-DM rms [mm]	1155,0	-1,703	0,089	1756,0	-0,808	0,419	5828,5	-1,629	0,103

Tabelle 15: Dynamische Messungen: Vergleich der Messgeschwindigkeiten 4 km/h und 5 km/h mittels Mann-Whitney U-Test (4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,0083$ sind grau hinterlegt.

Zwar zeigte ein Kruskal-Wallis-Test, dass es beim Parameter Lordosewinkel zwischen den Messgeschwindigkeiten ein Unterschied gibt, weiterführende Mann-Whitney U-Tests konnten dies allerdings nicht bestätigen. Der Lordosewinkel hatte keinen signifikanten Unterschied zwischen den Messgeschwindigkeiten.

4.1.5 Statische und dynamische Messungen im Vergleich

Untersucht wurden die durch statische und dynamische Messungen erhobenen Daten auf signifikante Unterschiede zueinander. In Tabelle 16 sind die Ergebnisse der Vergleichsanalyse mittels Kruskal-Wallis-Tests dargestellt.

	Weiblich		Männlich		Gesamt	
	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p
Rumpflänge <i>VP-DM</i> [mm]	2,604	0,626	3,940	0,414	3,146	0,534
Grübchenabstand <i>DL-DR</i> [mm]	0,089	0,999	0,071	0,999	0,103	0,999
Rumpfneigung <i>VP-DM</i> [°]	82,628	<0,001	132,993	<0,001	212,663	<0,001
Lotabweichung <i>VP-DM</i> [°]	2,394	0,664	0,482	0,975	2,283	0,684
Beckenhochstand <i>DL-DR</i> [°]	0,063	1,000	0,095	0,999	0,049	1,000
Kyphosewinkel <i>VP-T12</i> [°]	8,954	0,062	17,605	0,001	25,313	<0,001
Lordosewinkel <i>T12-DM</i> [°]	27,016	<0,001	32,925	<0,001	47,912	<0,001
Oberflächenrotation rms [°]	21,491	<0,001	4,401	0,354	18,384	0,001
Seitabweichung <i>VP-DM</i> rms [mm]	22,837	<0,001	4,086	0,395	13,840	0,008

Tabelle 16: Vergleich zwischen statischen und dynamischen Messungen: Kruskal-Wallis-Test (statisch, 1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,05$ sind grau hinterlegt.

Bei einem direkten Vergleich zwischen den statischen und dynamischen Daten gab es bei den Parametern Rumpfneigung, Kyphosewinkel, Lordosewinkel, Oberflächenrotation und Seitabweichung signifikante Unterschiede.

Für die Parameter Rumpfneigung und Lordosewinkel konnten signifikante Unterschiede in der weiblichen, der männlichen und der gesamten Studienpopulation gezeigt werden. Der Kyphosewinkel erwies sich innerhalb der männlichen und der gesamten Studienpopulation als signifikant unterschiedlich. Bei der Oberflächenrotation und Seitabweichung konnten signifikante Unterschiede innerhalb der weiblichen und der gesamten Studienpopulation gefunden werden.

Keine signifikanten Unterschiede zeigten die Parameter Rumpflänge, Grübchenabstand, Lotabweichung und Beckenhochstand.

Eine genaue Analyse der signifikanten Unterschiede wurde mittels mehrerer Mann Whitney-U Tests durchgeführt. Es wurden nur Daten berücksichtigt, die sich im Kruskal-Wallis-Test als signifikant erwiesen haben. Das Signifikanzniveau α wurde durch eine Bonferroni-Korrektur auf $p < 0,0125$ angepasst. Alle Tests wurden zweiseitig durchgeführt.

Der Parameter Rumpfneigung erwies sich in allen Studienpopulationen bei statischer Messung als signifikant kleiner als bei einer Laufgeschwindigkeit von 1 km/h. Dieses Ergebnis konnte auch bei einem Vergleich der statischen Messungen mit den Geschwindigkeiten 2 km/h, 4 km/h und

5 km/h nachgewiesen werden. Mit steigender Geschwindigkeit vergrößert sich die Rumpfneigung (siehe Tabelle 17 und Abbildung 23).

Rumpfneigung VP-DM [°]	Weiblich			Männlich			Gesamt		
	U	z	p	U	z	p	U	z	p
statisch : 1 km/h	595,0	-5,662	<0,001	275,5	-8,554	<0,001	1800,5	-10,138	<0,001
statisch : 2 km/h	477,0	-6,349	<0,001	252,0	-8,663	<0,001	1501,5	-10,687	<0,001
statisch : 4 km/h	347,0	-7,105	<0,001	162,5	-9,080	<0,001	1072,0	-11,476	<0,001
statisch : 5 km/h	243,0	-7,391	<0,001	171,0	-8,738	<0,001	838,5	-11,466	<0,001

Tabelle 17: Rumpfneigung VP-DM [°]: Vergleich der statischen und dynamischen Messungen mittels Mann-Whitney U-Test (statisch, 1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,0125$ sind grau hinterlegt.

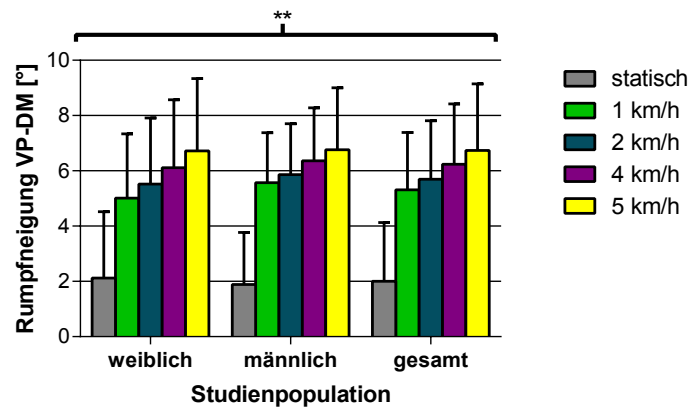


Abb. 23: Rumpfneigung VP-DM in °: Vergleich zwischen statischen und dynamischen Messungen (statisch, 1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59).

Fehlerbalken +/- 1 SD; ** = alle Messgeschwindigkeiten zeigen innerhalb einer Studienpopulation signifikante Unterschiede mit $p < 0,0125$ zu statischer Messung.

Für den Parameter Kyphosewinkel konnten sowohl innerhalb der männlichen als auch der gesamten Studienpopulation signifikante Unterschiede zwischen statischen Messungen und dynamischen Messungen mit den Geschwindigkeiten 2 km/h, 4 km/h und 5 km/h gefunden werden. Je höher die Geschwindigkeit desto kleiner wurde jeweils der Kyphosewinkel (siehe Tabelle 18 und Abbildung 24).

Kyphosewinkel VP-T12 [°]	Weiblich			Männlich			Gesamt		
	U	z	p	U	z	p	U	z	p
statisch : 1 km/h				1746,0	-1,707	0,088	6229,0	-2,005	0,045
statisch : 2 km/h				1575,0	-2,503	0,0123	5695,5	-2,984	0,003
statisch : 4 km/h				1419,5	-3,227	0,001	5267,5	-3,770	<0,001
statisch : 5 km/h				1200,0	-3,590	<0,001	4406,5	-4,433	<0,001

Tabelle 18: Kyphosewinkel VP-T12 [°]: Vergleich der statischen und dynamischen Messungen mittels Mann-Whitney U-Test (statisch, 1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,0125$ sind grau hinterlegt.

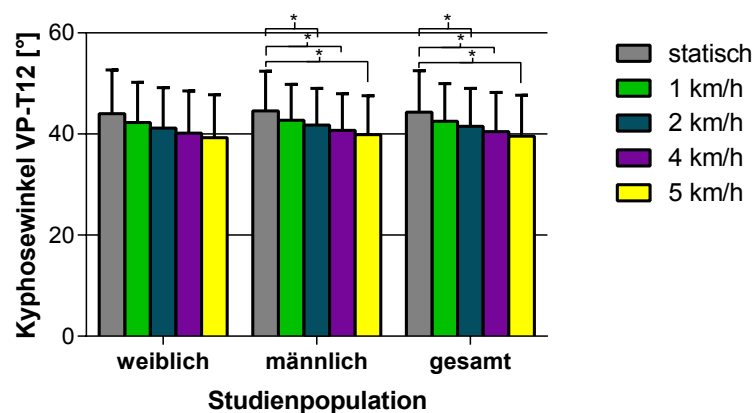


Abb. 24: Kyphosewinkel VP-T12 in °: Vergleich zwischen statischen und dynamischen Messungen (statisch, 1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59).

Fehlerbalken +/- 1 SD; * = Signifikant mit $p < 0,0125$.

Signifikante Unterschiede stellten sich bei dem Parameter Lordosewinkel in allen Studienpopulationen zwischen den statischen Messungen und allen Geschwindigkeiten der dynamischen Messungen heraus. Der Lordosewinkel ist bei statischer Messung am größten und wird mit steigender Laufgeschwindigkeit kleiner (siehe Tabelle 19 und Abbildung 25).

Lordosewinkel <i>T12-DM</i> [°]	Weiblich			Männlich			Gesamt		
	U	z	p	U	z	p	U	z	p
statisch : 1 km/h	1117,5	-2,622	0,009	1375,0	-3,434	0,001	5288,5	-3,732	<0,001
statisch : 2 km/h	949,5	-3,599	<0,001	1242,0	-4,053	<0,001	4712,5	-4,790	<0,001
statisch : 4 km/h	841,0	-4,231	<0,001	1086,5	-4,777	<0,001	4196,0	-5,738	<0,001
statisch : 5 km/h	771,0	-4,098	<0,001	991,0	-4,636	<0,001	3822,5	-5,584	<0,001

Tabelle 19: Lordosewinkel *T12-DM* [°]: Vergleich der statischen und dynamischen Messungen mittels Mann-Whitney U-Test (statisch, 1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,0125$ sind grau hinterlegt.

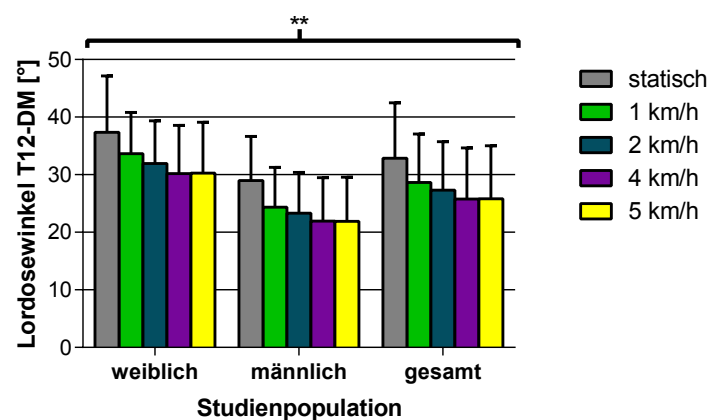


Abb. 25: Lordosewinkel *T12-DM* in °: Vergleich zwischen statischen und dynamischen Messungen (statisch, 1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59).

Fehlerbalken +/- 1 SD; ** = alle Messgeschwindigkeiten zeigen innerhalb einer Studienpopulation signifikante Unterschiede mit $p < 0,0125$ zu statischer Messung.

Der Parameter Oberflächenrotation konnte lediglich bei weiblichen Probanden bei statischen Messungen einen signifikant kleineren Wert vorweisen als bei dynamischen Messungen mit 5 km/h. Innerhalb der gesamten Studienpopulation zeigten sich keine signifikanten Unterschiede (siehe Tabelle 20 und Abbildung 26).

Oberflächenrotation rms [°]	Weiblich			Männlich			Gesamt		
	U	z	p	U	z	p	U	z	p
statisch : 1 km/h	1551,0	-0,099	0,921				6888,0	-0,794	0,427
statisch : 2 km/h	1507,0	-0,355	0,723				6693,0	-1,152	0,249
statisch : 4 km/h	1323,5	-1,423	0,155				7182,5	-0,253	0,800
statisch : 5 km/h	921,0	-3,162	0,002				5606,5	-2,067	0,039

Tabelle 20: Oberflächenrotation rms [°]: Vergleich der statischen und dynamischen Messungen mittels Mann-Whitney U-Test (statisch, 1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,0125$ sind grau hinterlegt.

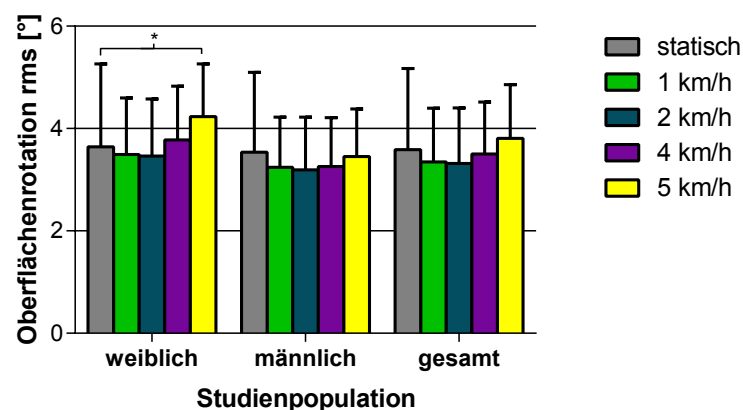


Abb. 26: Oberflächenrotation rms in °: Vergleich zwischen statischen und dynamischen Messungen (statisch, 1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59).

Fehlerbalken +/- 1 SD; * = Signifikant mit $p < 0,0125$.

Der Parameter Seitabweichung wies lediglich bei weiblichen Probanden einen signifikanten Unterschied zwischen statischer Messung und dynamischer Messung bei 1 km/h und innerhalb der gesamten Studienpopulation zwischen statischer Messung und 2 km/h auf. Statische Messungen waren jeweils größer als die entsprechenden dynamischen. In der männlichen Studienpopulation waren die Ergebnisse dieses Parameters nicht signifikant (siehe Tabelle 21 und Abbildung 27).

Seitabweichung VP-DM rms [mm]	Weiblich			Männlich			Gesamt		
	U	z	p	U	z	p	U	z	p
statisch : 1 km/h	1130,0	-2,549	0,011				5991,0	-2,442	0,015
statisch : 2 km/h	1175,0	-2,287	0,022				5948,5	-2,520	0,0117
statisch : 4 km/h	1438,0	-0,756	0,449				6275,0	-1,920	0,055
statisch : 5 km/h	1392,0	-0,225	0,822				6288,5	-0,722	0,470

Tabelle 21: Seitabweichung VP-DM rms [mm]: Vergleich der statischen und dynamischen Messungen mittels Mann-Whitney U-Test (statisch, 1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,0125$ sind grau hinterlegt.

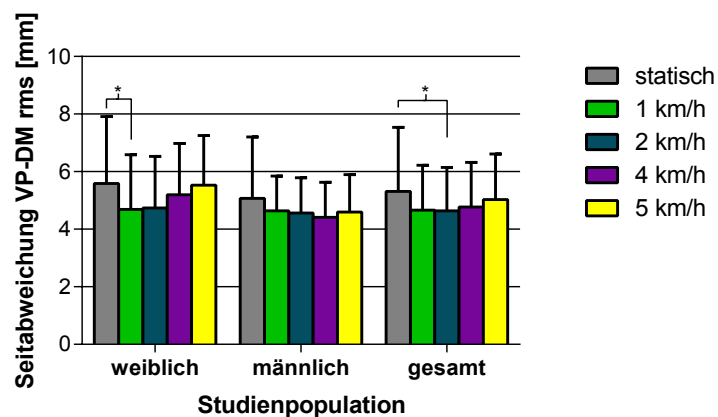


Abb. 27: Seitabweichung VP-DM rms in mm: Vergleich zwischen statischen und dynamischen Messungen (statisch, 1 km/h, 2 km/h, 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59).

Fehlerbalken +/- 1 SD; * = Signifikant mit $p < 0,0125$.

4.2 Pedobarographie

Ziel der Studie war die Untersuchung der pedobarographischen Parameter in Abhängigkeit der Laufgeschwindigkeiten und die Analyse der Unterschiede sowohl zwischen den Geschwindigkeiten als auch zwischen den Geschlechtern. Die Daten wurden jeweils in ihrer Gesamtheit und nach Geschlecht aufgetrennt analysiert. Das Signifikanzniveau α der gesamten Untersuchung wurde, wenn nicht anders angegeben, als $\alpha < 0,05$ definiert.

4.2.1 Pedobarographische Messungen: Vergleich der Geschlechter

Untersucht wurden die durch pedobarographische Messungen erhobenen Parameter auf signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern innerhalb der gleichen Messgeschwindigkeit.

Innerhalb der Messgeschwindigkeiten 1 km/h und 2 km/h zeigten sich für die untersuchten Parameter keine signifikanten Unterschiede zwischen den weiblichen und männlichen Studienpopulationen. Deshalb wurde für die weitere Analyse der Daten für diese Messgeschwindigkeiten nur die gesamte Studienpopulation betrachtet. In den Messgeschwindigkeiten 4 km/h und 5 km/h wurden sowohl die gesamte Studienpopulation als auch die Populationen getrennt nach Geschlecht analysiert.

Tabelle 22 stellt die Mittelwerte und Standardabweichungen der durch pedobarographische Messungen ermittelten Parameter der gesamten Studienpopulation für die Messgeschwindigkeiten 1 km/h und 2 km/h dar.

	Mess- geschwindigkeit [km/h]	Mittelwert	SD
Schwungdauer links [s]	1 (n = 114)	0,58	0,17
	2 (n = 121)	0,47	0,05
Schwungdauer rechts [s]	1 (n = 115)	0,71	0,36
	2 (n = 121)	0,46	0,04
Standdauer links [s]	1 (n = 117)	1,65	0,32
	2 (n = 121)	0,99	0,08
Standdauer rechts [s]	1 (n = 118)	1,66	0,33
	2 (n = 121)	0,99	0,08
Doppelschrittlänge [cm]	1 (n = 116)	62,57	8,49
	2 (n = 121)	83,74	6,60
Doppelstandphase [%]	1 (n = 118)	26,94	5,95
	2 (N = 121)	20,06	2,04

Tabelle 22: Pedobarographische Messungen: Mittelwerte und Standardabweichungen der Parameter aller Probanden bei den Messgeschwindigkeiten 1 km/h und 2 km/h.

In Tabelle 23 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der durch pedobarographische Messungen ermittelten Parameter getrennt nach Geschlecht und für die gesamte Studienpopulation für die Messgeschwindigkeiten 4 km/h und 5 km/h zu sehen.

	Mess- geschwindigkeit [km/h]	Weiblich		Männlich		Gesamt	
		Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
Schwungdauer links [s]	4	0,38	0,02	0,40	0,03	0,39	0,03
	5	0,36	0,02	0,38	0,02	0,37	0,02
Schwungdauer rechts [s]	4	0,38	0,02	0,40	0,03	0,39	0,03
	5	0,36	0,02	0,38	0,02	0,37	0,02
Standdauer links [s]	4	0,65	0,03	0,68	0,04	0,67	0,04
	5	0,59	0,03	0,61	0,03	0,60	0,04
Standdauer rechts [s]	4	0,66	0,04	0,69	0,04	0,67	0,04
	5	0,59	0,03	0,62	0,03	0,60	0,04
Doppelschrittlänge [cm]	4	119,62	5,98	124,78	6,98	122,39	7,00
	5	137,03	6,41	143,44	7,17	140,47	7,52
Doppelstandphase [%]	4	14,24	1,13	14,29	1,21	14,27	1,17
	5	12,65	1,00	12,90	1,09	12,79	1,05

Tabelle 23: Pedobarographische Messungen: Mittelwerte und Standardabweichungen der Parameter aller Probanden und getrennt nach Geschlecht bei den Messgeschwindigkeiten 4 km/h und 5 km/h (4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59).

Die Daten wurden mittels Mann-Whitney U-Test untersucht. Das Signifikanzniveau α wurde als $\alpha < 0,05$ definiert. Alle Tests wurden zweiseitig durchgeführt. Die Ergebnisse der Untersuchungen sind in Tabelle 24 und Tabelle 25 zu finden.

	U	z	p
Schwungdauer links [s]	1214,5	-3,151	0,002
Schwungdauer rechts [s]	1361,0	-2,389	0,017
Standdauer links [s]	1047,5	-4,019	<0,001
Standdauer rechts [s]	1071,0	-3,895	<0,001
Doppelschrittlänge [cm]	1104,5	-3,719	<0,001
Doppelstandphase [%]	1723,0	-0,504	0,614

Tabelle 24: Pedobarographische Messungen: Mann-Whitney U-Test auf signifikante Unterschiede zwischen den weiblichen und männlichen Studienpopulationen bei einer Messgeschwindigkeit von 4 km/h (4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,05$ sind grau hinterlegt).

	U	z	p
Schwungdauer links [s]	953,0	-3,314	<0,001
Schwungdauer rechts [s]	1007,5	-2,983	0,003
Standdauer links [s]	779,5	-4,348	<0,001
Standdauer rechts [s]	746,5	-4,546	<0,001
Doppelschrittlänge [cm]	796,5	-4,244	<0,001
Doppelstandphase [%]	1258,0	-1,478	0,140

Tabelle 25: Pedobarographische Messungen: Mann-Whitney U-Test auf signifikante Unterschiede zwischen den weiblichen und männlichen Studienpopulationen bei einer Messgeschwindigkeit von 5 km/h (5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,05$ sind grau hinterlegt.

Sowohl bei 4 km/h als auch 5 km/h konnten signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern bei den Parametern Schwungdauer links und rechts, Standdauer links und rechts und Doppelschrittlänge dargestellt werden. Kein signifikanter Unterschied zeigte sich beim Parameter Doppelstandphase.

Wie in Abbildung 28 dargestellt, war sowohl bei 4 km/h als auch 5 km/h die Schwungdauer für beide Beine bei weiblichen Probanden signifikant kürzer als bei männlichen Probanden.

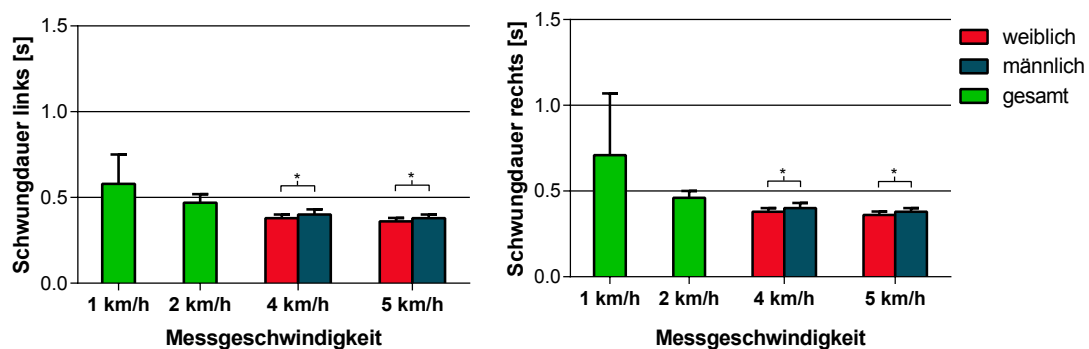


Abb. 28: Pedobarographische Messung: links: Schwungdauer links in s und rechts: Schwungdauer rechts in s: Vergleich zwischen den Geschlechtern (1 km/h: Schwungdauer links n = 114, rechts n = 115; 2 km/h: gesamt n = 121; 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Bei 1 km/h und 2 km/h wurde aufgrund fehlender Unterschiede zwischen der weiblichen und männlichen Studienpopulation nur die gesamte Studienpopulation betrachtet.

Fehlerbalken +/- 1 SD; * = Signifikant mit $p < 0,05$.

Bei beiden Messgeschwindigkeiten hatten weibliche Probanden am linken und rechten Bein eine signifikant kürzere Standdauer als männlichen Probanden (siehe Abbildung 29).

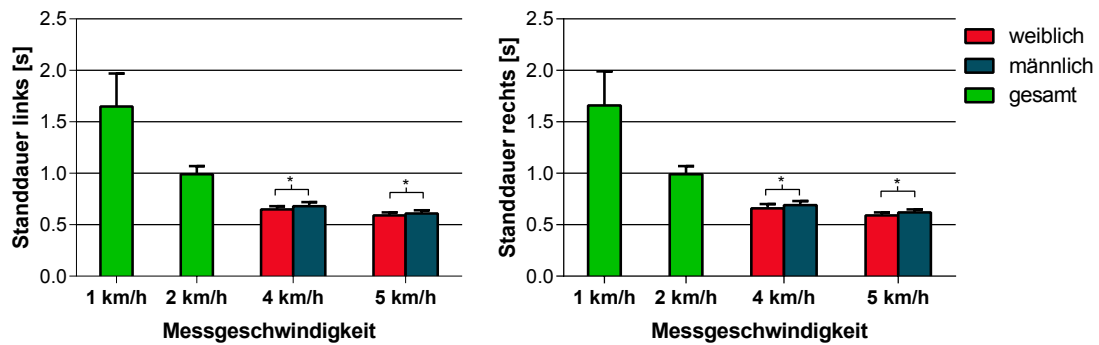


Abb. 29: Pedobarographische Messung: links: Standdauer links in s und rechts: Standdauer rechts in s: Vergleich zwischen den Geschlechtern (1 km/h: Standdauer links n = 117, rechts n = 118; 2 km/h: gesamt n = 121; 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Bei 1 km/h und 2 km/h wurde aufgrund fehlender Unterschiede zwischen der weiblichen und männlichen Studienpopulation nur die gesamte Studienpopulation betrachtet.

Fehlerbalken +/- 1 SD; * = Signifikant mit $p < 0,05$.

Abbildung 30 stellt die Veränderungen der Doppelschrittlänge in Abhängigkeit der Messgeschwindigkeiten dar. Frauen wiesen bei 4 km/h und 5 km/h signifikant kürzere Werte auf als Männer.

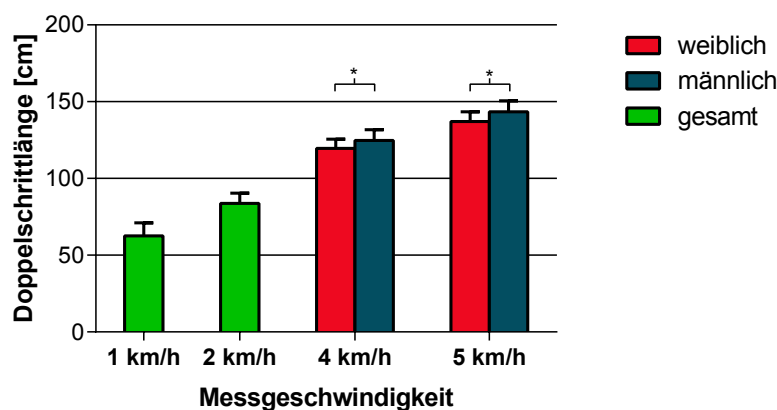


Abb. 30: Pedobarographische Messung: Doppelschrittlänge in cm: Vergleich zwischen den Geschlechtern (1 km/h: gesamt n = 116; 2 km/h: gesamt n = 121; 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Bei 1 km/h und 2 km/h wurde aufgrund fehlender Unterschiede zwischen der weiblichen und männlichen Studienpopulation nur die gesamte Studienpopulation betrachtet.

Fehlerbalken +/- 1 SD; * = Signifikant mit $p < 0,05$.

4.2.2 Pedobarographische Messungen: Vergleich der Messgeschwindigkeiten

Untersucht wurden die durch pedobarographische Messungen erhobenen Parameter auf signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Messgeschwindigkeiten. Für die Geschwindigkeiten 1 km/h und 2 km/h wurde aufgrund nicht vorhandener Unterschiede zwischen den Geschlechtern lediglich die gesamte Studienpopulation betrachtet. Bei den Messgeschwindigkeiten 4 km/h und 5 km/h wurde sowohl die gesamte, als auch die weibliche und männliche Studienpopulation untersucht.

Für die Analyse wurde eine Reihe von Mann-Whitney U-Tests durchgeführt und das Signifikanzniveau mittels Bonferroni-Korrektur auf $p < 0,0083$ angepasst. Alle Tests wurden zweiseitig durchgeführt. Die Ergebnisse der Untersuchungen sind in Tabelle 26 bis Tabelle 31 zu finden.

Bei dem Vergleich der einzelnen Messgeschwindigkeiten konnten bei den Parametern Schwungdauer links und rechts, Standdauer links und rechts, Doppelschrittlänge und Doppelstandphase innerhalb einer Studienpopulation bei allen Geschwindigkeitsvergleichen signifikante Unterschiede gefunden werden.

In Abbildung 31 ist die Schwungdauer für beide Beine in Abhängigkeit der Messgeschwindigkeit graphisch dargestellt.

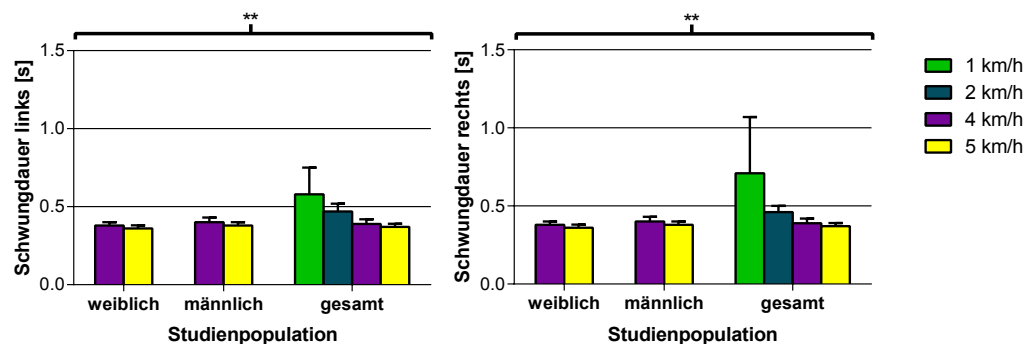


Abb. 31: Pedobarographische Messungen: links: Schwungdauer links in s und rechts: Schwungdauer rechts in s: Vergleich zwischen den Messgeschwindigkeiten (1 km/h: links gesamt n = 114, rechts gesamt n = 117, links und rechts weiblich n = 55, männlich n = 59; 2 km/h und 4 km/h: links und rechts gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: links und rechts gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Bei 1 km/h und 2 km/h wurde aufgrund fehlender Unterschiede zwischen der weiblichen und männlichen Studienpopulation nur die gesamte Studienpopulation betrachtet.

Fehlerbalken +/- 1 SD; ** = alle Messgeschwindigkeiten zeigen innerhalb einer Studienpopulation signifikante Unterschiede mit $p < 0,0083$.

Mit steigender Geschwindigkeit sinkt die absolute Zeit der Schwungdauer für das rechte und linke Bein signifikant. Dies trifft auf alle betrachteten Messgeschwindigkeiten und Studienpopulationen zu.

Abbildung 32 demonstriert die Standdauer links und rechts in Abhängigkeit der Messgeschwindigkeit.

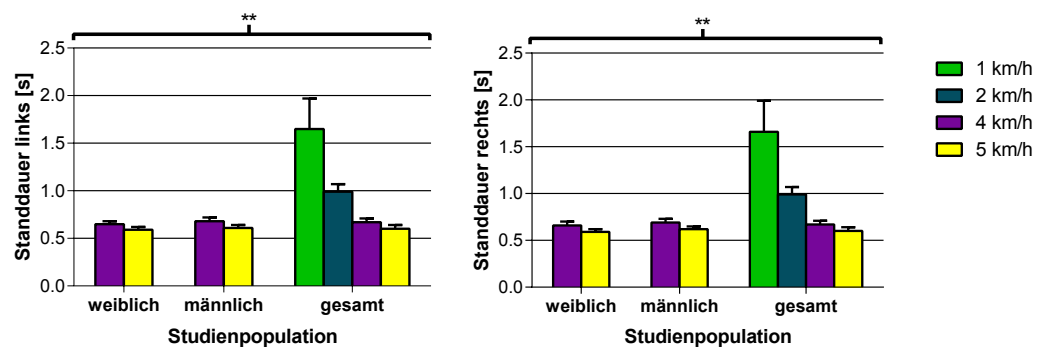


Abb. 32: Pedobarographische Messungen: links: Standdauer links in s und rechts: Standdauer rechts in s: Vergleich zwischen den Messgeschwindigkeiten (1 km/h: links gesamt n = 117, rechts gesamt n = 118, links und rechts weiblich n = 56, männlich n = 61; 2 km/h und 4 km/h: links und rechts gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: links und rechts gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Bei 1 km/h und 2 km/h wurde aufgrund fehlender Unterschiede zwischen der weiblichen und männlichen Studienpopulation nur die gesamte Studienpopulation betrachtet.

Fehlerbalken +/- 1 SD; ** = alle Messgeschwindigkeiten zeigen innerhalb einer Studienpopulation signifikante Unterschiede mit $p < 0,0083$.

Die absolute Zeit der Standdauer sinkt ebenfalls mit steigender Geschwindigkeit signifikant. Dies konnte zwischen allen Messgeschwindigkeiten und innerhalb aller Studienpopulationen gezeigt werden.

In Abbildung 33 sind die Veränderungen der Doppelschrittlänge graphisch dargestellt.

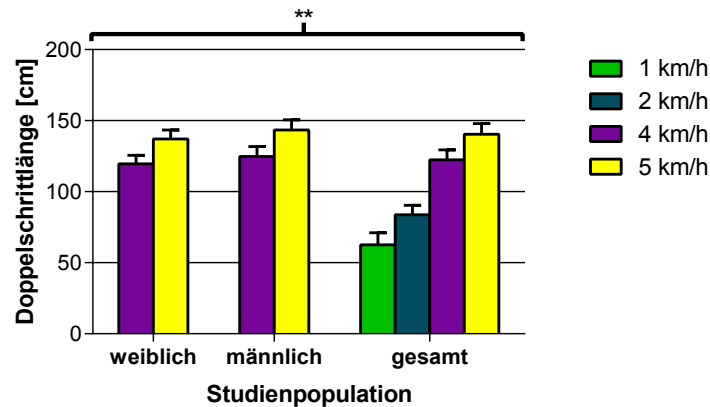


Abb. 33: Pedobarographische Messungen: Doppelschrittlänge in cm: Vergleich zwischen den Messgeschwindigkeiten (1 km/h: gesamt n = 116, weiblich n = 56, männlich n = 60; 2 km/h und 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Bei 1 km/h und 2 km/h wurde aufgrund fehlender Unterschiede zwischen der weiblichen und männlichen Studienpopulation nur die gesamte Studienpopulation betrachtet.

Fehlerbalken +/- 1 SD; ** = alle Messgeschwindigkeiten zeigen innerhalb einer Studienpopulation signifikante Unterschiede mit $p < 0,0083$.

Je höher die Gehgeschwindigkeit desto größer ist die absolute Länge von einem Doppelschritt. Dieses Ergebnis ist unabhängig von der Studienpopulation zwischen allen Messgeschwindigkeiten signifikant.

In Abbildung 34 ist das Verhalten des prozentualen Anteils der Doppelstandphase am gesamten Gangzyklus bei steigender Gehgeschwindigkeit zu sehen. Je höher die Geschwindigkeit desto geringer ist der Anteil der Doppelstandphase am gesamten Gangzyklus. Dieses Ergebnis konnte bei allen Studienpopulationen beobachtet werden und war im Vergleich zwischen allen Geschwindigkeiten signifikant.

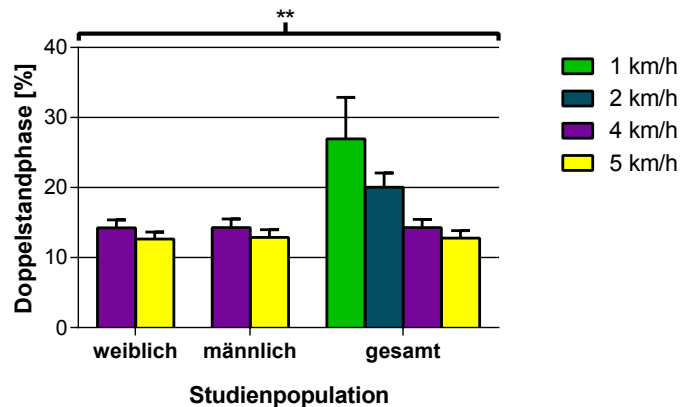


Abb. 34: Pedobarographische Messungen: Doppelstandphase in %: Vergleich zwischen den Messgeschwindigkeiten (1 km/h: gesamt n = 118, weiblich n = 56, männlich n = 62; 2 km/h und 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Bei 1 km/h und 2 km/h wurde aufgrund fehlender Unterschiede zwischen der weiblichen und männlichen Studienpopulation nur die gesamte Studienpopulation betrachtet.

Fehlerbalken +/- 1 SD; ** = alle Messgeschwindigkeiten zeigen innerhalb einer Studienpopulation signifikante Unterschiede mit $p < 0,0083$.

4.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

4.3.1 Rasterstereographie

Die betrachteten rasterstereographischen Parameter Rumpflänge, Grübchenabstand, Rumpfeigung, Lotabweichung, Beckenhochstand, Kyphose- und Lordosewinkel, Oberflächenrotation und Seitabweichung wurden in Hinblick auf ihr geschlechts- und geschwindigkeitsabhängiges Verhalten analysiert.

Als geschlechtsabhängige Parameter zeigten sich Rumpflänge, Lordose- und Kyphosewinkel, Oberflächenrotation und Seitabweichung. Sowohl statisch als auch dynamisch wiesen Männer eine signifikant größere Rumpflänge auf als Frauen. Dies spiegelt den vorhandenen signifikanten Größenunterschied zwischen Männern und Frauen wieder. Auch hinsichtlich der Körperhaltung bestand beim Lordosewinkel ein signifikanter Geschlechtsunterschied. Frauen hatten bei der statischen und dynamischen Messung einen signifikant größeren Lordosewinkel als Männer. Desweiteren konnten beim Übergang von statischer zu dynamischer Messung und mit Steigerung der Geschwindigkeit bei Frauen signifikante Veränderungen der Oberflächenrotation und

Seitabweichung festgestellt werden, die bei Männern nicht vorhanden sind. Bei Männern zeigt sich allerdings eine signifikante Abnahme des Kyphosewinkels beim Übergang von statischer in die dynamische Messung, der bei Frauen nicht nachweisbar war. Alle weiteren erhobenen Parameter waren vom Geschlecht unabhängig.

Trotz größerer absoluter Werte des Lordosewinkels bei Frauen zeigte sich geschlechtsunabhängig eine Abnahme des Lordosewinkels beim Übergang von der statischen in die dynamische Messung. Unabhängig vom Geschlecht konnte außerdem eine Zunahme der Rumpfneigung sowohl beim Übergang von der statischen in die dynamische Messung als auch mit zunehmender Geschwindigkeit beobachtet werden.

Die Parameter Grübchenabstand, Lotabweichung und Beckenhochstand erwiesen sich als unabhängig von Geschlecht, Messmodalität und -geschwindigkeit.

4.3.2 Pedobarographie

Bei pedobarographischer Messung konnte zwischen 1 km/h und 2 km/h bei keinem der untersuchten Parameter (Schwungdauer links/rechts, Standdauer links/rechts, Doppelschrittlänge und Doppelstandphase) ein Unterschied zwischen den Geschlechtern festgestellt werden. Bei höheren Geschwindigkeiten von 4 km/h und 5 km/h zeigten Frauen bei allen betrachteten Parametern außer der Doppelstandphase einen kleineren Wert als Männer. Dies entspricht den generell kleineren anthropometrischen Daten wie beispielsweise Körpergröße, Rumpf- und Beinlänge von Frauen. Lediglich die Doppelstandphase in Prozent, der einzige relative Parameter im Vergleich zu den anderen gemessenen Parametern mit absoluten Werten, wies kein Unterschied zwischen Männern und Frauen auf.

Die Parameter Schwungdauer links/rechts, Standdauer links/rechts und Doppelstandphase verkleinern sich, der Parameter Doppelschrittlänge vergrößert sich unabhängig vom Geschlecht signifikant mit steigender Geschwindigkeit.

5 Diskussion

5.1 Vor- und Nachteile der Rasterstereographie

Unter einem optimalen Screening- und Untersuchungsverfahren versteht man ein nichtinvasives und nebenwirkungsfreies Verfahren, mit dem man bestimmte Erkrankungen bereits in deren Frühphase detektieren kann [15, 16].

Goldstandard in der Diagnostik und Verlaufskontrolle von Wirbelsäulenerkrankungen, wie der idiopathischen Skoliose, ist auch heute noch das konventionelle Röntgenbild der Wirbelsäule [17, 18], ein Verfahren, dass eine nicht unerhebliche Strahlenbelastung mit sich bringt [22–26]. Es hat sich gezeigt, dass vor allem das Risiko für die Entwicklung von Brustkrebs bei Skoliosepatienten deutlich erhöht ist [20, 28, 31]. Dementsprechend besteht ein großes Interesse daran, alternative Untersuchungsmethoden zu entwickeln, die die Notwendigkeit für repetitive Wirbelsäulenganz-aufnahmen zumindest reduzieren.

Ein weiteres Problem der Röntgenuntersuchung ist die Abhängigkeit von der Positionierung des Patienten. Da es sich bei einem Röntgenbild um die zweidimensionale Projektion eines dreidimensionalen Körpers handelt, entsteht nur dann eine reelle Abbildung, wenn der Körper absolut parallel zur Aufnahmeebene ausgerichtet wird. Minimale Abweichungen können zu einer Verschiebung der Perspektive und damit zu systematischen Fehlern führen [15]. Zusätzlich ist ein Vergleich von zwei Röntgenaufnahmen nur dann präzise möglich, wenn die Bilder mit gleichem Abstand von Röntgenröhre, Wirbelsäule und Röntgenkassette und mit gleicher Fokussierung aufgenommen wurden [15].

Eine schnelle und objektive Alternative zu Röntgenaufnahmen der Wirbelsäule stellen licht-optische Messverfahren wie die Rasterstereographie dar. Sie arbeiten strahlungsfrei und tragen dazu bei, das Risiko für strahlungsbedingte Krebserkrankungen zu reduzieren, indem sie die Notwendigkeit für Röntgenaufnahme teilweise um 50 % reduzieren [61]. In früheren Studien wurde bereits demonstriert, dass die Positionen bestimmter Knochenpunkte mit hoher Exaktheit anhand statischer rasterstereographischer Analysen von Oberflächenstrukturen bestimmt werden können [8, 39–42]. Die Positionen dieser Landmarken dienen als Grundlage für die Berechnung weiterer Parameter.

Auch ist die Rasterstereographie durch die Bestimmung von Oberflächenkrümmungen und der Verwendung von Mittelwerten aus mehreren Einzelmessungen weitestgehend unabhängig von der Positionierung eines Patienten im Raum [56]. Durch Messungen unter dynamischen Bedingungen können unwillkürliche Bewegungen und Haltungsvarianzen, die zu Veränderungen der Oberflächenstruktur führen und die einen negativen Einfluss auf die Vergleichbarkeit von verschiedenen Messergebnissen haben, noch weiter reduziert werden [47]. Außerdem besteht damit die Möglichkeit, komplexere Bewegungsabläufe und Funktionsuntersuchungen durchzuführen. Es wurde bereits evaluiert, dass zwischen statischen und dynamischen rasterstereographischen Messungen in Hinblick auf die Erkennung von anatomischen Landmarken eine hohe Validität und Reliabilität vorliegt [47, 48].

Dabei ist aber zu bedenken, dass die Grundlagen dieser Untersuchungen durch statische Röntgenaufnahmen gebildet werden. Um das der Rasterstereographie zu Grunde liegende Wirbelsäulenmodell unter dynamischen Bedingungen überprüfen zu können, wären Vergleiche zu dynamischen radiologischen Aufnahmen notwendig. Dies wäre beispielsweise mit einem Bildwandler möglich. Die dabei anfallende Strahlenbelastung wäre aber zu groß um eine Durchführung solch einer Studie rechtfertigen zu können [48]. Eine weitere Möglichkeit der Überprüfung des Modells unter dynamischen Bedingungen liegt in der Verwendung von Metallpins in anatomischen Fixpunkten. Aufgrund der Invasivität dieser Untersuchung ist eine Durchführung an Testpersonen jedoch ebenfalls ethisch nicht zu rechtfertigen.

Bei einer Vielzahl von Erkrankungen der Wirbelsäule wie beispielsweise der Skoliose oder des Morbus Scheuermann könnte eine dynamische Untersuchung zu einem besseren Verständnis der Pathogenese und zu einer Objektivierung von Funktionseinschränkungen führen. Weiteren Fragen, denen nachgegangen werden könnte, wären, wie groß das Ausmaß der Bewegungseinschränkung der gesamten Wirbelsäule sowie spezifischer Segmente durch operative Fusion einzelner Wirbelkörper ist. Durch Funktionstests könnten spezifische Bewegungsabläufe einzelner Sportarten genau analysiert und so Risiken für Verletzungen minimiert werden. Des Weiteren könnte der Einfluss von Beckenschiefstand und Beinlängendifferenz auf die Wirbelsäule genau beurteilt werden [46, 48, 62].

Voraussetzung für eine reibungslose und akkurate Vermessung ist die exakte Lokalisation der anatomischen Landmarken durch das Messsystem. Bei statischen rasterstereographischen Messungen kann das System ohne weitere Hilfsmittel anatomische Landmarken wie VP und die Lumbalgrübchen mit einer Genauigkeit von $\pm 1\text{ mm}$ detektieren [8, 47]. Unter dynamischen

Bedingungen kann es allerdings zu einer Verschiebung der Oberflächenstrukturen, wie z.B. der Haut und Weichteile über den ausgewählten knöchernen Landmarken kommen [63–65]. Die Grundlage für die Erkennung von Landmarken mittels Rasterstereographie, nämlich deren Form in Relation zur Umgebung [56], wird durch die Verschiebung verändert, wodurch es zu erheblichen Messungenauigkeiten kommen kann [66, 67]. Um diesem Problem vorzubeugen, empfiehlt es sich, die exakte Position der Landmarken vor Beginn der Messung unter statischen Bedingungen mittels selbstklebender reflektierender Marker festzulegen. Bei den Markern handelt es sich um flache, verformbare, sich an die Bewegungen des Körpers anpassende Aufkleber, durch die es nicht zu einer Veränderung der Oberflächenstruktur kommen sollte. Es konnte bereits gezeigt werden, dass die Verwendung reflektierender Marker für dynamische Messungen zu einer ähnlich guten Messgenauigkeit führt wie bei Messungen unter statischen Bedingungen [48]. Für diese Studie wurden die anatomischen Landmarken *VP* und die Lumbalgrübchen zuerst mittels Palpation lokalisiert und die Position anschließend durch statische rasterstereographische Aufnahmen verifiziert und gegebenenfalls korrigiert. Eine Kontrolle der Markerplatzierung durch statische Rasterstereographie erscheint sinnvoll, da durch die Palpation alleine keine ausreichend genaue Lokalisation der Landmarken gewährleistet werden kann. Zudem kann so die Reproduzierbarkeit der Untersuchungsergebnisse besser gewährleistet werden.

Ob und in welchem Ausmaß eine exakte rasterstereographische dynamische Analyse ohne vorherige Markerplatzierung möglich ist, war nicht Gegenstand dieser Arbeit und kann hierdurch demnach nicht abschließend beurteilt werden.

5.1.1 Vergleich zwischen Rasterstereographie und VICON-System

Andere lichtoptische Messverfahren wie das VICON System, welches momentan den Goldstandard im Bereich der Bewegungsanalyse darstellt, beruhen komplett auf der Erkennung, Vermessung und Analyse von reflektierenden Markern auf anatomischen Fixpunkten und deren Bewegungsbahnen. Ohne die Definition der einzelnen Bewegungsbahnen kann keine aussagekräftige Analyse durchgeführt werden [53].

Mehrere Studien zeigten bereits, dass die größte Problematik des VICON Systems in der exakten Positionierung der Marker liegt [54, 68]. Selbst bei der Applikation der Marker durch geschultes Fachpersonal kommt es hierbei zu erheblichen Unterschieden zwischen verschiedenen Messungen der gleichen Probanden [68]. Auch die Beschaffenheit der Marker kann zu einer

fehlerhaften Messung führen. Durch die Tatsache, dass diese aus der Ebene der Körperoberfläche hinausragen, besteht die Möglichkeit einer Eigenbewegung der Marker, die unabhängig ist von der Bewegung der zugrunde liegenden anatomischen Landmarke [52]. Zusätzlich bereitet es häufig Probleme, die Ausgangsposition einer Bewegung zu standardisieren. Die einfachste Methode ist die entspannte Haltung während des ruhigen Stehens als Nullstellung zu wählen. Die Gelenkposition einzelner Probanden kann aber bereits bei dieser Ausgangsstellung erheblich variieren. Eine Möglichkeit wäre, die Gelenke in 0°-Stellung nach Neutral-Null-Methode auszurichten. Da dies aber nicht immer der natürlichen Körperhaltung eines Menschen entspricht, würde es zu einer verkrampften Haltung und demnach zu verfälschten Werten führen [52].

Demgegenüber basiert die Berechnung der Parameter mittels Rasterstereographie nicht auf einem extrinsischen Koordinatensystem, sondern alleine auf der Analyse von Oberflächenkrümmungen und der Identifizierung anatomischer Landmarken. Es werden Bewegungen einzelner Marker und zusätzlich auch Bewegungen der Oberfläche eines Körpers als Ganzes betrachtet. Das System ist so weitestgehend unabhängig von der Positionierung eines Probanden im Raum und weniger angewiesen auf exakt reproduzierbare äußere Bedingungen während einer Messung.

Ein Vorteil des VICON-Systems ist, dass durch die Anzahl der möglichen Markerlokalisationen und der dreidimensionalen Form der Marker, eine Bewegung gleichzeitig aus mehreren Richtungen festgehalten werden kann [53]. Außerdem ist es möglich das Untersuchungsfeld in Abhängigkeit der zur Verfügung stehenden Kameras beliebig groß zu gestalten. So können auch komplexe Bewegungen erfasst werden, die Komponenten in mehreren Raumrichtungen aufweisen. Dies wird unter anderem häufig in Motion Capture Verfahren in der Filmindustrie eingesetzt [69]. Im Gegensatz dazu ist das Untersuchungsfeld bei der vorliegenden rasterstereographischen Untersuchung auf ein Feld von 1,5 m x 0,5 m Größe eingeschränkt, was das Ausmaß eines zu vermessenden Bewegungsumfangs erheblich limitiert.

Beiden Systemen, Rasterstereographie und VICON, liegt ein anatomisches Modell zugrunde, mit dem anhand der gemessenen Daten bestimmte Parameter berechnet werden können. Besonderes Merkmal der Rasterstereographie ist, dass durch die charakteristische Form und Anordnung der einzelnen *Proc. spinosi* sowie der Ausrichtung der Körperoberfläche über den einzelnen Knochenpunkten eine komplette dreidimensionale Rekonstruktion der Wirbelsäule erstellt werden kann [39, 70]. Es konnte bereits mehrfach gezeigt werden, dass das erstellte Wirbelsäulenmodell in hohem Maße mit Röntgenuntersuchungen übereinstimmt und demnach

zur Diagnostik und Verlaufskontrolle von Wirbelsäulendeformitäten geeignet ist [8, 39, 47, 61]. Zwar kann der für eine Skoliose relevante Cobb-Winkel aus rasterstereographischen Aufnahmen nicht direkt berechnet werden, die Korrelation zwischen diesem und den Parametern "Seitabweichung" und "Wirbelkörperrotation" ist aber hoch genug, um Rückschlüsse auf den Cobb-Winkel ziehen zu können [61]. Im Rahmen von Verlaufskontrollen kann eine mögliche Progression einer Skoliose alleine durch Betrachtung der rasterstereographischen Seitabweichung und Wirbelkörperrotation erkannt werden, wenn initial diese Parameter sowohl rasterstereographisch als auch radiologisch bestimmt und verglichen wurden [61]. Nach einer operativen Korrektur zeigt sich sogar, dass die Wirbelkörperrotation rasterstereographisch zuverlässiger zu beurteilen ist als durch konventionelles Röntgen, da hier Metallimplantate die Sicht auf notwendige Landmarken wie die Pedikel verdecken. Dies trifft sogar auf dorsale Wirbelsäulenzugänge zu, bei denen es zu einer Veränderung der Rückenoberfläche durch Narbenbildung kommt [42]. Die Zeitabstände zwischen Röntgenuntersuchungen können so, sowohl bei konservativer Therapie als auch postoperativ, erheblich vergrößert werden, beziehungsweise auf Situationen beschränkt werden, die eine ausgeprägte Verschlechterung des Befundes zeigen [61].

Im Gegensatz dazu verwendet das VICON System ein vereinfachtes anatomisches Modell. Für Ganganalysen mit Schwerpunkt auf der unteren Extremität ist es gut geeignet die zugrunde liegenden Bewegungen sichtbar zu machen und zu analysieren. Komplexe Bewegungsmechanismen der Wirbelsäule können damit aber nicht ausreichend genug interpretiert werden um diagnostische Entscheidungen zu treffen [71]. Das zugrunde liegende Wirbelsäulenmodell muss für eine exakte Analyse des Rumpfes noch entsprechend verbessert werden.

Ein weiterer Vorteil der Rasterstereographie ist die Möglichkeit, durch die Rekonstruktion der Rückenoberfläche eine objektive Aussage über kosmetische Aspekte einer Wirbelsäulendeformität zu treffen und eine Verlaufsbeobachtung durchzuführen. Für den Patienten ist die Kosmetik von viel größerer Bedeutung als die quantitative Einschätzung von Winkeln [72]. Entscheidend ist dabei vor allem das Ausmaß eines Rippenbuckels. Repräsentiert werden kann der kosmetische Effekt durch den Parameter Oberflächenrotation. Rasterstereographisch kann dieser als quadratisches Mittel in Grad ausgedrückt werden und so eine quantitative Aussage über die Ausrichtung des gesamten Rückens gemacht werden. Mittels des VICON Systems ist es zwar auch möglich, die Oberflächenrotation des Rückens zu bestimmen, dies ist allerdings abhängig von der Lokalisation und der Anzahl der verwendeten Marker. In einer Studie zur Ganganalyse bei

idiopathischer Skoliose [73] wurde die Oberflächenrotation des Rumpfes mittels sechs Markern (bilateral auf *Akromion*, *Proc. spinosus* von *T1*, bilateral auf *Spina iliaca anterior superior* und *Sakrum* bzw. Mittellinie von *S1*) berechnet. Eine Beurteilung der Oberflächenrotation war so möglich, allerdings nur in Bezug auf die Ausrichtung des Beckens. Eine Analyse der Form des Rückens könnte nur mit einer deutlich höheren Anzahl an Markern, beispielsweise auf der Spitze eines Rippenbuckels, durchgeführt werden. Eine Platzierung dieser Marker wäre aber ungenau und nicht standardisiert möglich.

Ein limitierender Faktor für die Anwendung der Rasterstereographie zur Bewegungsanalyse ist die aktuell noch begrenzte maximal mögliche Bildfrequenz der verwendeten Kamera. Je schneller eine Bewegung, desto höher auch der Anspruch an die Aufnahmefrequenz der Kamera. Die für diese Studie verwendete Kamera hatte eine maximale Bildfrequenz von 50 Hz. Damit ist es möglich, Bewegungen bis zu einer maximalen Geschwindigkeit von 6 km/h zu registrieren [48]. Für Bewegungen mit höherer Geschwindigkeit sind dementsprechend auch Kameras notwendig, die mit einer höheren Frequenz arbeiten. Kamerasysteme von VICON erreichen je nach Modul Aufnahmefrequenzen von bis zu 1000 Hz [74]. Dies führt zu einer starken Erweiterung des Spektrums an Analysemöglichkeiten. Eine Verbesserung der zur Verfügung stehenden Kameratechnik für die Rasterstereographie (Upgrade auf 100Hz Kamera) ist aktuell in Vorbereitung, sodass auch schnellere Bewegungen als solche mit 6 km/h zu analysieren sind.

Die zur Verfügung stehende Speicherkapazität begrenzt ebenfalls die Anwendung der Rasterstereographie. Bei einer dynamischen Messung mit rasterstereographischer Rückenanalyse und Pedobarographie entsteht ein Datensatz mit einer Größe zwischen 260 und 270 Megabyte. Da davon ausgegangen werden kann, dass ein Proband im Verlauf mehrmals untersucht wird, beläuft sich der insgesamt benötigte Speicherplatz auf mehrere Gigabyte pro Proband. Die Größe dieser Datensätze bedingt auch, je nach vorhandener Hardware, eine mehr oder weniger lange Berechnungszeit und Auswertungsdauer. Pro Messung entsprach die Berechnungszeit bei dieser Studie etwa 1,5 Minuten.

Probleme in der Vermessung, sowohl mittels Rasterstereographie als auch VICON System, können durch eine Reihe körperlicher Merkmale eines Probanden entstehen. Faktoren die zu einer Veränderung der Oberfläche führen, können die für die Rasterstereographie notwendige Oberflächenanalyse behindern und gleichzeitig die Platzierung von Markern erschweren.

Adipositas mit ausgeprägtem Unterhautfettgewebe führt dazu, dass Konturen der Körperoberfläche weniger ausgeprägt oder gar nicht sichtbar sind. Notwendige Kriterien für die rasterstereographische Erkennung von anatomischen Landmarken werden so nicht mehr erfüllt. Die Palpation von Knochenpunkten ist außerdem erschwert, womit die Präzision in der Platzierung von Markern, sowohl für die Rasterstereographie als auch für das VICON System, sinkt. Zusätzlich führt das vermehrte Unterhautfettgewebe zu einem größeren Abstand des Markers zu seinem zugehörigen Knochenpunkt. Die Bewegungen des Gewebes relativ zum Knochen werden größer und die Messungen dadurch ungenau. Ein weiteres Problem vor allem des VICON Systems ist, dass Marker beispielsweise des Beckens durch ein ausladendes Abdomen verdeckt werden. Die notwendige Vermessung aus mehreren Perspektiven wird so beeinträchtigt [52].

Es wurde mehrfach untersucht, ob das Vorhandensein von Übergewicht einen Einfluss auf die Qualität von rasterstereographischen Aufnahmen hat [15, 43]. Die Ergebnisse sind in dieser Hinsicht nicht eindeutig. Mohokum et al. konnten keinen Unterschied in der Reliabilität der Ergebnisse in Hinsicht auf einen *BMI* über oder unter 25 kg/m^2 erkennen [43]. Verglichen wurden hierbei Gruppen mit einem mittleren *BMI* von $21,69 \text{ kg/m}^2$ beziehungsweise $28,99 \text{ kg/m}^2$. Bei Asamoah et al. zeigte sich allerdings eine deutlich erniedrigte Korrelation zwischen Röntgenuntersuchung und Rasterstereographie bei einem Übergewicht von über 20 % nach Broca [15]. Zwar sind *BMI* und Broca-Index nicht direkt vergleichbar [75], ein Übergewicht von über 20 % nach Broca entspricht je nach Körpergröße aber in etwa einem *BMI* von 28 bis 30 kg/m^2 . Eine Aussage über den Einfluss von Übergewicht kann also noch nicht endgültig gemacht werden.

Eine Vermessung, sowohl mit Rasterstereographie als auch VICON System kann außerdem durch eine ausgeprägte Muskulatur, vor allem wenn diese asymmetrisch angelegt ist, erschwert werden [15]. Die optische Analyse kann ebenso bei starker Körperbehaarung und auffälligen Tätowierungen im Untersuchungsgebiet beeinträchtigt werden. Die Palpation und Markerplatzierung für das VICON System ist hierbei weniger eingeschränkt. Studien, die diese Effekte genau beurteilen, gibt es allerdings nicht.

Ein weiterer Faktor welcher die Ergebnisse signifikant beeinflussen kann und damit eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse erheblich erschwert, ist eine Variabilität in der Laufgeschwindigkeit zwischen verschiedenen Messungen oder auch innerhalb einer Messung [76, 77]. In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass die Laufgeschwindigkeit einen erheblichen Einfluss auf die Messwerte bestimmter Parameter hat. Probanden liefen hierbei auf einem Laufband mit unterschiedlichen festgelegten Geschwindigkeiten. Die Verwendung eines Laufbandes für eine

dynamische rasterstereographische Messung ist notwendig, da der Fokus des Messsystems auf einen Abstand von 2 m zwischen Kamera und Proband fixiert ist. Im Gegensatz dazu laufen Probanden bei einer Messung mittels VICON System über eine mehrere Meter lange Strecke auf ebenem Boden. Hierbei wird meistens eine normale, komfortable, vom Probanden selbst gewählte Geschwindigkeit verwendet.

Beide Verfahren haben sowohl Vor- als auch Nachteile. Erstens entspricht der Gang eines Menschen auf einem Laufband nicht komplett dem normalen Gang auf ebenem Boden [78]. Dieser Unterschied fällt vor allem bei älteren, beziehungsweise körperlich beeinträchtigten Menschen auf, die nicht an das Gehen auf einem Laufband gewöhnt sind. Unter diesen Bedingungen kann nicht davon ausgegangen werden, dass eine Ganganalyse den normalen alltäglichen Gang widerspiegelt [79]. Bei jungen, gesunden Probanden zeigte sich allerdings, dass dieser Unterschied minimal ausfiel. Dies traf besonders dann zu, wenn die Probanden vor Beginn der Messung über mehrere Minuten die Möglichkeit hatten, sich an das Gehen auf dem Laufband zu gewöhnen [80]. Die trotzdem vorhandenen Unterschiede sind dabei geringer, als die Variabilität in Ergebnissen, die durch Unterschiede in der Markerlokalisierung oder Laufgeschwindigkeit hervorgerufen werden [81].

Zweitens ist es mit einem Laufband möglich, die Variabilität in der Laufgeschwindigkeit minimal zu halten. Vor allem, wenn ein Proband mehrere Male zu unterschiedlichen Zeitpunkten vermessen werden soll, kann durch die Möglichkeit, die Laufgeschwindigkeit absolut identisch zu halten, dieser Faktor als Einflussgröße auf die Ergebnisse eliminiert werden. Ergebnisse werden so besser vergleichbar und echte Unterschiede im Gang eines Probanden können identifiziert werden [82]. Auf der anderen Seite entspricht die eingestellte Geschwindigkeit auf dem Laufband nicht immer der normalen Gehgeschwindigkeit im alltäglichen Leben. Auch wenn versucht wird die Laufgeschwindigkeit eines Probanden bei Messungen auf ebenem Boden zu unterschiedlichen Zeitpunkten sehr konstant zu halten, ist sie dennoch nicht identisch. Dieses Problem könnte beispielsweise durch den Einsatz eines Metronoms beseitigt werden [68], welches durch akustische Signale die Schrittfrequenz vorgibt und konstant hält.

Einigen weiblichen Probanden bereitete auch die Tatsache Schwierigkeiten, dass der Oberkörper für eine rasterstereographischen Oberflächenvermessung vollständig entkleidet sein muss. Neben diesem psychologischen Faktor können besonders höhere Geschwindigkeiten bei großer Brust Probleme bereiten. Bei einer Vermessung mit dem VICON System ist es für die Probanden möglich, je nach zu untersuchendem Körperteil, einen engen Ganzkörperanzug zu tragen, auf dem

die Marker aufgebracht werden. Es müsste untersucht werden, ob auch eine rasterstereographische Oberflächenvermessung mit sehr eng anliegender Kleidung möglich wäre.

Bei beiden Systemen, Rasterstereographie und VICON, ist es möglich, Messungen mit weiteren Modulen, wie einer pedobarographischen Druckmessung, zu kombinieren. Eine entsprechende kapazitive Druckmessplatte kann entweder, wie in der vorliegenden Studie geschehen, in das Laufband integriert, oder mittig auf die vom Probanden zu laufende Messstrecke platziert werden. Der Proband sollte dabei die Möglichkeit haben, sowohl vor als auch nach betreten der Platte einige Schritte gehen zu können, um eine Messung im fließenden Gang zu gewährleisten.

Um eine Messung adäquat verwenden zu können, muss die Messplatte dabei komplett und möglichst mittig von einem Fuß getroffen werden. Die notwendigen Bedingungen können relativ leicht durch eine in ein Laufband integrierte Platte erfüllt werden. Da sich das Laufband über die Platte bewegt, können repetitive Fußkontakte gemessen werden, was die Messgenauigkeit durch Mittelwertbildung verbessert. Außerdem wird durch korrektes Platzieren des Probanden auf dem Laufband der Anteil an komplett aufgenommenen Fußabdrücken gesteigert. Allerdings sollte eine mittig auf einer Messstrecke platzierte Platte möglichst so verdeckt werden, sodass der Proband sie nicht bewusst wahrnimmt und bei Betreten der Platte beeinflusst wird. So ist es allerdings schwieriger, eine ausreichend hohen Anzahl an kompletten Fußabdrücken zu bekommen. Da oftmals die Platte nur randständig getroffen wird, ist häufig eine Vielzahl an Messungen notwendig.

In dieser Studie bekamen die Probanden die Anweisung, das Laufband erst zu betreten, wenn das Messprogramm für die dynamische Untersuchung vollständig geöffnet war. Dadurch konnte die Sensitivität der Messplatte kalibriert und die anschließend gemessenen Druckwerte anhand einer Skala farblich dargestellt werden. Es zeigte sich allerdings öfters eine falsche Kalibrierung der Sensitivität trotz korrekter Durchführung der Untersuchung.

Weiterhin zeigten sich Probleme bei der automatischen Erkennung der einzelnen Fußabdrücke bei einer Messgeschwindigkeit von 1 km/h. Der Abstand zwischen Zehenspitzen des einen und Ferse des anderen Fußes schien teilweise zu gering zu sein, um diese als separate Füße zu erkennen. Dadurch wurden die pedobarographischen Messungen bei dieser Geschwindigkeit erheblich verfälscht. Rasterstereographische Aufnahmen des Rückens waren von diesem Problem nicht betroffen. Auch bei der Geschwindigkeit von 1 km/h waren diese zuverlässig.

Die Problematik der fehlerhaften Kalibrierung und Erkennung sowie Zuordnung der einzelnen Fußabdrücke ist dabei unabhängig von dem Messsystem mit dem eine pedobarographische Messplattform gekoppelt wird. Dementsprechend sind diese Schwierigkeiten nicht nur bei rasterstereographischen Messungen, sondern auch bei Messungen mittels VICON-System zu erwarten.

5.2 Diskussion der Ergebnisse - Rasterstereographie

Bewegungsanalysen haben sich in der Vergangenheit hauptsächlich auf die Betrachtung der unteren Extremität konzentriert. Der Rücken, beziehungsweise der Rumpf, wurde häufig nur als eine Einheit betrachtet und lediglich in Relation zu Bewegungen des Beckens analysiert [52, 83, 84]. Da Bewegungen des Rückens sehr komplex und bei einigen Parametern mit bloßem Auge nicht zu erkennen sind, waren ausführliche Analysen der Auswirkungen des Gehens auf Parameter des Rückens bislang aus technischen Gründen nur bedingt möglich [71].

Für diese Studie wurden die Rückenoberflächen von 121 gesunden Probanden während des Gehens auf einem Laufband bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten rasterstereographisch vermessen. Verglichen wurden diese dynamischen Daten mit statischen rasterstereographischen Daten, sowie die Daten der einzelnen Geschwindigkeiten der dynamischen Untersuchungen untereinander. Ziel der Studie war die Etablierung eines dynamischen rasterstereographischen Messsystems und die Detektion von Veränderungen der dreidimensionalen Stellung von Becken und Wirbelsäule unter dynamischen Bedingungen. Dafür wurden die Parameter Rumpflänge, Grübchenabstand, Rumpfneigung, Lotabweichung, Beckenhochstand, Kyphose- und Lordosewinkel, Oberflächenrotation und Seitabweichung sowohl in Hinblick auf das Geschlecht der Probanden als auch in Hinblick auf die unterschiedlichen Messgeschwindigkeiten analysiert. Die hier ermittelten Daten wurden mit Ergebnissen aus Studien anderer Arbeitsgruppen verglichen [44, 46, 52, 84–96], wobei dies aufgrund von Unterschieden in Messtechnik und Parameterdefinitionen nur eingeschränkt möglich war. Eine Schwachstelle dieser Studien ist vor allem die um eine vielfach geringere Anzahl an Probanden im Vergleich zur vorliegenden Arbeit.

Es zeigte sich, dass die untersuchten Parameter in zwei Kategorien eingeteilt werden können. Die Parameter Rumpflänge, Grübchenabstand, Lotabweichung und Beckenhochstand scheinen unabhängig von der Messmodalität (statisch/dynamisch) und Messgeschwindigkeit zu sein und erwiesen sich als konstant. Im Gegensatz dazu sind die Parameter Rumpfneigung, Kyphose- und

Lordosewinkel, Oberflächenrotation und Seitabweichung abhängig von der Messmodalität und der Messgeschwindigkeit, aber auch vom Geschlecht.

5.2.1 Konstante Parameter

Die rasterstereographisch gemessene Rumpflänge wies einen Unterschied zwischen den Geschlechtern auf. Dies spiegelte das Ergebnis der anthropometrischen Daten wieder: Männliche Probanden waren signifikant größer als weibliche Probanden. Zwar wiesen sowohl Rumpflänge als auch Grübchenabstand eine relativ hohe Standardabweichung auf, diese ist aber auf die unterschiedlichen Körperstaturen der Probanden zurückzuführen.

Bei genauerer Betrachtung des Parameters Rumpflänge fällt allerdings auf, dass die durchschnittlichen Messwerte mit steigender Geschwindigkeit tendenziell ansteigen. Der höchste Messwert wurde bei einer Geschwindigkeit von 4 km/h beobachtet. Die kürzeste Rumpflänge wurde unter statischen Bedingungen gemessen. Diese Beobachtung trifft, auch wenn sie nicht signifikant ist, für alle Studienpopulation (weiblich/männlich/gesamt) zu. Zu einem ähnlichen Ergebnis sind auch Frigo *et al.* gelangt [84]. Bei der Untersuchung von 18 gesunden weiblichen Probanden zeigte sich die Rumpflänge bei einer durchschnittlichen Gehgeschwindigkeit von 4,36 km/h um 3,5 % länger als unter statischen Bedingungen. Es wird dort argumentiert, dass es bei normalem Gehen zu einer Begradigung der Wirbelsäule durch Abflachung von Kyphose und Lordose kommt, was wiederum zu einer Verlängerung der Wirbelsäule führt. Wie weiter unten beschrieben, zeigte sich auch in der vorliegenden Arbeit eine Verkleinerung der Winkel von Kyphose und Lordose was mit einer Begradigung und damit Verlängerung der Wirbelsäule einhergeht. Eine funktionelle Begründung für dieses Verhalten konnte in der Literatur nicht gefunden werden.

In der Literatur findet sich keine Aussage bezüglich des Verhaltens des Grübchenabstands unter dynamischen Bedingungen.

Die Lotabweichung und der Beckenhochstand zeigten sich konstant in Hinblick auf einen Vergleich zwischen den Messmodalitäten, Messgeschwindigkeiten und dem Geschlecht.

Zu beachten ist allerdings, dass sowohl Lotabweichung als auch Beckenhochstand keine statischen Parameter sind. Beide unterliegen periodischen Veränderungen während eines Gangzyklus. Die laterale Rumpfneigung wird zum Ende der Standphase des ipsilateralen Beines größer und

erreicht ihr Maximum am Punkt des Initialkontaktes des kontralateralen Beines. Zu einem Absinken des Beckens um bis zu 4°, und damit zu einem relativen Beckenhochstand auf der kontralateralen Seite, kommt es an dem Punkt, an dem die Zehen des ipsilateralen Beines zu Beginn einer neuen Schwungphase vom Boden abgehoben werden und das Gewicht vollständig auf das kontralaterale Bein verlagert wird. Bei gesunden Probanden gleichen sich diese periodischen Schwankungen nach links und rechts aus, sodass der Mittelwert um den Nullpunkt zu erwarten wäre [52]. In der vorliegenden Studie lieferten die Rohdaten der Messungen bei beiden Parametern sowohl positive als auch negative Ergebnisse. Die Mittelwerte lagen nah am Nullpunkt, allerdings alle leicht im negativen Bereich, was einer lateralen Rumpfneigung nach rechts und einem Absinken des Beckens zur linken Seite entspricht.

Allerdings konnten trotz fehlender signifikanter Unterschiede in Hinblick auf die Lotabweichung bei statischer Messung kleinere Werte als unter dynamischen Bedingungen beobachtet werden. Gleiches konnten auch Frigo *et al.* feststellen [84], wobei die Werte dort nicht direkt mit den Ergebnissen unserer Studie vergleichbar sind, da anstelle von Durchschnittswerten einer Messung Maximalwerte analysiert wurden. Mehrere Studien zeigten außerdem eine Veränderung der Amplitude der lateralen Rumpfneigung in Abhängigkeit der Geschwindigkeit. Taylor *et al.* [86] und Swinnen *et al.* [85] stellten eine Abnahme der lateralen Rumpfneigung bei Verringerung der Laufgeschwindigkeit unter 5 km/h fest. Zu beachten ist allerdings, dass bei diesen Studien die Messwerte im Verhältnis zum Becken und nicht zu einer äußeren Senkrechten ermittelt wurden. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass das Ausmaß einer Lotabweichung zwar von der Laufgeschwindigkeit abhängt, der durchschnittliche Messwert pro Gangzyklus davon aber unabhängig bleibt, da sich die Bewegungen zu beiden Seiten ausgleichen.

Die gleiche Aussage kann für den Parameter Beckenhochstand gemacht werden. Taylor *et al.* [86] kamen zu einem vergleichbaren Ergebnis wie in der hier vorliegenden Studie, nämlich, dass es bei unterschiedlichen Laufgeschwindigkeiten nicht zu einer Veränderung des Beckenhochstands kommt. Swinnen *et al.* [85] konnten hingegen zeigen, dass die Amplitude einer Beckenneigung in der Frontalebene bei kleineren Geschwindigkeiten geringer wird. Also gilt auch hier, dass der durchschnittliche Beckenhochstand nahe am Nullpunkt liegt, da sich Bewegungen zu beiden Seiten ausgleichen, die Dimensionen dieser Bewegungen aber durchaus Unterschiede zwischen den Laufgeschwindigkeiten aufweisen.

5.2.2 Inkonstante Parameter

Während des Laufens kann der Körper funktionell in einen passiven und aktiven Teil unterteilt werden. Der passive Teil, auch Passagier genannt, wird dabei aus Rumpf, Kopf, Hals und Armen gebildet, der aktive Teil, Lokomotor, aus Becken und unteren Extremitäten. Die Mechanismen der aktiven Fortbewegung werden dabei durch die Elemente des Lokomotors ausgeführt. Weiterhin ist der Erhalt des Gleichgewichts abhängig von der uneingeschränkten Funktionsfähigkeit des Lokomotors. Bei Verlagerung des Körperschwerpunktes, welcher ungefähr zwischen mittlerem und unterem Drittel der Strecke zwischen Becken- und Schultergürtel lokalisiert ist, muss es zu einer Verschiebung der unteren Extremitäten unter den Schwerpunkt kommen, um den aufrechten Stand oder Gang nicht zu gefährden. Die Passagier-Elemente sind hauptsächlich für den Erhalt der Haltungsstabilität zuständig. Ziel dabei ist es, eine neutrale Ausrichtung der Wirbelsäule zu erhalten und eine Bewegungsübertragung zwischen Becken und Kopf zu minimieren [52]. Dies dient der Stabilisierung des optischen Systems und einer besseren Orientierung im Raum [87].

Durch die rasterstereographische Analyse des Rückens können diese kompensatorischen Auswirkungen unterschiedlicher Gehgeschwindigkeiten auf die Elemente des Passagiers quantitativ begutachtet werden. Auffallende Veränderungen sind hier vor allem bei den Parametern Rumpfneigung, Kyphose- und Lordosewinkel vorhanden.

In dieser Studie zeigte sich, dass die Rumpfneigung mit steigender Geschwindigkeit größer wird, wobei es keinen Unterschied zwischen den Geschlechtern gab. Je schneller die Probanden liefen, desto mehr neigte sich deren Rumpf nach vorne. Die Tendenz dieses Ergebnisses war bei allen Messgeschwindigkeiten sichtbar, signifikant aber vor allem bei Betrachtung von 1 km/h und 5 km/h. Dieser Zusammenhang zwischen Ausmaß der Rumpfneigung und Laufgeschwindigkeit konnte auch schon mehrfach in anderen Studien nachgewiesen werden [88–90].

Besonders groß war die Steigerung der Rumpfneigung im Vergleich zwischen statischen und dynamischen Messungen. Dass sich die Rumpfneigung während des Gehens anders verhält als unter statischen Bedingungen, konnte bereits in früheren Studien festgestellt werden [84, 88, 91]. Dies könnte dadurch zu erklären sein, dass die Probanden während der statischen Messung eine aufrechtere Körperhaltung mit größerer Körperspannung angenommen haben als eigentlich natürlich wäre. Trotz der Anweisung sich locker und entspannt zu positionieren, könnte das Bewusstsein über die Messung die Körperhaltung beeinflusst haben. Es ist demnach möglich, dass die statische Messung nicht die natürliche Rumpfneigung widerspiegelt. Auf der anderen Seite

könnte die gesteigerte Vorwärtsneigung des Rumpfes während des Gehens dem Ausgleich der Gewichtsverlagerung bei der Vorwärtsbewegung und dadurch dem Erhalt des Gleichgewichts dienen [52].

Die Kyphose und Lordose wurde mit steigender Geschwindigkeit tendenziell kleiner, die Krümmung der entsprechenden Wirbelsäulenabschnitte also geringer. Obwohl nur in einigen Fällen eine Signifikanz nachgewiesen werden konnte, war dieses Ergebnis insgesamt auffällig

Die Verringerung der Winkel scheint keine isolierte Anpassung an veränderte Ansprüche an den Körper durch die Laufgeschwindigkeiten zu sein. Vielmehr geht die Abflachung der Winkel einher mit einer größeren Rumpfneigung nach vorne [46, 84], die wiederum durch das Laufen an sich und weiterhin durch steigende Geschwindigkeiten bedingt ist [88–90].

Bereits in mehreren Studien wurde diese Tendenz der Winkelabflachung beschrieben [46, 84, 92]. Drerup *et al.* [46] zeigten, dass sich bei einfacher Vorwärtsneigung aus dem Stand die Winkel von Kyphose und Lordose verkleinern, beziehungsweise bei Rückwärtsbeugung vergrößern. Frigo *et al.* beobachteten bei einem Vergleich zwischen geradem Stand und einer Laufgeschwindigkeit von 4,36 km/h ebenso eine Verkleinerung vor allem der Lordose. Die Veränderung der Kyphose befand sich innerhalb der gefunden normalen Bewegungsamplitude während des Laufens [84]. Auch in der vorliegenden Studie war die Abflachung der Winkel für die Lordose stärker ausgeprägt als für die Kyphose. Der Lordosewinkel verkleinerte sich unabhängig vom Geschlecht um durchschnittlich 7,1 ° zwischen Messungen im Stand und dem kleinsten gemessenen dynamischen Winkel, während sich der Kyphosewinkel um 4,73 ° verkleinerte.

Dieser kleinste gemessene dynamische Wert war für den Kyphosewinkel unabhängig vom Geschlecht bei 5 km/h zu finden. Der Winkel wurde mit steigender Geschwindigkeit kleiner. Ein Unterschied zwischen den Geschlechtern konnte, wie auch schon in anderen Studien gezeigt [93], nicht gefunden werden. Die Untersuchungen basierten dort allerdings auf anderen Methoden.

Innerhalb der unterschiedlichen Geschwindigkeiten gab es in Bezug auf den Lordosewinkel keine signifikanten Unterschiede. Trotzdem konnten Tendenzen beobachtet werden. Der kleinste gemessene Lordosewinkel war bei den Geschwindigkeiten 4 km/h oder 5 km/h zu finden. Es kam bei einer Geschwindigkeitserhöhung von 4 km/h auf 5 km/h nicht zu einer weiteren Veränderung des Winkels. Levine *et al.* zeigten zwar ebenso, dass es zu einer Winkelabflachung zwischen Stand und normalem Gehen bei durchschnittlich 4,68 km/h kommt, aber auch, dass sich der Winkel im Vergleich zwischen 4,68 km/h und 10,44 km/h sogar wieder vergrößert [92]. In der vorliegenden

Studie zeigten sich die statischen Lordosewinkel aller Studienpopulationen signifikant unterschiedlich zu den dynamischen Messungen aller Geschwindigkeiten.

Das Ausmaß der Winkelverkleinerung der Lordose war zwar für alle Studienpopulationen gleich, es zeigte sich jedoch, dass die absoluten Winkel der Lordose zwischen den Geschlechtern signifikant unterschiedlich waren. Der Lordosewinkel war unabhängig von Messmodalität und Messgeschwindigkeit bei weiblichen Probanden größer als bei männlichen Probanden. Dass Frauen generell eine stärker ausgeprägte Lordose aufweisen, wurde auch schon in vorherigen Studien gezeigt, wobei die Untersuchungen dort mit einer Vielzahl an unterschiedlichen Methoden durchgeführt wurden und die absoluten Winkel variieren [93–95].

In der Literatur konnten weder für die Oberflächenrotation noch für die Seitabweichung Angaben über das Verhalten dieser Parameter in Abhängigkeit von statischen oder dynamischen Messungen oder von unterschiedlichen Laufgeschwindigkeiten gefunden werden. Es zeigte sich jedoch, dass diese Parameter in Bezug auf die Analyse einer Wirbelsäulendeformität, beispielsweise einer Skoliose, eng miteinander in Verbindung stehen [96]. In der vorliegenden Studie verhielten sich die beiden Parameter Oberflächenrotation und Seitabweichung in Bezug auf Messungen sowohl unter statischen als auch unter dynamischen Bedingungen sehr ähnlich.

Bei statischer Messung, sowie bei Messungen mit 1 km/h und 2 km/h, zeigten weder Oberflächenrotation noch Seitabweichung einen Unterschied zwischen den Geschlechtern. Unter den höheren Laufgeschwindigkeiten 4 km/h und 5 km/h konnte aber ein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Bei weiblichen Probanden war ab 4 km/h sowohl die Oberflächenrotation als auch die Seitabweichung signifikant größer als bei männlichen Probanden. Eine Begründung hierfür könnten die unterschiedlichen Schrittlängen zwischen Männern und Frauen ab einer Laufgeschwindigkeit von 4 km/h sein. Bei gleicher Geschwindigkeit haben Frauen signifikant kürzere Schrittlängen als Männer. Die Messwerte von Oberflächenrotation und Seitabweichung der männlichen Probanden blieben bei Veränderung der Geschwindigkeit weitestgehend konstant. Auch zeigte sich für die männliche Studienpopulation kein Unterschied zwischen statischen und dynamischen Messungen, was möglicherweise auf der unterschiedlichen Schrittlänge zwischen Männern und Frauen beruht.

Dass sich die Ergebnisse von Oberflächenrotation und Seitabweichung im Vergleich zwischen statischen und dynamischen Messungen abweichend verhalten, ist vor allem auf die statische Messung zurückzuführen. Die Oberflächenrotation hatte bei dynamischer Messung

durchschnittlich eine Standardabweichung von $1,03^\circ$ (Durchschnitt aller Geschwindigkeiten und aller Studienpopulationen), im Vergleich zu einer durchschnittlichen Standardabweichung bei statischer Messung von $1,59^\circ$ (Durchschnitt aller Studienpopulationen). Bei der Seitabweichung verhielt es sich mit einer dynamischen Standardabweichung von $1,53^\circ$ und einer statischen von $2,23^\circ$ ähnlich. Guidetti *et al.* [44] hatten ebenfalls festgestellt, dass diese beiden Parameter im Besonderen eine schlechtere Reliabilität aufwiesen als Andere. Sie wurden als variante Parameter bezeichnet, im Vergleich zu invarianten Parametern, wie beispielsweise Rumpflänge, Lotabweichung, Kyphose- und Lordosewinkel. Zurückzuführen ist diese Bezeichnung vor allem auf die Abhängigkeit der Parameter in Bezug zur Positionierung des Probanden im Raum. Variante Parameter sind demnach anfälliger für Haltungsänderungen, wobei die Reliabilität bei diesen varianten Parametern bei statischer Messung trotzdem noch als akzeptabel eingestuft werden kann [44]. Die Messungen unter statischen Bedingungen könnten also durch Haltungsvarianzen beeinflusst worden sein. Zu klären wäre allerdings noch, warum dieser Effekt nur bei weiblichen Probanden sichtbar wurde. Eine mögliche Ursache wäre auch hier die signifikant unterschiedlichen Schrittlängen zwischen Frauen und Männern.

Generell kann die Ursache für eine Differenz zwischen Messergebnissen in einer ungleichmäßigen Verteilung der Gangzyklen während einer dynamischen Messung zu finden sein. Da eine Messung unabhängig von der aktuellen Phase eines Gangzyklus gestartet wurde und die Daten ebenso unabhängig davon analysiert wurden, ist es möglich, dass sowohl der erste als auch letzte gemessene Gangzyklus nur unvollständig erfasst wurde. Bestimmte Phasen und ihre Merkmale könnten so überproportional großen Einfluss auf ein Messergebnis gehabt haben. In zukünftigen Studien sollten Parameter nur in Bezug auf ihre Ausprägung innerhalb einer bestimmten Phase des Gangzyklus analysiert werden. Die Voraussetzungen dafür sind mittlerweile durch die Implementierung eines Beinachsenmoduls am lokalen Messsystem gegeben.

5.3 Diskussion der Ergebnisse - Pedobarographie

Bei Veränderung der Gehgeschwindigkeit kommt es zu einer Umverteilung der Anteile, die bestimmte Phasen des Gehens an einem Gangzyklus haben. Ziel ist die optimale energieeffiziente Fortbewegung bei maximaler Stabilität. Die Gehgeschwindigkeit wird vor allem bestimmt durch die Schrittlänge und die Zeit, die für die Vollendung eines Gangzyklus benötigt wird. Bei einem

normalen Gang wird eine Geschwindigkeitsveränderung durch dynamische Veränderungen beider Variablen herbeigeführt [2].

In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass die absoluten Zeiten sowohl von Schwung- als auch Standdauer mit steigender Geschwindigkeit sinken. Ein Gangzyklus wird bei höheren Geschwindigkeiten schneller durchlaufen. Dieser Unterschied war bei Betrachtung aller Messgeschwindigkeiten sowohl für das linke als auch das rechte Bein signifikant. Murray et al. kamen zu dem gleichen Ergebnis [97]. Zu berücksichtigen ist dabei, dass zwar die absolute Zeit für Schwung- und Standdauer mit steigender Geschwindigkeit sinkt, der relative Anteil der Schwungdauer am gesamten Gangzyklus, im Gegensatz zur relativen Standdauer, aber ansteigt. Der prozentuale Anteil der Schwungdauer vergrößert sich, um die notwendige Zeit für einen längeren Schritt zu gewährleisten.

Ein Unterschied zwischen den Geschlechtern bei Schwung- und Standdauer konnte erst bei höheren Geschwindigkeiten ab 4 km/h festgestellt werden. Hier wiesen weibliche Probanden sowohl für die Schwung- als auch die Standdauer signifikant kürzere Zeiten auf als männliche Probanden.

Eine Erklärung hierfür könnte die kürzere Schritt- bzw. Doppelschrittlänge von Frauen bei höheren Geschwindigkeiten sein. Ab einer Messgeschwindigkeit von 4 km/h zeigten weibliche Probanden eine signifikant kürzere Doppelschrittlänge als männliche Probanden. Dieser Unterschied konnte bei geringeren Geschwindigkeiten von 1 km/h und 2 km/h nicht gesehen werden. In der Literatur finden sich Studien, die mit dem Ergebnis eines Unterschiedes zwischen den Geschlechtern bei Geschwindigkeiten ab 4 km/h übereinstimmen [98–100]. Ein unterer Grenzwert für das Auftreten dieses Unterschiedes muss in weiteren Studien eruiert werden. Zu beachten ist aber, dass in der vorliegenden Studie keine Normierung der Ergebnisse in Bezug auf die Körpergröße der Probanden durchgeführt wurde, obwohl die anthropometrischen Daten einen signifikanten Unterschied bei der Körpergröße vorweisen. Kerrigan *et. al* [99] konnten zeigen, dass ein geschlechtsspezifischer Unterschied in der Doppelschrittlänge durch eine Relativierung der Ergebnisse in Abhängigkeit der Körpergröße aufgehoben wird, beziehungsweise, dass weibliche Probanden dann sogar eine größere Doppelschrittlänge vorweisen.

Einer der zentralen Parameter für die Variabilität der Gehgeschwindigkeit ist die Veränderung der Doppelschrittlänge [2]. In der vorliegenden Studie konnte, ebenso wie bei weiteren Studien aus der Literatur [90, 97], gezeigt werden, dass es mit steigender Geschwindigkeit zu einer

signifikanten Vergrößerung der Doppelschrittlänge kommt. Dieses Ergebnis war sowohl bei Frauen als auch bei Männern signifikant.

Der Anteil der Doppelstandphase verringert sich mit steigender Geschwindigkeit geschlechtsunabhängig signifikant. Der prozentuale Anteil der Doppelstandphase würde bei weiter steigenden Geschwindigkeiten gegen null gehen [97]. Beim Rennen entfällt die Doppelstandphase komplett und wird ersetzt durch eine Phase in der kein Bodenkontakt vorhanden ist [2].

Ein signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern konnte bei Betrachtung der Doppelstandphase nicht gefunden werden. Ähnliche Ergebnisse zeigen sich auch in der Literatur [98]. Dies unterstützt die Aussage von Kerrigan et al. [99], dass ein geschlechtsspezifischer Unterschied von absoluten Zeiten eines Gangzyklus nach Größennormierung entfällt (s.o.).

Generell kann gesagt werden, dass die Ergebnisse dieser Studie mit den Ergebnissen aus der Literatur übereinstimmen. Zu bedenken ist allerdings, dass es in der vorliegenden Studie, wie oben beschrieben, bei einer Gehgeschwindigkeit von 1 km/h zu Problemen in der Erkennung der einzelnen Fußabdrücke und damit zu verfälschten Daten gekommen ist. Dies spiegelt sich in den relativ großen Standardabweichungen wieder. Auch beziehen sich die meisten Studien aus der Literatur auf Geschwindigkeiten die weit größer sind als 1 km/h oder 2 km/h. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie in diesem Geschwindigkeitsbereich müssten demnach in weiteren Studien überprüft werden. Von Interesse ist dieser langsame Geschwindigkeitsbereich vor allem in Bezug auf das Gangverhalten von Menschen im höheren Lebensalter, welcher durch den demographischen Wandel weiter in den Mittelpunkt der Forschung gerückt werden sollte.

Literaturverzeichnis

1. Kendall, F.P., McCreary, E.K.: Muscles. Testing and functions with posture and pain, 5th edn. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore **(2005)**
2. Whittle, M.: Gait Analysis. An Introduction, 4th edn. Butterworth-Heinemann, Edinburgh, New York **(2007)**
3. Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U.: Prometheus Lernatlas der Anatomie. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Georg Thieme Verlag, Stuttgart **(2005)**
4. Benninghoff, A., Drenckhahn, D.: Anatomie. Makroskopische Anatomie, Embryologie und Histologie des Menschen, 17th edn. Urban & Schwarzenberg, München [u.a.] **(2008)**
5. Schiebler, T.H.: Anatomie. Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie; unter Berücksichtigung des Gegenstandskatalogs, 9th edn. Springer, Heidelberg **(2005)**
6. Drerup, B., Hierholzer, E.: Objective determination of anatomical landmarks on the bodysurface: Measurement of the vertebra prominens from surface curvature. Journal of Biomechanics 18(6), 467–474 **(1985)**
7. Bookstein, F.L.: Morphometric tools for landmark data. Geometry and biology. Cambridge Univ. Press, Cambridge [u.a.] **(1991)**
8. Drerup, B., Hierholzer, E.: Automatic localization of anatomical landmarks on the back surface and construction of a body-fixed coordinate system. J. Biomechanics 20(10), 961–970 **(1987)**
9. Götz-Neumann, K.: Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie. Thieme, Stuttgart [etc.] **(2003)**
10. Dayer, R., Haumont, T., Belaieff, W., Lascombes, P.: Idiopathic scoliosis: etiological concepts and hypotheses. J Child Orthop 7(1), 11–16 **(2013)**
11. Lonstein, J.E., Carlson, J.M.: The prediction of curve progression in untreated idiopathic scoliosis during growth. J Bone Joint Surg Am 66(7), 1061–1071 (eng) **(1984)**
12. Romano, M., Minozzi, S., Bettany-Saltikov, J., Zaina, F., Chockalingam, N., Kotwicki, T., Maier-Hennes, A., Negrini, S.: Exercises for adolescent idiopathic scoliosis. Cochrane Database of Systematic Reviews(8) **(2012)**
13. Weinstein, S.L., Dolan, L.A., Spratt, K.F., Peterson, K.K., Spoonamore, M.J., Ponseti, I.V.: Health and function of patients with untreated idiopathic scoliosis: a 50-year natural history study. JAMA 289(5), 559–567 **(2003)**

14. Graf, R., Löhr, J., Wirth, C.: Konservative Behandlung der idiopathischen Skoliose. *Orthopäde* 26(9), 808–817 **(1997)**
15. Asamoah, V., Mellerowicz, H., Venus, J., Klöckner, C.: The effectiveness of diagnostic procedures of spinal diseases. Surface analysis of the back. *Der Orthopäde* 29(6), 480–489 **(2000)**
16. Wilson J.M.G., J.G.: Principles and practice of screening for disease, Geneva(34) **(1968)**
17. Bradford, D.S.: Adult scoliosis: Current concepts of treatment. *Clin Orthop Relat Res*(229), 70–87 **(1988)**
18. Raso, V., Lou, E., Hill, D., Mahood, J., Moreau, M., Durdle, N.: Trunk distortion in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopedics* 18(2), 222–226 **(1998)**
19. Klos, S.S., Liu, X.-C., Lyon, R.M., Tassone, J.C., Thometz, J.G.: Reliability of a Functional Classification System in the Monitoring of Patients With Idiopathic Scoliosis. *Spine* 32(15), 1662–1666 **(2007)**
20. Nash, C.L., Gregg, E.C., Brown, R.H., Pillai, K.: Risks of exposure to X-rays in patients undergoing long-term treatment for scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 61(3), 371–374 **(1979)**
21. Presciutti, S.M., Karukanda, T., Lee, M.: Management decisions for adolescent idiopathic scoliosis significantly affect patient radiation exposure. *Spine J (ENG)* **(2013)**
22. Almén, A.J., Mattsson, S.: Dose distribution at radiographic examination of the spine in pediatric radiology. *Spine* 21(6), 750–756 (eng) **(1996)**
23. Chamberlain, C.C., Huda, W., Hojnowski, L.S., Perkins, A., Scaramuzzino, A.: Radiation doses to patients undergoing scoliosis radiography. *Br J Radiol* 73(872), 847–853 (eng) **(2000)**
24. Geijer, H., Beckman, K., Jonsson, B., Andersson, T., Persliden, J.: Digital radiography of scoliosis with a scanning method: initial evaluation. *Radiology* 218(2), 402–410 (eng) **(2001)**
25. Hallén, S.M.K.M.S.: Dosimetry at x ray examinations of scoliosis. *Radiat Prot Dosimetry* 43(1/4), 49–54 **(1992)**
26. Lee, C.-I., McLean, D., Robinson, J.: Measurement of effective dose for paediatric scoliotic patients. *Radiography* 11(2), 89–97 **(2005)**
27. Bernhard-Ströl, C., Hachenberger, C., Trugenberger-Schnabel, A., Josef Peter, J.: Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung: Jahresbericht 2012 **(2014)**
28. Don, S.: Radiosensitivity of children: potential for overexposure in CR and DR and magnitude of doses in ordinary radiographic examinations. *Pediatr Radiol* 34(S3), S167 **(2004)**
29. Preston, D.L., Ron, E., Tokuoka, S., Funamoto, S., Nishi, N., Soda, M., Mabuchi, K., Kodama, K.: Solid Cancer Incidence in Atomic Bomb Survivors: 1958–1998. *Radiation Research* 168(1), 1–64 **(2007)**

30. ICRP: Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology. ICRP Publication 121. *Annals of the ICRP* 42(2), 1–63 **(2013)**
31. Hoffman, D.A., Lonstein, J.E., Morin, M.M., Visscher, W., Harris, B.S.H., Boice, J.D.: Breast Cancer in Women With Scoliosis Exposed to Multiple Diagnostic X Rays. *JNCI Journal of the National Cancer Institute* 81(17), 1307–1312 **(1989)**
32. Land, C.E., Boice, J.D., Shore, R.E., Norman, J.E., Tokunaga, M.: Breast cancer risk from low-dose exposures to ionizing radiation: results of parallel analysis of three exposed populations of women. *J. Natl. Cancer Inst.* 65(2), 353–376 (eng) **(1980)**
33. Takasaki, H.: Moiré topography from its birth to practical application. *Optics and Lasers in Engineering* 3(1), 3–14 **(1982)**
34. Willner, S.: Moiré topography - A method for school screening of scoliosis. *Archives of Orthopedic and Trauma Surgery* 95(3), 181–185 **(1979)**
35. Takasaki, H.: Moiré Topography. *Applied Optics* 9(6), 1467–1472 **(1970)**
36. Emans, J.B.: Scoliosis: Diagnosis and current treatment. *Women & Health* 9(2-3), 81–102 **(1984)**
37. Ohtsuka, Y., Yamagata, M., Arai, S., Kitahara, H., Minami, S.: School screening for scoliosis by the Chiba University Medical School screening program. Results of 1.24 million students over an 8-year period. *Spine* 13(11), 1251–1257 (eng) **(1988)**
38. Turner-Smith, A.R., Harris, J.D., Houghton, G.R., Jefferson, R.J.: A method for analysis of back shape in scoliosis. *J Biomech* 21(6), 497–509 **(1988)**
39. Drerup, B., Hierholzer, E.: Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 9(1), 28–36 (eng) **(1994)**
40. Drerup, B., Hierholzer, E.: Movement of the human pelvis and displacement of related anatomical landmarks on the body surface. *J Biomech* 20(10), 971–977 (eng) **(1987)**
41. Hackenberg, L., Hierholzer, E., Pörtl, W., Götze, C., Liljenqvist, U.: Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after anterior correction and fusion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18(1), 1–8 (eng) **(2003)**
42. Hackenberg, L., Hierholzer, E., Pörtl, W., Götze, C., Liljenqvist, U.: Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after posterior correction and fusion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18(10), 883–889 (eng) **(2003)**
43. Mohokum, M., Mendoza, S., Wolf, U., Sitter, H., Paletta, J.R., Skwara, A.: Reproducibility of Rasterstereography for Kyphotic and Lordotic Angles, Trunk Length, and Trunk Inclination: A Reliability Study. *Spine* 35(14), 1353–1358 **(2010)**
44. Guidetti, L., Bonavolontà, V., Tito, A., Reis, V.M., Gallotta, M.C., Baldari, C.: Intra- and interday reliability of spine rasterstereography. *Biomed Res Int* 2013, 745480 (eng) **(2013)**

45. Hackenberg, L., Hierholzer, E., Bullmann, V., Liljenqvist, U., Götze, C.: Rasterstereographic analysis of axial back surface rotation in standing versus forward bending posture in idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 15(7), 1144–1149 **(2006)**
46. Drerup, B., Ellger, B., Meyer Bentrup, F. zu, Hierholzer, E.: Rasterstereographische Funktionsaufnahmen. *Der Orthopäde* 30(4), 242–250 **(2001)**
47. Betsch, M., Wild, M., Jungbluth, P., Hakimi, M., Windolf, J., Haex, B., Horstmann, T., Rapp, W.: Reliability and validity of 4D rasterstereography under dynamic conditions. *Computers in Biology and Medicine* 41(6), 308–312 **(2011)**
48. Betsch, M., Wild, M., Johnstone, B., Jungbluth, P., Hakimi, M., Kühlmann, B., Rapp, W.: Evaluation of a Novel Spine and Surface Topography System for Dynamic Spinal Curvature Analysis during Gait. *PLoS ONE* 8(7), e70581 **(2013)**
49. Cavanagh, P., Derr, J., Ulbrecht, J., Maser, R., Orchard, T.: Problems with Gait and Posture in Neuropathic Patients with Insulin-Dependent Diabetes Mellitus. *Diabetic Medicine* 9(5), 469–474 **(1992)**
50. Simon, S.R.: Quantification of human motion: gait analysis—benefits and limitations to its application to clinical problems. *Journal of Biomechanics* 37(12), 1869–1880 **(2004)**
51. Hughes, J.: The clinical use of pedobarography. *Acta Orthop Belg* 59(1), 10–16 (eng) **(1993)**
52. Perry, J., Burnfield, J.M., Cabico, L.M.: Gait analysis. Normal and pathological function, 2nd edn. SLACK, Thorofare, NJ **(2010)**
53. Woolard, A.: VICON 512 Manual **(1999)**
54. Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E., Gainey, J., Gorton, G., Cochran, G.V.: Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J. Orthop. Res.* 7(6), 849–860 (eng) **(1989)**
55. Wearing, S.C., Urry, S.R., Smeathers, J. E.: The effect of visual targeting on ground reaction force and temporospatial parameters of gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 15(8), 583–591 (eng) **(2000)**
56. Frobin, W., Hierholzer, E.: Analysis of human back shape using surface curvatures. *Journal of Biomechanics* 15(5), 379–390 **(1982)**
57. Hierholzer, E., Drerup, B.: Sonderdruck: Was gibt es neues in der Medizin? Vermessung der Wirbelsäule mittels Rasterstereografie. Dr. Peter Müller Verlag, Wien **(1995)**
58. DIERS Medical Solutions: Gebrauchsanweisung DIERS FAMUS, Revisionsstufe 4 **(2010)**
59. DIERS Medical Solutions: Informationen zur Auswertung DIERS pedoscan. Zubehör von DIERS FAMUS **(2010)**

60. Pathokinesiology Service and Physical Therapy Department: Observational gait analysis. Los Amigos Research and Education Institute, Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center, Downey, CA **(2001)**
61. Schulte, T.L., Hierholzer, E., Boerke, A., Lerner, T., Liljenqvist, U., Bullmann, V., Hackenberg, L.: Raster stereography versus radiography in the long-term follow-up of idiopathic scoliosis. *J Spinal Disord Tech* 21(1), 23–28 (eng) **(2008)**
62. Kaneoka, K.: Low back disorders among athletes and its prevention. *JPFMS* 2(2), 185–190 **(2013)**
63. Benoit, D.L., Ramsey, D.K., Lamontagne, M., Xu, L., Wretenberg, P., Renström, P.: Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait & Posture* 24(2), 152–164 **(2006)**
64. Cappozzo, A.: Three-dimensional analysis of human walking: Experimental methods and associated artifacts. *Human Movement Science* 10(5), 589–602 **(1991)**
65. Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., Cappozzo, A.: Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture* 21(2), 212–225 (eng) **(2005)**
66. Stagni, R., Fantozzi, S., Cappello, A., Leardini, A.: Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects. *Clinical Biomechanics* 20(3), 320–329 **(2005)**
67. Sangeux, M., Marin, F., Charleux, F., Dürselen, L., Ho Ba Tho, M.: Quantification of the 3D relative movement of external marker sets vs. bones based on magnetic resonance imaging. *Clinical Biomechanics* 21(9), 984–991 **(2006)**
68. Gorton, G.E., Hebert, D.A., Gannotti, M.E.: Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait & Posture* 29(3), 398–402 **(2009)**
69. Vicon Motions Systems Ltd. UK: Out of this world motion capture for Gravity. <http://www.vicon.com/Press/Details/22> **(2013)**. Accessed 5 June 2014 (siehe Anhang)
70. Drerup, B., Hierholzer, E.: Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using an improved mathematical model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 11(7), 376–383 (ENG) **(1996)**
71. Długosz, M., Chwała, W., Maciejasz, P., Alda, W.: Realistic model of spine geometry in the human skeleton in the Vicon system. *Bio-Algorithms and Med-Systems* 8 **(2012)**
72. Thulbourne, T., Gillespie, R.: The rib hump in idiopathic scoliosis. Measurement, analysis and response to treatment. *J Bone Joint Surg Br* 58(1), 64–71 (eng) **(1976)**
73. Kramers-de Quervain, I.A., Müller, R., Stacoff, A., Grob, D., Stüssi, E.: Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 13(5) **(2004)**
74. Vicon Motions Systems Ltd. UK: Brochure T-Series **(2014)**

75. Shah, B., Sucher, K., Hollenbeck, C.B.: Comparison of Ideal Body Weight Equations and Published Height-Weight Tables With Body Mass Index Tables for Healthy Adults in the United States. *Nutrition in Clinical Practice* 21(3), 312–319 **(2006)**
76. Queen, R.M., Gross, M.T., Liu, H.-Y.: Repeatability of lower extremity kinetics and kinematics for standardized and self-selected running speeds. *Gait & Posture* 23(3), 282–287 **(2006)**
77. Monaghan, K., Delahunt, E., Caulfield, B.: Increasing the number of gait trial recordings maximises intra-rater reliability of the CODA motion analysis system. *Gait & Posture* 25(2), 303–315 **(2007)**
78. Lee, S.J., Hidler, J.: Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of Applied Physiology* 104(3), 747–755 **(2008)**
79. Wass, E., Taylor, N.F., Matsas, A.: Familiarisation to treadmill walking in unimpaired older people. *Gait & Posture* 21(1), 72–79 **(2005)**
80. Matsas, A., Taylor, N., McBurney, H.: Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait Posture* 11(1), 46–53 (eng) **(2000)**
81. Riley, P.O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K.W., Kerrigan, D.C.: A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture* 26(1), 17–24 **(2007)**
82. Maynard, V., Bakheit, A.M.O., Oldham, J., Freeman, J.: Intra-rater and inter-rater reliability of gait measurements with CODA mpx30 motion analysis system. *Gait Posture* 17(1), 59–67 (eng) **(2003)**
83. Lin, Y.-C., Gfoehler, M., Pandy, M.G.: Quantitative evaluation of the major determinants of human gait. *Journal of Biomechanics* 47(6), 1324–1331 **(2014)**
84. Frigo, C., Carabalona, R., Dalla Mura, M., Negrini, S.: The upper body segmental movements during walking by young females. *Clinical Biomechanics* 18(5), 419–425 **(2003)**
85. Swinnen, E., Baeyens, J.-P., Pintens, S., Buyl, R., Goossens, M., Meeusen, R., Kerckhofs, E.: Walking more slowly than with normal velocity: The influence on trunk and pelvis kinematics in young and older healthy persons. *Clinical Biomechanics* 28(7), 800–806 **(2013)**
86. Taylor, N., Goldie, P., Evans, O.: Angular movements of the pelvis and lumbar spine during self-selected and slow walking speeds. *Gait & Posture* 9(2), 88–94 **(1999)**
87. Prince, F., Winter, D.A., Stergiou, P., Walt, S.E.: Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. *Gait & Posture* 2(1), 19–25 **(1994)**
88. Thorstensson, A., Nilsson, J., Carlson, H., Zomlefer, M.: Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica* 121(1), 9–22 **(1984)**

89. Nymark, J.R., Balmer, S.J., Melis, E.H., Lemaire, E.D., Millar, S.: Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds. *JRRD* 42(4), 523 **(2005)**
90. Crosbie, J., Vachalathiti, R., Smith, R.: Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait & Posture* 5(1), 13–20 **(1997)**
91. Leteneur, S., Gillet, C., Sadeghi, H., Allard, P., Barbier, F.: Effect of trunk inclination on lower limb joint and lumbar moments in able men during the stance phase of gait. *Clinical Biomechanics* 24(2), 190–195 **(2009)**
92. Levine, D., Colston, M.W.M., Pharo, E., Marcellin-Little, D.: Sagittal Lumbar Spine Position During Standing, Walking, and Running at Various Gradients. *Journal of Athletic Training* 42(1), 29–34 **(2007)**
93. Vialle, R.: Radiographic Analysis of the Sagittal Alignment and Balance of the Spine in Asymptomatic Subjects. *J Bone Joint Surg Am* 87(2), 260 **(2005)**
94. Murrie, V., Dixon, A., Hollingworth, W., Wilson, H., Doyle, T.: Lumbar lordosis: Study of patients with and without low back pain. *Clin. Anat.* 16(2), 144–147 **(2003)**
95. Youdas, J.W., Garrett, T.R., Egan, K.S., Therneau, T.M.: Lumbar lordosis and pelvic inclination in adults with chronic low back pain. *Phys Ther* 80(3), 261–275 (eng) **(2000)**
96. Drerup, B., Hierholzer, E.: Evaluation of frontal radiographs of scoliotic spines—Part II. Relations between lateral deviation, lateral tilt and axial rotation of vertebrae. *Journal of Biomechanics* 25(12), 1443–1450 **(1992)**
97. Murray, M.P., Mollinger, L.A., Gardner, G.M., Sepic, S.B.: Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking. *J. Orthop. Res.* 2(3), 272–280 (eng) **(1984)**
98. Cho, S.H., Park, J.M., Kwon, O.Y.: Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 19(2), 145–152 (eng) **(2004)**
99. Kerrigan, D.C., Todd, M.K., Della Croce, U.: Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *Am J Phys Med Rehabil* 77(1), 2–7 (eng) **(1998)**
100. Ko, S.-u., Tolea, M.I., Hausdorff, J.M., Ferrucci, L.: Sex-specific differences in gait patterns of healthy older adults: results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *J Biomech* 44(10), 1974–1979 (eng) **(2011)**

Anhang

zu 4.2.2 Pedobarographische Messungen: Vergleich der Messgeschwindigkeiten

	U	z	p
Schwungdauer links [s]	2883,0	-7,708	<0,001
Schwungdauer rechts [s]	2226,5	-9,026	<0,001
Standdauer links [s]	126,5	-13,093	<0,001
Standdauer rechts [s]	119,0	-13,137	<0,001
Doppelschrittlänge [cm]	270,0	-12,790	<0,001
Doppelstandphase [%]	1752,5	-10,080	<0,001

Tabelle 26: Pedobarographische Messungen: Vergleich der Messgeschwindigkeiten 1 km/h und 2 km/h mittels Mann-Whitney U-Test (1 km/h: Schwungdauer links n = 114, rechts n = 115; Standdauer links n = 117, rechts n = 118; Doppelschrittlänge n = 116, Doppelstandphase n = 118; 2 km/h gesamt n = 121). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,0083$ sind grau hinterlegt.

	Weiblich			Männlich			Gesamt		
	U	Z	p	U	z	p	U	z	p
Schwungdauer links [s]	188,5	-9,959	<0,001	333,5	-10,114	<0,001	522,0	-12,242	<0,001
Schwungdauer rechts [s]	39,5	-10,470	<0,001	146,0	-10,697	<0,001	185,5	-12,921	<0,001
Standdauer links [s]	0,0	-10,629	<0,001	0,0	-11,166	<0,001	0,0	-13,332	<0,001
Standdauer rechts [s]	0,0	-10,644	<0,001	0,0	-11,183	<0,001	0,0	-13,360	<0,001
Doppelschrittlänge [cm]	0,0	-10,614	<0,001	0,0	-11,148	<0,001	0,0	-13,301	<0,001
Doppelstandphase [%]	21,0	-10,576	<0,001	25,0	-11,110	<0,001	46,0	-13,273	<0,001

Tabelle 27: Pedobarographische Messungen: Vergleich der Messgeschwindigkeiten 1 km/h und 4 km/h mittels Mann-Whitney U-Test (1 km/h: Schwungdauer links n = 114, rechts n = 115; Standdauer links n = 117, rechts n = 118; Doppelschrittlänge n = 116, Doppelstandphase n = 118; 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,0083$ sind grau hinterlegt.

	Weiblich			Männlich			Gesamt		
	U	Z	p	U	z	p	U	z	p
Schwungdauer links [s]	120,5	-9,827	<0,001	189,5	-10,163	<0,001	310,0	-12,295	<0,001
Schwungdauer rechts [s]	3,5	-10,253	<0,001	47,0	-10,636	<0,001	50,5	-12,857	<0,001
Standdauer links [s]	0,0	-10,292	<0,001	0,0	-10,817	<0,001	0,0	-13,014	<0,001
Standdauer rechts [s]	0,0	-10,306	<0,001	0,0	-10,833	<0,001	0,0	-13,041	<0,001
Doppelschrittlänge [cm]	0,0	-10,278	<0,001	0,0	-10,801	<0,001	0,0	-12,986	<0,001
Doppelstandphase [%]	2,0	-10,299	<0,001	2,0	-10,826	<0,001	4,0	-13,032	<0,001

Tabelle 28: Pedobarographische Messungen: Vergleich der Messgeschwindigkeiten 1 km/h und 5 km/h mittels Mann-Whitney U-Test (1 km/h: Schwungdauer links n = 114, rechts n = 115; Standdauer links n = 117, rechts n = 118; Doppelschrittlänge n = 116, Doppelstandphase n = 118; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,0083$ sind grau hinterlegt.

	Weiblich			Männlich			Gesamt		
	U	Z	p	U	z	p	U	z	p
Schwungdauer links [s]	361,5	-9,548	<0,001	895,0	-8,679	<0,001	1256,5	-11,140	<0,001
Schwungdauer rechts [s]	270,0	-9,837	<0,001	745,5	-9,106	<0,001	1015,5	-11,583	<0,001
Standdauer links [s]	0,0	-10,688	<0,001	0,0	-11,234	<0,001	0,0	-13,446	<0,001
Standdauer rechts [s]	0,0	-10,688	<0,001	0,0	-11,234	<0,001	0,0	-13,446	<0,001
Doppelschrittlänge [cm]	0,0	-10,687	<0,001	0,0	-11,233	<0,001	0,0	-13,444	<0,001
Doppelstandphase [%]	76,0	-10,447	<0,001	85,5	-10,989	<0,001	161,5	-13,148	<0,001

Tabelle 29: Pedobarographische Messungen: Vergleich der Messgeschwindigkeiten 2 km/h und 4 km/h mittels Mann-Whitney U-Test (2 km/h: gesamt n = 121; 4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,0083$ sind grau hinterlegt.

	Weiblich			Männlich			Gesamt		
	U	Z	p	U	z	p	U	z	p
Schwungdauer links [s]	61,0	-10,143	<0,001	328,5	-9,879	<0,001	389,5	-12,356	<0,001
Schwungdauer rechts [s]	69,5	-10,114	<0,001	299,5	-9,967	<0,001	369,0	-12,395	<0,001
Standdauer links [s]	0,0	-10,346	<0,001	0,0	-10,879	<0,001	0,0	-13,120	<0,001
Standdauer rechts [s]	0,0	-10,346	<0,001	0,0	-10,879	<0,001	0,0	-13,120	<0,001
Doppelschrittlänge [cm]	0,0	-10,345	<0,001	0,0	-10,878	<0,001	0,0	-13,119	<0,001
Doppelstandphase [%]	7,0	-10,321	<0,001	11,0	-10,844	<0,001	18,0	-13,084	<0,001

Tabelle 30: Pedobarographische Messungen: Vergleich der Messgeschwindigkeiten 2 km/h und 5 km/h mittels Mann-Whitney U-Test (2 km/h: gesamt n = 121; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 69). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,0083$ sind grau hinterlegt.

	Weiblich			Männlich			Gesamt		
	U	Z	p	U	z	p	U	z	p
Schwungdauer links [s]	652,5	-4,843	<0,001	1142,5	-3,881	<0,001	3713,0	-5,805	<0,001
Schwungdauer rechts [s]	654,0	-4,835	<0,001	1238,5	-3,400	<0,001	3870,0	-5,495	<0,001
Standdauer links [s]	194,5	-7,698	<0,001	327,5	-7,958	<0,001	1270,5	-10,618	<0,001
Standdauer Rechts [s]	207,0	-7,619	<0,001	332,5	-7,933	<0,001	1304,5	-10,550	<0,001
Doppelschrittlänge [cm]	81,0	-8,402	<0,001	122,0	-8,983	<0,001	563,0	-12,009	<0,001
Doppelstandphase [%]	376,0	-6,562	<0,001	676,0	-6,212	<0,001	2098,0	-8,983	<0,001

Tabelle 31: Pedobarographische Messungen: Vergleich der Messgeschwindigkeiten 4 km/h und 5 km/h mittels Mann-Whitney U-Test (4 km/h: gesamt n = 121, weiblich n = 56, männlich n = 65; 5 km/h: gesamt n = 110, weiblich n = 51, männlich n = 59). Signifikante Ergebnisse mit $p < 0,0083$ sind grau hinterlegt.

Universitätsklinikum Düsseldorf
Klinik für Unfall- und Handchirurgie
Direktor Univ.-Prof. Dr. med. J. Windolf

Einverständniserklärung über die Teilnahme an einer wissenschaftlichen Studie zur Untersuchung der Bewegungen von Wirbelsäule und Becken bei normalem Gehen auf einem Laufband

Titel der klinischen Prüfung:

Etablierung und Evaluation eines neuartigen lichtoptischen Messsystems zur Untersuchung von Becken und Wirbelsäule unter dynamischen Bedingungen

Sehr geehrte Probanden,

mit der Rasterstereographie steht seit den 1980er Jahren ein lichtoptisches, nicht-invasives und kontaktfreies Messverfahren zur dreidimensionalen Vermessung des Beckens und der Wirbelsäule zur Verfügung. Basierend auf dem Prinzip der Triangulation ermöglicht es eine zuverlässige und exakte Untersuchung bei medizinischen Fragestellungen des Rücken und des Beckens.

Bei dieser Studie soll eine dreidimensionale Vermessung des Beckens und der Wirbelsäule unter dynamischen Bedingungen auf einem Laufband durchgeführt werden um Referenzwerte für normales Gehen unter unterschiedlichen Laufgeschwindigkeiten zu bestimmen.

Dafür müssen sie bei den Laufgeschwindigkeiten 1 km/h, 2 km/h, 4 km/h und 5 km/h barfuß und mit vollständig entkleidetem Oberkörper auf einem Laufband gehen. Der 4D-Rasterstereograph erfasst mithilfe von drei Markern, die auf Ihren Rücken geklebt werden, die Bewegungen der Wirbelsäule und des Beckens völlig strahlungs- und berührungsfrei.

Zweck der wissenschaftlichen Untersuchung:

Im Rahmen der Studie soll eine dreidimensionale Vermessung des Beckens und der Wirbelsäule unter dynamischen Bedingungen auf einem Laufband durchgeführt werden um Referenzwerte für normales Gehen unter unterschiedlichen Laufgeschwindigkeiten zu bestimmen

Mögliche Risiken, Beschwerden und Begleiterscheinungen:

Bei der Untersuchung der Haltung durch den Rasterstereographen kommt es zu keinen Risiken, da das Gerät völlig strahlungs- und berührungsfrei misst.

Freiwilligkeit:

Ihre Teilnahme ist freiwillig und erfolgt unentgeltlich. Sie können jederzeit, auch ohne Angaben von Gründen, Ihre Teilnahmebereitschaft widerrufen.

Datenschutz:

Mir ist bekannt, dass bei dieser Studie personenbezogene Daten, insbesondere medizinische Befunde, über mich erhoben, gespeichert und ausgewertet werden. Die Verwendung der Angaben über meine Gesundheit erfolgt nach gesetzlichen Bestimmungen und setzt vor der Teilnahme an der Studie folgende freiwillig abgegebene Einwilligungserklärung voraus. Das heißt, ohne die nachfolgende Einwilligung kann ich nicht an der Studie teilnehmen.

Vertraulichkeit der Daten / Datenschutz:

Alle im Rahmen der Untersuchungen erhobenen personenbezogenen Daten werden entsprechend der ärztlichen Schweigepflicht und den gesetzlichen Bestimmungen des Datenschutzes vertraulich behandelt. Die Weitergabe von Daten und ihre wissenschaftliche Auswertung erfolgt anonymisiert, d.h. ohne Angabe Ihres Namens und werden niemandem, außer Ihnen selbst zugänglich gemacht. Die Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität hat dieses Projekt beurteilt und festgestellt, dass keine ethischen oder rechtlichen Bedenken gegen die Durchführung dieser Untersuchungen bestehen.

Einwilligungserklärung zum Datenschutz:

- 1) Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen dieser Studie erhobene Daten, insbesondere Angaben über meine Gesundheit, erhoben, in Papierform oder auf elektronischen Datenträgern in der Klinik für Unfall- und Handchirurgie des Universitätsklinikums aufgezeichnet und gespeichert werden.
- 2) Ich bin darüber aufgeklärt worden, dass ich meine Einwilligung in die Aufzeichnung, Speicherung und Verwendung meiner Daten jederzeit widerrufen kann.
- 3) Ich erkläre mich damit einverstanden, dass meine Daten nach Beendigung oder Abbruch der Studie 5 Jahre aufbewahrt werden. Danach werden meine personenbezogenen Daten gelöscht.

Einwilligungserklärung:

Über Inhalt, Ablauf und Tragweite der geplanten Untersuchung wurde ich aufgeklärt. Die Probandeninformation habe ich gelesen, verstanden und alle meine Fragen konnten geklärt werden.

Ort, Datum

Unterschrift Proband

Ort, Datum

Unterschrift Doktorand

Anhang zu Literaturverzeichnis Nummer 69:


[Systems](#)
[Software](#)
[Applications](#)
[Support](#)
[Contact](#)
[Login](#)

Out of this world motion capture for Gravity

[BACK TO PRESS LISTING](#)

21/11/2013

Framestore invests in 16 Vicon T40 cameras to enable unbeatable pre-visualisation for space scenes in Hollywood blockbuster, Gravity

Vicon, the motion capture technology specialists for the entertainment, defence, life sciences and engineering industries, announced today that its T-Series motion capture cameras were used on acclaimed 3D science fiction thriller and space blockbuster, [Gravity](#).

Gravity was directed, co-written, co-produced and co-edited by Alfonso Cuarón. It stars Sandra Bullock and George Clooney as astronauts who dramatically survive the mid-orbit destruction of a space shuttle and attempt to return to Earth. It was released on 3 October in the US - achieving a record-breaking opening weekend - and 8 November in the UK.

Framestore invested in the T40 cameras and integrated them with Blade - Vicon's innovative data capture and data processing system - to help create complex and extremely realistic visual effects. 'The pinpoint accuracy of today's motion capture cameras have given directors the confidence that

As Mark Hughes said in a Gravity review for Forbes, 'you've never seen anything like the visual experience of this film. It's akin to the visual effects leaps represented by 2001: A Space Odyssey, Star Wars, and Avatar. So realistic and breathtaking, in fact, that you'll forget you're watching special effects, and feel as if the movie were actually shot in space.'

'This was Framestore's most ambitious project to date and involved working with world class actors. So the motion capture had to be in the same league, with to-the-point accuracy and the best post-processing flexibility. Equally, it was important that the crew were familiar with the technology and it would work exactly as expected. The Vicon cameras enabled outstanding clarity and realism in an unfamiliar environment, making the unknown appear familiar and believable,' said Ben Guthrie, motion capture supervisor at Framestore.

Moorhouse concluded: 'It's great to see the extraordinary results that have been achieved by Framestore using Vicon technology. They should be truly proud of their work on Gravity and we are delighted that they will be using our system on another hotly anticipated sci-fi film, Jupiter Ascending.'


[Systems](#)
[Software](#)
[Applications](#)
[Support](#)
[Contact](#)
[Login](#)

complex and extremely realistic visual effects. The pinpoint accuracy of today's motion capture cameras have given directors the confidence that they can now deliver on their creative vision,' said Imogen Moorhouse, CEO, Vicon.

proud of their work on Gravity and we are delighted that they will be using our system on another hotly anticipated sci-fi film, Jupiter Ascending.'

Vicon at a glance	The Company	Systems	Software	Application	Support	Contact
Vicon has revolutionized the motion capture industry since 1984, consistently pushing the boundaries of what is possible. It's not the awards that drive us, it is the needs of our customers in over 70 countries around the world and the amazing work they do with our technology.	About People Press Events Employment	T-Series Bonita Cara Vicon Devices Accessories	Blade Cara Tracker Nexus Polygon BodyBuilder Other Vicon Software boujou	Life Sciences Engineering Entertainment Case Studies The Standard	My Vicon Training Support Plans Installation FAQs Forums	Denver +1 303.799.8686 Los Angeles +1 310.306.6131 Oxford +44 (0)1865 261 800 Singapore +65 6400 3500 Resellers



©Vicon Motion Systems Ltd. UK registered no. 1801446








Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere an Eides statt, dass die Dissertation selbstständig und ohne unzulässige fremde Hilfe erstellt und die hier vorgelegte Dissertation nicht von einer anderen Medizinischen Fakultät abgelehnt worden ist.

15. November 2015, Juliane Hamm