

Aus dem Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie (ZOU)
der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Intra-Individuelle Konstanz von rasterstereographisch gemessenen
Bewegungsmustern im Gang

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der
Medizin
der Universitätsmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Friederike Marlene Elsbet Werthmann
aus Darmstadt

Mainz, 21.Mai
2026

Wissenschaftlicher Vorstand: Univ.-Prof. Dr. med. Philipp Drees

1. Gutachter: Univ.-Prof. Dr. med. Philipp Drees

2. Gutachter: PD Dr. med. habil. Max Jägersberg

Tag der Promotion: 21. Mai 2026

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Tabellenverzeichnis	IV
Abbildungsverzeichnis	V
Abkürzungsverzeichnis	VIII
1 Einleitung	1
2 Literaturdiskussion	3
2.1 Anatomische Grundlagen der Wirbelsäule und des Beckens	3
2.1.1 Biomechanische Eigenschaften der Wirbelsäule	5
2.1.2 Oberflächenlandmarken des Rückens	8
2.2 Der menschliche Gang	9
2.2.1 Systematik des Ganges	9
2.2.2 Geschwindigkeitsabhängige Veränderungen des menschlichen Ganges	11
2.2.3 Bewegungen der Wirbelsäule und des Beckens beim Gehen	12
2.2.4 Individualität des Ganges	17
2.2.5 Einfluss des Aktivitätslevels auf die Konstanz des individuellen Gangmusters	19
2.3 Techniken der Wirbelsäulenvermessung	20
2.3.1 Untersuchungsmethoden des Ganges und Wirbelsäulendynamik	20
2.3.2 Entwicklung der rasterstereographischen Wirbelsäulenvermessung	23
2.3.3 Rasterstereographische Wirbelsäulenanalyse im Gang: das MotionLab	25
2.4 Testgütekriterium Reliabilität	28
2.4.1 Reliabilität des DIERS 4Dmotion® Lab	29
2.4.2 Unterschiedliche Ansätze zur Interpretation der Reliabilität	30
2.5 Ziele des Forschungsvorhabens	30
3 Probanden, Material und Methoden	32
3.1 Darstellung des Probandenkollektivs und Rekrutierung	32
3.2 Ein- und Ausschlusskriterien	33
3.3 2-Minuten-Gehtest	35
3.4 Fragebogen zur körperlichen Aktivität: Habitual Physical Activity (HPA)	35
3.5 Untersuchungsgerät	36
3.6 Studienablauf	36
3.6.1 Vorbereitung der Datenerhebung	37
3.6.2 Versuchsaufbau	38
3.6.3 Nachbearbeitung von Messartefakten	40
3.6.4 Datenaufbereitung und Visualisierung der Messergebnisse	40

3.7	Statistische Testung	43
3.8	Primäre Fragestellung	44
3.8.1	Einteilung des Probandenkollektivs.....	46
3.8.2	Fallzahlplanung.....	46
3.8.3	Berechnung der Intraklassenkorrelation	47
3.9	Sekundäre Fragestellung	48
3.9.1	Einfluss des Aktivitätslevels auf die intraindividuelle Konstanz	48
3.9.2	Visuelle Darstellung individueller Bewegungsmuster	49
4	Ergebnisse	49
4.1	Darstellung der Probandengruppe (Alter, Geschlecht, BMI)	50
4.1.1	Dropouts	50
4.2	Ergebnisse der Einschlusstests	52
4.2.1	Ergebnisse 2-Minuten-Gehtest	53
4.2.2	Ergebnisse des Fragebogens HPA zur körperlichen Aktivität	54
4.3	Ergebnisse zur intraindividuellen Konstanz der Wirbelsäulen- und Beckenbewegung beim Gehen...55	
4.3.1	Ergebnisse zur Konstanz der maximalen Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens beim Gehen	56
4.3.2	Ergebnisse zur Konstanz des Zeitpunktes der maximalen Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens in Relation zum Gangzyklus.....	61
4.4	Ergebnisse im Bezug zu den sekundären Fragestellungen	69
4.4.1	Einfluss des Aktivitätsniveaus auf die Bewegungskonstanz.....	69
4.4.2	Einzelfallbetrachtungen, Visualisierte Schwingungskurven	72
5	Diskussion	80
5.1	Diskussion der Ergebnisse des 2-Minuten-Gehtestes	81
5.2	Diskussion der Ergebnisse der primären Fragestellung zur intraindividuellen Konstanz	82
5.2.1	Diskussion der Ergebnisse der Rotationsamplitude	82
5.2.2	Diskussion der Ergebnisse des Zeitpunktes der maximalen Rotation	87
5.2.3	Diskussion der Ergebnisse der Beckenrotation	92
5.2.4	Diskussion der Bewertung der Reliabilität des Untersuchungsgerätes	94
5.3	Diskussion der Ergebnisse der sekundären Fragestellung.....	95
5.3.1	Diskussion der Ergebnisse des Einflussfaktors des Aktivitätslevels auf die intraindividuelle Konstanz.....	96
5.3.2	Diskussion der Ergebnisse der Einzelfallbetrachtungen	96
5.4	Beurteilung von Material und Methoden	98
5.4.1	Akquise der Probanden	98
5.4.2	Auswahlkriterien zur Studienteilnahme	99
5.4.3	Beurteilung des Versuchsaufbaus.....	101
5.4.4	Beurteilung des Untersuchungsgerätes	103

6	Zusammenfassung der Arbeit.....	106
7	Literaturverzeichnis.....	108
8	Anhang- Dokumenten- und Abbildungsanhang.....	115
	Danksagung	146

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Durchschnittliches Bewegungsausmaß der Wirbelsäulenabschnitte; Lateralflexion und Rotation beschreiben das Bewegungsausmaß zu einer Seite (27)	5
Tabelle 2: Durchschnittliche Phasen eines standardisierten Gangzyklus beginnend mit dem rechten Bein.....	10
Tabelle 3: Mittelwert und Standardabweichung von Alter, Gewicht, Körpergröße, BMI des Probandenkollektivs	50
Tabelle 4: Übersicht der von der Analyse ausgeschlossenen Messungen und deren Ausschlussgründe	51
Tabelle 5: Ergebnisse des 2-Minuten-Gehtests: Mittelwerte und Standardabweichungen aller Probanden am ersten und dritten Untersuchungstag	53
Tabelle 6: Ergebnisse des HPA Aktivitätsfragebogen bei einer Gesamtheit von 25 Probanden	54
Tabelle 7: Referenzdaten Baecke Questionnaire (111).....	131

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung der Bewegungsebenen und -achsen der Wirbelsäulensegmentes im Raum (34)	6
Abbildung 2: Lage der longitudinalen Rotationsachse der Brustwirbelsäule (A) und der Lendenwirbelsäule (B) (35)	7
Abbildung 3: Axiale Rotation der thoracolumbalen Wirbelsäule beim Gehen (nach: Gregersen GG, Lucas DB. Axial rotation of the thoracolumbar spine during walking. J Bone Joint Surg Am. 1967;49(2):247–262) (35)	13
Abbildung 4: Abbildung oben: netzförmiges Raster; Abbildung unten: Linienraster (85)	23
Abbildung 5: a) Stereophotographie b) Rasterstereographie (85)	24
Abbildung 6: Darstellung der Rückenoberfläche durch das Diers 4Dmotion® Lab: links: Wirbelsäulenrekonstruktion; Mitte: Rückentopogramm der mittleren Krümmung; rechts: Rückentopogramm der Gauß'schen Krümmung (44)	26
Abbildung 7: Darstellung der axialen Wirbelkörperrotationen.....	28
Abbildung 8: Skizze des Aufbaus des Motionlabs (88).....	28
Abbildung 9: Rohdatenausgabe der Schwingungskurve eines Probanden über drei Gangzyklen bei 2 km/h...42	
Abbildung 10: Geglättete Kurve der Wirbelkörper-/Beckenrotation eines Probanden im SGZ bei 2 km/h.....43	
Abbildung 11: CONSORT Flussdiagramm zu Akquise und Dropouts	52
Abbildung 12: Dargestellt ist die durchschnittliche Gehstrecke aller Probanden des 2-Minuten-Gehtests . Analyse der Messwerte aller Probanden. Blau: Gehstrecke des ersten Messtages, Orange: Gehstrecke des dritten Messtages. Die Boxplots zeigen Median, Interquartilsabstand sowie Ausreißer; das Kreuz markiert den Mittelwert.	54
Abbildung 13: Mittelwerte des Aktivitätsfragebogen HPA aller Probanden mit Angabe der Standardabweichung; Die Y-Achse zeigt die errechneten Dimensionen des Scores. Der Workindex misst die körperliche Arbeitsbelastung, der Freizeitindex gibt Auskunft über den Umfang der aktiven Freizeitgestaltung. Der Sportscore zeigt die Häufigkeit und Intensität sportlicher Aktivitäten. Der Sportindex fasst alle sportbezogenen Aktivitäten zusammen und bewertet die sportliche Aktivität insgesamt. Der HPA ist ein gewichteter Wert basierend auf den 4 Dimensionen Work-, Freizeit-, Sportindex und Sportscore. Auf der X-Achse ist der dimensionslose Wert des Scores aufgetragen.	55
Abbildung 14: Darstellung der ICC-Werte der maximalen Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens für alle Probanden (2 km/h und 4 km/h kombiniert). Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 %-Konfidenzintervallen (n = 44 Messungen je Messtag).....	57
Abbildung 15: Darstellung der ICC-Werte der maximalen Rotationsamplitude für weibliche Probanden (2 km/h und 4 km/h kombiniert). Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 %-Konfidenzintervallen (n = 26 Messungen je Messtag).....	58

Abbildung 16: Darstellung der ICC-Werte der maximalen Rotationsamplitude für männliche Probanden (2 km/h und 4km/h kombiniert). Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 %-Konfidenzintervallen (n = 24 Messungen je Messtag).....	59
Abbildung 17: Darstellung der ICC-Werte der maximalen Rotationsamplitude für alle Probanden bei 2 km/h. Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95% Konfidenzintervallen (n = 46 Messungen je Messtag).	60
Abbildung 18: Darstellung der ICC-Werte der maximalen Rotationsamplitude für alle Probanden bei 4 km/h. Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % - Konfidenzintervallen (n = 50 Messungen je Messtag)....	61
Abbildung 19: Darstellung der ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen Rotation der Wirbelkörper und des Beckens (2 km/h und 4 km/h kombiniert, Gesamtkollektiv). Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % - Konfidenzintervallen (n = 25 Messungen je Messtag).	62
Abbildung 20: Darstellung der ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen Rotation der Wirbelkörper und des Beckens (2 km/h und 4 km/h kombiniert, 13 weibliche Probanden). Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % - Konfidenzintervallen (n = 26 Messungen je Messtag).....	63
Abbildung 21: Darstellung der ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen Rotation der Wirbelkörper und des Beckens (2 km/h und 4 km/h kombiniert, 12 männliche Probanden). Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % - Konfidenzintervallen (n = 24 Messungen je Messtag).....	64
Abbildung 22: Darstellung der ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen Rotation der Wirbelkörper und des Beckens (2 km/h, Gesamtkollektiv). Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % - Konfidenzintervallen (n = 44 Messungen je Messtag).	65
Abbildung 23: Darstellung der ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen transversalen Rotation der Wirbelkörper und des Beckens (4 km/h, Gesamtkollektiv). Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % - Konfidenzintervallen (n = 25 Messungen je Messtag).	66
Abbildung 24: Darstellung der ICC-Werte des Zeitpunktes der maximalen transversalen Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens bei 2 km/h. Die Werte basieren auf Messdaten von jeweils zwei Messtagen ohne Geschlechtertrennung. Blaue Balken zeigen die Ergebnisse von Messtag 1 zu Messtag 2, orangefarbene Balken die Ergebnisse von Messtag 1 zu Messtag 3. Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % - Konfidenzintervallen (n = 44 Messungen je Messtag).....	67
Abbildung 25: Darstellung der ICC-Werte des Zeitpunktes der maximalen transversalen Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens bei 4 km/h. Die Werte basieren auf Messdaten von jeweils zwei Messtagen ohne Geschlechtertrennung. Blaue Balken zeigen die Ergebnisse von Messtag 1 zu Messtag 2, orangefarbene Balken die Ergebnisse von Messtag 1 zu Messtag 3. Die Fehlerindikatoren entsprechen den % - Konfidenzintervallen (n = 44 Messungen je Messtag).	68
Abbildung 26: Darstellung der ICC-Werte der maximalen transversalen Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens bei Probanden mit einem Aktivitätsniveau oberhalb des Medians der Kohorte. Die Werte basieren auf Messdaten aller drei Messtage bei Gehgeschwindigkeiten von 2 km/h und 4 km/h, ohne Geschlechtertrennung. Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % - Konfidenzintervallen (n = 44 Messungen pro Messtag).....	70
Abbildung 27: Darstellung der ICC-Werte der maximalen Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens bei Probanden mit einem Aktivitätsniveau unterhalb des Medians. Die Werte basieren auf	

Messdaten aller drei Messtage bei Gehgeschwindigkeiten von 2 km/h und 4 km/h, ohne Geschlechtertrennung. Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % Konfidenzintervallen (n = 44 Messungen pro Messtag).....	71
Abbildung 28: Proband Nr. 24, Darstellung von drei Gangzyklen gemessen bei 2 km/h Erstmessung (obere Abbildung), erste Wiederholungsmessung (mittige Abbildung) sowie zweite Wiederholungsmessung (untere Abbildung); es zeigt sich ein charakteristisches Bewegungsmuster bei geringen Differenzen zwischen den Schritten und Messtagen.	74
Abbildung 29: Proband Nr. 24, SGZ bei 2 km/h; Darstellung der Erstmessung (oben), der Wiederholungsmessung (mittig), sowie der zweiten Wiederholungsmessung (unten). Es zeigt sich ein harmonisches Schwingungsmuster der Wirbelkörper und des Beckens.	75
Abbildung 30: Proband Nr. 21, SGZ bei 4 km/h Darstellung der Erstmessung (oben), der Wiederholungsmessung (mittig), sowie der zweiten Wiederholungsmessung (unten). Die Darstellungen der Messtage zeigen das charakteristische Schwingungsmuster des Probanden mit geringer Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens. Das Bewegungsmuster bei 4 km/h ähnelt dem Muster bei 2 km/h.	76
Abbildung 31: Proband Nr. 21, SGZ bei 2 km/h, Darstellung der Erstmessung (oben), der Wiederholungsmessung (mittig), sowie der zweiten Wiederholungsmessung (unten); die Darstellungen der Messtage zeigen das charakteristische Schwingungsmuster des Probanden mit geringer Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens.	77
Abbildung 32: Proband Nr. 16, SGZ bei 2 km/h (oben) sowie bei 4 km/h (unten), Erstmessung; es zeigt sich ein charakteristisches Schwingungsmuster der Wirbelkörper und Becken, zu großen Teilen nur auf einer Seite der Symmetrielinie. Der schwarze Kasten markiert den Versatz des Rotationszeitpunktes bei 4 km/h.	78
Abbildung 33: Proband Nr. 07: Darstellung SGZ bei 2 km/h; Es zeigt sich eine mehrgipflige Schwingungskurve.	79
Abbildung 34: Proband Nr. 07, Rohdatendarstellung von 3 Gangzyklen bei 2 km/h, Es zeigt sich eine mehrgipflige Schwingungskurve. Die Gipfel sind durch Rechtecke hervorgehoben.....	79

Abkürzungsverzeichnis

BMI	=	Body Mass Index
C7	=	7. Halswirbel
DRKS	=	Deutsches Register Klinischer Studien
HPA	=	Habitual Physical Activity Measurement
ICC	=	Intra Class Correlation
IMBEI	=	Institut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik
ISZB	=	Interprofessionelles Studienzentrum für Bewegungsforschung
KI	=	Künstliche Intelligenz
L4	=	4. Lendenwirbel
L5	=	5. Lendenwirbel
MRT	=	Magnetresonanztomographie
MVPA	=	Moderate to Vigorous Physical Activity
NAS	=	numerische Analogskala
SIPS	=	Spina iliaca posterior superior
SOP	=	Standard operating procedure
VP	=	Vertebra Prominens
WHO	=	World Health Organization
2MWT	=	2-Minuten-Gehtest

1 Einleitung

Der menschliche bipede Gang ist eine komplexe gekoppelte Bewegung, die aus zeitlich koordinierten Teilbewegungen verschiedener Körperabschnitte besteht. Die Bewegungen der Extremitäten sind direkt beobachtbar, während die Analyse der Bewegungen des Rumpfes, bestehend aus Schultergürtel, Becken und der Wirbelsäule, bereits einer genaueren Betrachtung bedarf. Insbesondere die segmental aufgebaute Wirbelsäule ist durch direkte Betrachtung nur unzureichend messbar (1-3). Im Laufe des 20. Jahrhunderts verlagerte sich der Fokus der Forschung zunehmend von rein beobachtenden Ansätzen hin zu quantifizierbaren Messmethoden, dabei lag der Schwerpunkt lange Zeit auf den Bewegungen der Extremitäten (4). In den letzten Jahrzehnten rückten mit der Entwicklung weiterer Untersuchungsmethoden, vermehrt die dynamischen Bewegungen des Rumpfes und der Wirbelsäule in den Mittelpunkt wissenschaftlicher Untersuchungen (5). Während die Röntgenkinematographie zwar eine detaillierte Analyse bietet, ist sie jedoch aufgrund der Strahlenbelastung für die langfristige Forschung und klinische Anwendung nicht geeignet (6). Die Messmethode auf Basis der Rasterstereographie hingegen stellt eine strahlungsfreie Methode zur dynamischen Beurteilung der Wirbelsäulenbewegung dar. Unabhängig davon existieren weitere Messmethoden mit abweichendem Untersuchungsprinzip, die als Standard in der Bewegungsanalyse verwendet werden. Hierbei wird das VICON-System als Goldstandard angesehen, da es durch die Verwendung von Markern auf der Haut eine hohe Präzision in der Extremitätenanalyse erreicht. Jedoch konnten Studien zeigen, dass Marker-basierte Systeme anfällig für Fehler sind, die durch die Bewegungen des Weichgewebes verursacht werden (7). Dies kann insbesondere bei der Analyse komplexer Bewegungsmuster, wie bei der Wirbelsäule, problematisch sein. Das für diese Studie eingesetzte Ganganalysesystem DIERS 4Dmotion® Lab, ermöglicht die dynamische Beurteilung des Zusammenwirkens von Wirbelsäule und Becken. Im Unterschied zu anderen Systemen arbeitet die Messmethode überwiegend markerfrei, was eine größere Bewegungsfreiheit der Probanden und eine genauere Erfassung der Wirbelsäulenbewegungen ermöglicht, ohne das Bewegungsverhalten zu beeinflussen. Trotz zahlreicher Studien bleibt die detaillierte Analyse der segmentalen Wirbelsäulenbewegungen aufgrund ihrer komplexen Anatomie und funktionelle Dynamik eine Herausforderung (8).

In vorherigen Studien wurde eine hohe Validität und Reliabilität (9, 10) des Untersuchungsgerätes sowohl für statische (11, 12) als auch eine hohe Reliabilität für dynamische Messungen der Wirbelsäulenbewegungen nachgewiesen (13, 14).

Die Validität der Markerdetektion bei dynamischer rasterstereographischer Vermessung ist durch mehrere Studien belegt (13, 15). Auf Grundlage der Flächenkrümmungen der Rückenoberfläche kann mit dem System eine 3D-Rekonstruktion der Wirbelsäule erstellt werden (16, 17).

Forschungen zu den segmentalen Bewegungen der Wirbelsäule beim Gehen in unterschiedlichen Geschwindigkeiten wurden sowohl an gesunden Probanden als auch an Personen mit Dorsopathien durchgeführt. Darüber hinaus existieren Untersuchungen mit statischem Fokus, die geschlechtsspezifische Unterschiede analysierten (18, 19). Ergänzend wurden grundlegende Parameter der Bewegungsanalyse im Hinblick auf mögliche Typen von Gangmustern untersucht (20, 21). Die bisherigen Arbeiten zeigen, dass die segmentalen Bewegungen der Wirbelsäule beim Gehen unter standardisierten Bedingungen eine hohe intraindividuelle Konstanz aufweisen, zugleich jedoch interindividuelle Unterschiede deutlich werden (22).

Diese Erkenntnisse bilden die Grundlage für die vorliegende Untersuchung und stützen die Annahme, dass sich die Konstanz der Bewegungsmuster mithilfe objektiver Verfahren wie der Rasterstereographie erfassen lässt. Ziel dieser Dissertation ist es daher, die intraindividuelle Konstanz der Wirbelsäulenbewegungen während des Gehens zu analysieren. Im Mittelpunkt steht die Frage, ob die Bewegungsmuster über verschiedene Zeitpunkte hinweg stabil bleiben und in welchem Ausmaß diese Stabilität durch rasterstereographische Messmethoden quantifiziert werden kann. Die Beantwortung dieser Fragestellung könnte einen Beitrag zur Weiterentwicklung diagnostischer Verfahren in der Orthopädie leisten.

2 Literaturdiskussion

Im Folgenden wird die Literaturdiskussion thematisch gegliedert, um die Relevanz des Forschungsvorhabens einzuordnen und die zentralen Aspekte übersichtlich darzustellen. Zunächst wird die Anatomie der Wirbelsäule sowie ihre biomechanischen Eigenschaften beschrieben. Ergänzend werden die Oberflächenlandmarken des Rückens erläutert, die für die Untersuchung von Bewegungen herangezogen werden können. Darauf aufbauend folgt ein Überblick über das Gehen als Bewegungsform: von seiner systematischen Einordnung über den Einfluss der Ganggeschwindigkeit bis hin zu den Bewegungen von Wirbelsäule und Becken während des Gehens. Ein besonderer Fokus liegt dabei auf der Individualität des Ganges, die den Kern der vorliegenden Arbeit bildet. Ergänzend wird der Einfluss des Aktivitätslevels auf die Gangausführung und die Konstanz der Bewegungsmuster betrachtet. Anschließend werden bestehende Untersuchungsmethoden zur Analyse von Wirbelsäulenbewegungen vorgestellt und deren Limitationen aufgezeigt. Daran schließt sich die Darstellung an, wie das in dieser Arbeit eingesetzte Messverfahren eine methodische Lücke schließen und neue Vorteile bieten kann. Daraufhin wird der Begriff der Reliabilität eingeführt und die bisherige Evidenz zur Reliabilität des verwendeten Gerätes zusammengefasst.

Zum Abschluss werden die Ziele der Arbeit sowie die primäre und sekundäre Fragestellung der Studie dargestellt.

2.1 Anatomische Grundlagen der Wirbelsäule und des Beckens

Die Wirbelsäule verbindet den oberen Körperabschnitt mit dem Becken. Sie besteht aus den Bauelementen Wirbelkörper (corpus vertebrae), Bandscheiben (Disci intervertebrales), Bändern (Ligamenten) und Muskeln. Das Bauprinzip umfasst 24 einzelne Knochen (33- 34 Wirbel), die über 23 Synchondrosen stabil miteinander verbunden sind (24, 25). Die Wirbelsäule wird in fünf Abschnitte, mit jeweils anatomischen sowie biomechanischen Besonderheiten, unterteilt. Sie besteht aus 7 Halswirbeln (Halswirbelsäule (HWS) mit C1 bis C7), 12 Brustwirbeln (Brustwirbelsäule (BWS) mit T1 bis T12), 5 Lendenwirbeln (Lendenwirbelsäule (LWS) mit L1 bis L5), 5 Kreuzwirbeln welche zum Os sacrum verschmolzen sind, sowie 3 bis 5 Steißwirbel, welche zum Os coccygis degeneriert sind (24). Der Aufbau eines Wirbels beinhaltet prinzipiell je einen Corpus vertebrae, Arcus vertebrae und Processus arcus vertebrae.

Dabei weist jeder Wirbelsäulenabschnitt Besonderheiten auf, auf die im Kapitel 2.1.1 eingegangen wird. Angepasst an die in den unteren Wirbelsäulenabschnitten zunehmende Last werden die Wirbelkörper von cranial nach caudal höher (25). Die 23 Disci intervertebrales befinden sich stabil verwachsen zwischen den Wirbelkörpern und machen in etwa $\frac{1}{4}$ der Gesamtlänge der Wirbelsäule aus (25, 26). Im Tagesverlauf kommt es zu einer Höhenabnahme der Bandscheiben (bis zu 2 cm) (26). Mechanisch entspricht eine Bandscheibe einem druckelastischen hydrostatischen System aus einer zugfesten Hülle (Anulus fibrosus) und wässrigem, nicht komprimierbarem Inhalt, dem Nucleus pulposus. Er dient als Stoßdämpfer und führt zu einer gleichmäßigen Druckverteilung auf die angrenzenden Deck- und Bodenplatten (27). Die Synchronrosen werden von Bändern stabilisiert, welche sich zwischen benachbarten Wirbeln oder über größere Wirbelsäulenabschnitte erstrecken (27). Das Verhältnis von Wirbelkörperhöhe zu Bandscheibendicke ist ein Indikator für die Beweglichkeit des Wirbelsäulenabschnittes (26). So nimmt die Gesamtbeweglichkeit von cranial nach caudal ab. In der Sagittalebene zeigen sich vier physiologisch alternierende Krümmungen (Doppelte S Form), die im Wesentlichen durch die keilartige Form der Wirbelkörper bestimmt werden (26). Sie sind die phylogenetische Anpassung an den bipeden Stand und die Fortbewegung und leisten einen Beitrag zur axialen Stoßdämpfung. Es findet sich in der Sagittalebene eine zervikale und lumbale Lordose, sowie eine thorakale und sakrale Kyphose (27).

Während man lange davon ausging, dass der Wirbelsäulenverlauf in der Frontalebene eine annähernd gerade Linie bildet (25), zeigen neuere Studien, dass die Wirbelsäulenmorphologie im Stehen physiologische Asymmetrien in der transversalen und frontalen Ebene aufweist und somit Normvarianten besitzt. (18, 28)

In der Transversalebene lässt sich im Stand tendenziell eine Rotation um die Longitudinalachse der Wirbelkörper der unteren BWS und LWS nach rechts beobachten. Erste Hinweise darauf liefern Auswertungen individueller Bewegungsdaten (29).

Der Beckengürtel liegt als funktionelles Bindeglied zwischen der unteren Extremität und dem Rumpf. Er wird gebildet aus zwei Ossa coxae (bestehend aus den fusionierten Knochenanteilen Os ilium, Os ischii, Os pubis) und dem Sacrum (26). Die gelenkigen Verbindungen der knöchernen Beckenanteile werden durch mehrere Synchronrosen gebildet: lumbosacraler Übergang, Iliosacralgelenke, Sacrococcygealgelenk, Intercoccygealgelenke und Pubisgelenk. Funktionell wirkt der

Beckengürtel bei der Stoßdämpfung durch knöcherne Verformbarkeit sowie Gelenkbeweglichkeit mit geringem Bewegungsausmaß mit. Im Iliosakralgelenk, eine durch straffe Bänder gesicherte Amphiarthrose zwischen Os ilium und Os sacrum, kann in der Sagittalebene eine Nutation (Sacrum Flexion und Ilium posterior) und Kontranutation durchgeführt werden mit einem Bewegungsausmaß von 2° bis 4°. (30)

2.1.1 Biomechanische Eigenschaften der Wirbelsäule

Wie bei anderen Skelettkonstruktionen, ist auch bei der Wirbelsäule ein Kompromiss zwischen Stabilität und Beweglichkeit zu beobachten. Durch die Elastizität und Flexibilität der Bandscheiben und des Bandapparates, kann in jedem Bewegungssegment eine geringgradige Bewegung ausgeführt werden. (26) Die geringe Beweglichkeit der einzelnen Synchondrosen wird durch ihre große Anzahl kompensiert (25). Tabelle 1 stellt die kumulative Bewegungsamplitude der verschiedenen Wirbelsäulenabschnitte in der Transversalebene bzw. Sagittalebene dar.

Tabelle 1: Durchschnittliches Bewegungsausmaß der Wirbelsäulenabschnitte; Lateralflexion und Rotation beschreiben das Bewegungsausmaß zu einer Seite (27)

	HWS	BWS	LWS
Ventralflexion	65°	35°	50°
Dorsalextension	40°	25°	35°
Lateralflexion	35°	20°	20°
Rotation	50°	35°	5°

Die Bewegungsrichtung wird im Wesentlichen durch die Stellung der Gelenkfortsätze der Wirbelsäulenabschnitte geführt (26). Unter funktionellen Gesichtspunkten ist die Wirbelsäule aus Bewegungssegmenten aufgebaut. Unter einem Bewegungssegment versteht man zwei benachbarte Wirbel mit der Zwischenwirbelscheibe, den Wirbelbogengelenken und sämtlichen sie verbindenden ligamentären und muskulären Strukturen (25). Innerhalb der Wirbelsäule finden sich insgesamt 25 Bewegungssegmente, die sowohl funktionelle als auch morphologische Einheiten darstellen (27, 31). Der Vollständigkeit halber werden alle Bewegungsebenen erläutert, im Weiteren wird jedoch vor allem die Transversalebene beschrieben, da nur diese in dieser Arbeit analysiert wird.

In Abbildung 1 sind die Raumebenen und Rotationsachsen exemplarisch für ein Segment dargestellt. Dynamisch betrachtet sind in einem Bewegungssegment Drehbewegungen um drei Achsen möglich, Ventralflexion / Dorsalextension um eine transversale Achse, Lateralflexion um eine sagittale Achse und Rotation um eine longitudinale Achse. Rotation und Lateralflexion treten immer als gekoppelte Bewegungen auf. (26, 32) So konnte für die Lendenwirbelsäule gezeigt werden, dass sich alle Bewegungen von benachbarten Lendenwirbelkörpern aus gekoppelten Bewegungen von Translation und Rotation in der Sagittalebene ergeben. (26, 33)

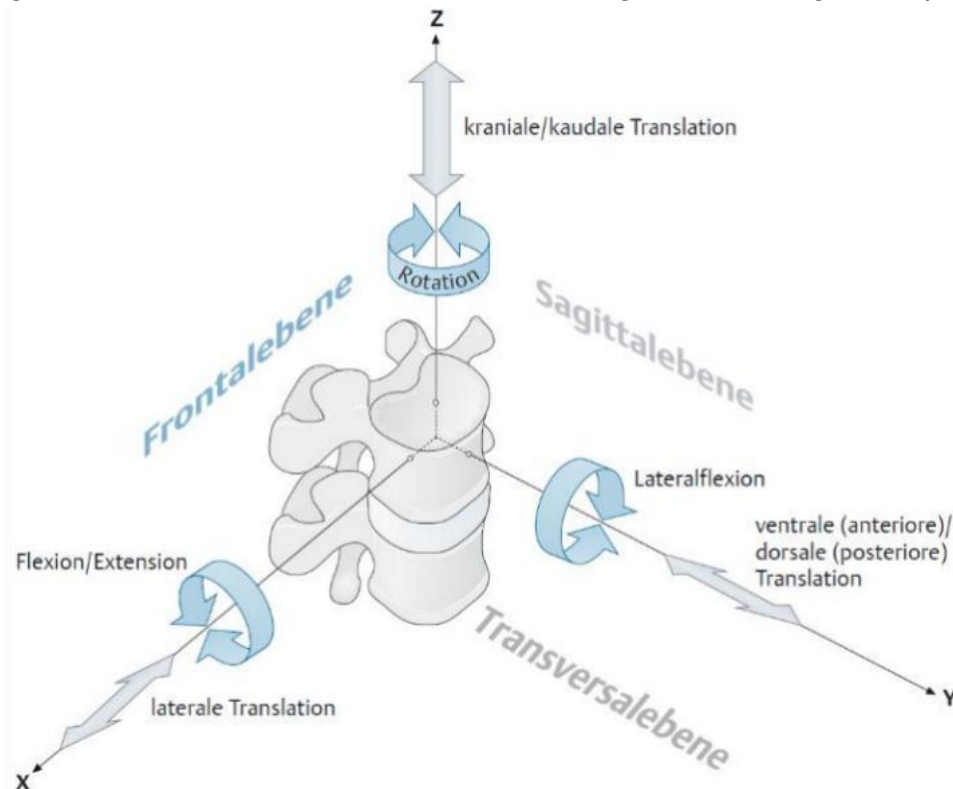


Abbildung 1: Schematische Darstellung der Bewegungsebenen und -achsen der Wirbelsäulensegmente im Raum (34)

Obwohl sich die Longitudinalachse bei Bewegungen verschiebt, kann man vereinfachend annehmen, dass sie im Bereich des Wirbelkanals liegt. Wie in Abbildung 2 gezeigt, liegt die Rotationsachse der LWS weiter dorsal als im thorakalen Wirbelsäulenabschnitt. In der BWS ist, unter anderem, durch eine weiter ventral liegende Rotationsachse ein größeres Rotationsausmaß möglich als in der LWS mit weiter dorsal liegender Rotationsachse. (35) Die Bewegungsexkursionen (Range of Motion, ROM) sind in den Bewegungssegmenten auf Grund der stabilen Verbindungen der Wirbelkörper über die Disci intervertebrales und des Bandapparates nur gering. (27)

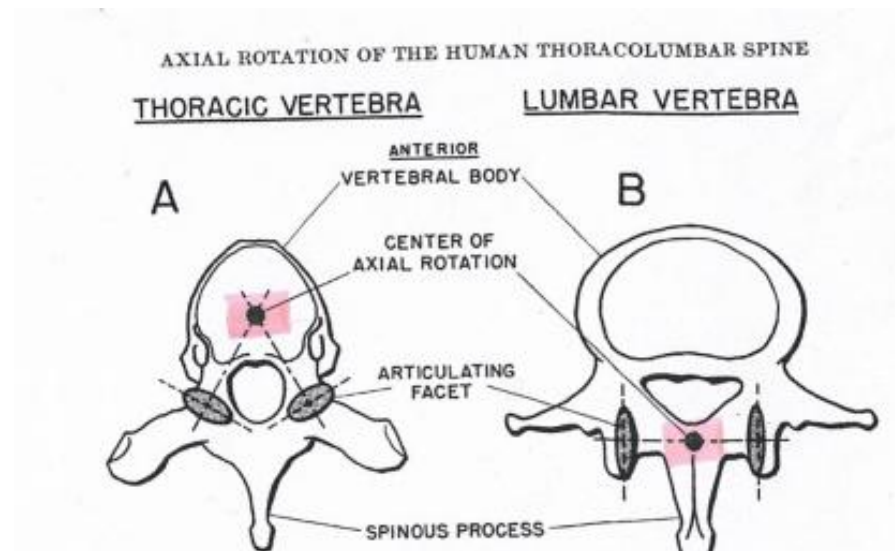


Abbildung 2: Lage der longitudinalen Rotationsachse der Brustwirbelsäule (A) und der Lendenwirbelsäule (B) (35)

Die Form und Orientierung der Gelenkflächen der Artt. zygapophysiales bestimmt wesentlich die Bewegungsführung eines Wirbelsäulensegments (36).

Um die funktionellen Eigenschaften der Wirbelsäulenabschnitte nachzuvollziehen, wird im Folgenden auf die Besonderheit der Gelenkfortsätze eingegangen. Die Halswirbelsäule trägt plane Gelenkflächen, welche um 45° nach dorsal geneigt sind. Hier ist das ROM aufgrund der besonderen Anatomie der Kopfgelenke um alle drei Hauptachsen am umfangreichsten (25). Die Brustwirbelsäule hat frontal gestellte Gelenkflächen, die oberen zeigen nach dorsal, die unteren nach ventral. Zudem sind sie ventral niedriger als dorsal, was die Brustkyphose hervorruft. Die Wirbelkörper sind über eine gelenkige Verbindung mit den Rippen in den Thorax eingebunden und zeigen geringe Beweglichkeit. (25, 37) Die Forschungsgruppe um Fujimori et al. haben in ihrer Arbeit thorakale segmentale ROM in vivo im Liegen Magnetresonanztomographie (MRT) gestützt untersucht. Sie variierten im Bereich von $0,5^\circ$ bis $2,3^\circ$. Die größte axiale Rotation fand sich zwischen T6 bis T10 ($2,3^\circ$ bis $2,6^\circ$ segmentale Rotation). (38)

Die Lendenwirbelsäule hat überwiegend sagittal orientierte Gelenkfortsätze (25). Dadurch besteht nur eine geringe Rotationsmöglichkeit für die Segmente der LWS, im Mittel eine axiale Rotation bei Gesunden zwischen $1,2^\circ$ und $1,7^\circ$ (39). Eine Ausnahme stellt die nahezu frontal orientierte Gelenkfläche von L5 dar, mit einem ROM von 2° - 5° Rotation je Seite (25).

2.1.2 Oberflächenlandmarken des Rückens

Die Rückenregionen, erstrecken sich von der Linea nuchalis superior des Os occipitale bis zum Os coccygis, entsprechend dem Bereich über der Wirbelsäule (40).

Inspektorisch sind auf der Rückenoberfläche skelettale Landmarken sichtbar. Bei nicht-invasiven Untersuchungsmethoden, wie der manuell klinischen Untersuchung und bei der rasterstereographischen Vermessung, werden u. a. anhand dieser Landmarken die einzelnen Wirbelkörper bestimmt. Das Oberflächenrelief der Regio vertebralis wird durch die mittlere Rückenfurche und durch die seitlich liegenden Muskelstränge der autochthonen Rückenmuskulatur geprägt (40). Die Procc. spinosi der Wirbelsäule zeichnen sich im Hautrelief mittig in der Regio vertebralis ab (25). Der 7. Halswirbel (C7) hat einen besonders langen Dornfortsatz und ragt am cervicothorakalen Übergang, auf Höhe der Nackenfurche, meist am stärksten hervor. Er wird als Vertebra prominens (VP) bezeichnet. Auch der Proc. spinosus von T1 als auch C6 ist oft durch die Haut erhaben sichtbar. Um den tatsächlichen Wirbelkörper C7 zu identifizieren, ist eine manuelle Untersuchung zur Differenzierung erforderlich, um C7 zu identifizieren, sollte die HWS zunächst flektiert und danach rekliniert werden. Dabei verschwindet der Proc. spinosus von C6 unter dem Lig. nuchae, während die Vertebra prominens tastbar bleibt (1). Die Methode der manuellen Untersuchung unter Flexion- Extension der HWS detektiert mit einer Genauigkeit von 77,1 % C7 korrekt (41). Dies wird auch in der Vorbereitung des Probanden für die Vermessungen dieser Studie durchgeführt (siehe auch Kapitel 3.6.1).

Im Bereich der Brustwirbelsäule laufen die Dornfortsätze schräg abwärts, daher liegt beispielsweise der Dornfortsatz des 5. Brustwirbels auf Höhe des 6. Brustwirbelkörpers (25, 27). In Neutral- Null- Stellung (Anatomische Normalstellung der Gelenke in aufrechtem Stand mit hängenden Armen, nach ventral gerichteten Daumen und parallel stehenden Füßen) kann man zur Orientierung horizontale Hilfslinien nutzen (42). So ergeben sich folgende Orientierungspunkte: Der Dornfortsatz des 3. Brustwirbels liegt auf der Verbindungslinie der beiden Spinae scapulae. Der Dornfortsatz des 7. Brustwirbels liegt auf Höhe der beiden unteren Schulterblattwinkel. (2) Der Dornfortsatz des 4. Lendenwirbels liegt auf einer Verbindungslinie zwischen der höchsten Wölbung der beiden Cristae iliacae (27, 40). Über den Spinae iliacae posteriores superiores (SIPS) sinkt die Haut meist zu kleinen Grübchen ein. Auf der gedachten Verbindungslinie liegt der 2. Sakralwirbel (2). Die kräftig entwickelte Subkutis der Rückenoberfläche ist gut verschiebbar. Über den SIPS

und über den Dornfortsätzen des 4. und/oder 5. Lendenwirbels fehlt die Einlagerung von Fettgewebe in die Subkutis, das subkutane Bindegewebe ist an diesen Stellen fest mit dem Periost verwachsen, so dass umschriebene „Grübchen“ in der Haut entstehen (40). Dadurch kann eine enge Verbindung zwischen der Bewegung der Kreuzbeingrübchen und der Beckenbewegung angenommen werden (43, 44).

Die beschriebenen Oberflächenlandmarken ermöglichen es indirekt rasterstereographisch die Bewegungen der Wirbelkörper zu erfassen. Durch die Verschiebung der Oberflächenlandmarken beim Gehen kann ein Modell der Bewegungen der Wirbelsäule erstellt werden.

2.2 Der menschliche Gang

Der menschliche Gang stellt einen zyklischen Bewegungsablauf dar, der durch das koordinierte Zusammenspiel von Muskeln und Gelenken geprägt ist (45). Im Folgenden werden die Systematik des Gehens, der Einfluss der Gehgeschwindigkeit sowie die Bewegungen von Wirbelsäule und Becken beim Gehen erläutert. Darüber hinaus wird der Einfluss des Aktivitätslevels auf die Konstanz des Ganges betrachtet, bevor die Individualität des Gangmusters auf segmentaler Ebene als zentrale Fragestellung dieser Arbeit in den Fokus rückt.

2.2.1 Systematik des Ganges

Der Gangzyklus besteht aus einer Abfolge von Stand- und Schwungphasen, die durch komplexe koordinierte Teilbewegungen charakterisiert werden (46, 47). In der Forschung wurden Normbereiche des Ganges definiert, die es ermöglichen, einzelne Phasen detailliert zu beschreiben. Perry et al. unterteilten den Gangzyklus in verschiedene Phasen, um die Analyse von Bewegungsabläufen zu erleichtern (48). Der Gangzyklus beginnt mit dem initialen Bodenkontakt eines Fußes und endet, unmittelbar bevor derselbe Fuß den Boden erneut berührt (47). Die Analyse der Bewegungsabläufe im Gangzyklus ist entscheidend, um die segmentalen Bewegungen der Wirbelsäule und des Beckens im Kontext der Gangphasen einordnen zu können. So bietet die Normierung nach Götz-Neumann eine differenzierte Betrachtungsweise, die auch für diese Studie angewendet wird (49). Für eine präzisere Darstellung des Gangzyklus werden die einzelnen Phasen des Gangzyklus in Tabelle

2 detailliert beschrieben. Hier werden die acht Hauptphasen des Gangzyklus mit ihren spezifischen Eigenschaften und ihrem prozentualen Anteil am Gesamtzyklus aufgeführt. Besonders relevant ist die Unterscheidung zwischen den Standphasen (Initial Contact, Loading Response, Mid Stance, Terminal Stance, Pre-Swing), die etwa 60 % des Zyklus ausmachen, und den Schwungphasen (Initial Swing, Mid Swing, Terminal Swing), die die restlichen 40 % umfassen (49).

Tabelle 2: Durchschnittliche Phasen eines standardisierten Gangzyklus beginnend mit dem rechten Bein

Phase	Eigenschaft	Anteil des Gangzyklus [%]
Initialer Bodenkontakt (initial contact IC)	Auftreten der Ferse des rechten Beines	0 %
Stoßdämpfungsphase (Loading response LR)	Beginn: IC rechts Ende: Anhebung linker Fuß	0 % - 12 %
Mittlere Standphase (Mid stance MSt)	Beginn: Anhebung linker Fuß Ende: Anhebung Ferse rechts	12 - 31 %
Terminale Standphase (Terminal Stance TSt)	Beginn: Fersenanhebung rechts Ende: IC links	31 - 50 %
Vorschwungphase (Pre-Swing PSw)	Beginn: IC links Ende: Abheben rechts	50 % - 62 %
Initiale Schwungphase (Initial Swing ISw)	Beginn: Abheben rechts Ende: Sprunggelenke parallel	62 % - 75 %
Mittlere Schwungphase (Mid swing MSw)	Beginn: Sprunggelenke parallel Ende: Tibia rechts vertikal zum Boden	75 % - 87 %
Terminale Schwungphase (Terminal swing TSw)	Beginn: Tibia rechts vertikal zum Boden Ende: IC rechts	87 % - 100 %

Besonders interessant für diese Studie waren der Initial contact, sowie Initial swing, da der erste Bodenkontakt, sowie der Beginn der einbeinigen Standphase auch auf Ebene der Wirbelsäule mit Veränderungen assoziiert ist (50). Der beschriebene zyklische Ablauf des Gehens wurde auf 101 Beobachtungszeiträume aufgeteilt, von 0 % bis 100 %. Die Standardisierung vereinfacht einen Vergleich und Untersuchung der verschiedenen Abschnitte des Gangzyklus und wird im weiteren als standardisierter Gangzyklus (SGZ) bezeichnet.

2.2.2 Geschwindigkeitsabhängige Veränderungen des menschlichen Ganges

Die habituelle, selbstgewählte Gehgeschwindigkeit gilt als Indikator für Mobilität und Funktionalität. Männer wählen im Mittel höhere selbstgewählte Gehgeschwindigkeiten als Frauen, was unter anderem auf Unterschiede in Beinlänge, Muskelkraft und Körpergröße zurückgeführt wird. (51) Im Alter sinkt die habituelle Geschwindigkeit bei beiden Geschlechtern signifikant ab; ab der sechsten Lebensdekade beschleunigt sich dieser Rückgang. Gründe können altersbedingte Veränderungen der Muskelkraft, des Gleichgewichtssinns und der kardiovaskulären Leistungsfähigkeit sein. (52)

Die durchschnittliche selbstgewählte Gehgeschwindigkeit wird mit etwa 84 m/min ($\pm 5,04$ km/h) angegeben (49). Männer erreichen dabei durchschnittlich 86 m/min ($\pm 5,16$ km/h) während Frauen mit 77 m/min ($\pm 4,62$ km/h) im Durchschnitt langsamer gehen (53). Werte unter 60 m/min ($\pm 3,6$ km/h) gelten als Hinweis auf eine Einschränkung der Gehfähigkeit (48).

Mit zunehmender Geschwindigkeit zeigen sich beobachtbare und quantifizierbare Veränderungen. So nehmen die Schrittlänge und die Schrittfrequenz zu, während die Dauer der Standphase verkürzt wird. Umgekehrt führt eine Reduktion der Geschwindigkeit zu verkürzten Schritten und verlängerten Stützphasen. (49) Dies bestätigt auch eine Untersuchung von Thomas et al. und unterstreicht, dass langsames Gehen zu einer signifikanten Verringerung der Schrittlänge führte, während gleichzeitig Schrittdauer und -breite zunahm. Darüber hinaus wurde gezeigt, dass die Gleichförmigkeit der Schrittlänge und -breite bei langsamerem Tempo signifikant zunimmt. (54)

Auch auf Segment- und Beckenebene kommt es zu Anpassungen. Die Beckenrotation trägt wesentlich zur Schrittlängenvergrößerung bei und nimmt mit höherer Geschwindigkeit zu (55), während auch in der Lendenwirbelsäule die Bewegungsamplituden mit steigender Geschwindigkeit zunehmen (56, 57). Auch in einer Studie von Crosbie et al. konnte gezeigt werden, dass der segmentale Rotationsumfang in der Transversalebene geringgradig zunahm ($< 2,4^\circ$), während die thorakolumbale Lateralflexion signifikant bei schnellerem Gehen anstieg (58).

Diese Effekte werden im folgenden Kapitel detaillierter anhand der segmentalen Bewegungsmuster dargestellt.

2.2.3 Bewegungen der Wirbelsäule und des Beckens beim Gehen

Die Erforschung der Bewegungen der Wirbelsäule und des Beckens beim Gehen wurden bereits in zahlreichen Studien mit unterschiedlichen Ansätzen untersucht. Zunächst wurden überwiegend Abschnitte der Wirbelsäule zusammengefasst betrachtet oder aber nur wenige Wirbelkörper isoliert betrachtet. Die unterschiedliche Methodik und sich unterscheidende Fokussierung der einzelnen Studien macht einen inhaltlichen Vergleich kaum möglich. Ein aussagekräftiges Gesamtbild der Wirbelsäulendynamik auf Segmentebene fehlte für lange Zeit. Die Untersuchungsergebnisse demonstrieren kein einheitliches Bild der Wirbelsäulenbewegungen beim Gehen und widersprechen sich zum Teil in ihren Aussagen. Neuere Studien unter Nutzung der Stereographie und des hier verwendeten Untersuchungsgerät kamen zu neuen Ergebnissen, die inhaltlich in vorherigen Annahmen nicht gezeigt werden konnten.

Die axiale Rotation der Wirbelsäule in vivo maßen Gregersen und Lucas mit einer invasiven Methode, die Steinmannnadeln in die thorakolumbalen Dornfortsätze implantierten, wodurch eine direkte Messung der Winkelveränderungen möglich wurde. (35) Ihre Ergebnisse zeigten erstmalig, dass die Wirbelkörper während des Gehens nicht starr sind, sondern geringgradige Rotationsbewegungen ausführen. Die Wirbelkörperrotationen der BWS wiesen dabei einen geringgradig größeren Rotationsumfang auf als die Wirbelkörper der LWS. Gregersen und Lucas stellten zudem individuelle Unterschiede zwischen den Probanden fest, was auf eine intraindividuelle Variabilität der Rotationsamplitude hinwies. (35) Beim Gehen auf

einem Laufband mit 4,38 km/h stellten sie fest, dass die Rotation entlang der Wirbelsäule entgegengesetzt verläuft und postulierten einen Wechsellpunkt der Rotationsrichtung auf Höhe von T6 bis T8. Oberhalb sollten die Wirbelkörper in Richtung des Schultergürtels rotieren, während sie unterhalb des Punktes in Richtung des Beckens rotierend dokumentiert wurden. Wie in Abbildung 3 dargestellt, wurde für den Bereich des Wechsellpunktes nur ein Minimum an Rotation gefunden. (35)

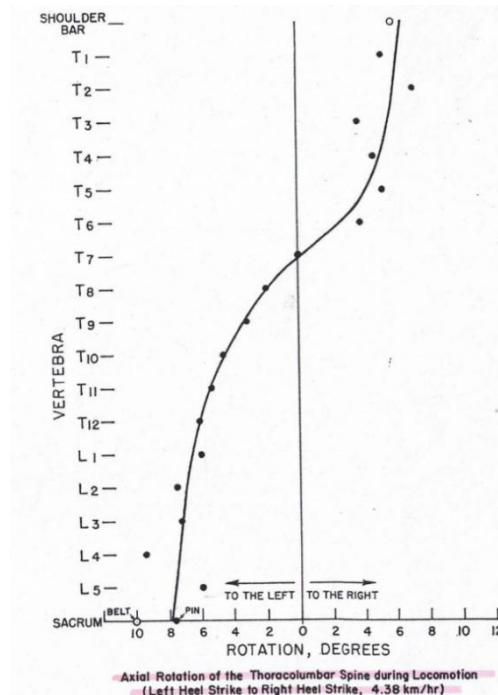


Abbildung 3: Axiale Rotation der thorakolumbalen Wirbelsäule beim Gehen (nach Gregersen und Lucas) (35)

Das Rotationsausmaß wurde, ausgehend vom Wechsellpunkt nach cranial sowie nach caudal von Wirbelkörper zu Wirbelkörper als zunehmend beschrieben. Bei T1 trat beim Gehen eine Rotation von 5° auf, während bei L5 eine Rotation von 6° in entgegengesetzte Richtung gemessen wurde. (35) Ein ähnliches, invasives Experiment führten Gunzburg et al. durch, die in ihren Studien ebenfalls Steinmannnadeln in die lumbalen Dornfortsätze implantierten. Sie fanden vergleichbare Ergebnisse hinsichtlich des ROM bei isolierten Bewegungen wie Gregersen und Lucas publizierten (59). Spätere Arbeiten mit ähnlicher Methodik bestätigten diese Befunde. Rozumalski et al. implantierten Kirschnerdrähte in den Dornfortsätzen und bestimmten Rotationsumfänge in der Lendenwirbelsäule zwischen 4,1° und 5,4° während des Gehens bei selbstgewähltem Gehtempo. Damit konnte die Größenordnung der lumbalen Rotation im Gangzyklus quantifiziert über direkte Beobachtung beschrieben werden. (60)

Mit der Weiterentwicklung nicht-invasiver Messtechniken wurden differenziertere Analysen möglich. Weitere Studien, wie die von Percy et al., nutzten die Stereographie, um die Rotation der Wirbelkörper im Lumbalbereich zu erfassen. Sie beobachteten ein gekoppeltes Bewegungsmuster der Wirbelkörper und erweiterten so die bisherigen Erkenntnisse. Eine Rotation nach rechts war mit einer gleichzeitigen Lateralflexion nach links verbunden (61).

Reziproke Bewegungen von Schultergürtel und Becken werden in vielen Studien beschrieben, wie beispielsweise bei Gregersen (35), sowie Syczewska et al. (62). Es wurde angenommen, dass es ein statischer Punkt in der Wirbelsäule existiert, von dem ausgehend eine gegensinnige Wirbelkörperrotation nach kranial bzw. kaudal vorliegt. Dieser Wechsellpunkt wird im Folgenden als Point of Intersection (Pol) bezeichnet. Der genaue Pol mit minimalem Rotationsausmaß variierte in den genannten Studien zwischen T7 und T12, was auf individuelle Unterschiede, oder aber auch auf durch das Untersuchungsprinzip hervorgerufene Unterschiede, hindeuten kann (35, 62). Der Pol wurde von Palastanga et al. in der Höhe der Bandscheibe zwischen T7 und T8 beschrieben (26), was sich mit den Ergebnissen von Gregersen und Lukas sowie Syczewska et al. deckt (35, 62). Dieser Studienlage schließt sich auch Needham et al. (63) an, welche Wirbelsäulenabschnitte untersuchten, und einen Pol auf Höhe von T8 erkannte.

Im Gegensatz zu der bisherigen Studienlage stellten sich Ergebnisse von Huthwelker et al. dar (22), sie konnten in einer Studie unter Nutzung des auch in dieser Studie verwendeten auf Stereographie basierenden Untersuchungsgerät, keinen stabilen Pol feststellen. Sie untersuchten in der ca. 200 Probanden umfassenden Studie unter anderem das Bewegungsmuster der Wirbelkörper von C7 bis L4 und des Beckens während des SGZ. In der Studie zeigte sich ein dynamischer Pol, der im Verlauf des Gangzyklus von caudal nach cranial entlang der Wirbelkörper verschoben wird. Am Anfang des SGZ beginnt der Pol zwischen L2/3 und verläuft von dort nach cranial fort bis zu T9/10. Ab der Gegenrotation des Beckens und Passierung der Nulllinie (42 % des SGZ) wandert der Pol von caudal nach cranial bis alle Wirbelkörper rotiert sind. Währenddessen beschreibt das Becken bereits eine Rotation in die Gegenrichtung und beginnt bei ca. 86 % des SGZ einen erneut ansteigenden Pol bis zur Höhe L3/4 zum Ende des SGZ. Diese detaillierte Beschreibung des zeitlichen Ablaufes der Rotationsabfolge konnte erstmalig beschrieben werden. In einem weiteren Punkt widerspricht Huthwelker et al. der bisher anerkannten Annahme, es wird im Pol ein

maximum an transversaler Rotation beschrieben, zuvor wurde stets von einem Minimum der Rotation berichtet.

Das Zusammenspiel zwischen Becken und der LWS haben unter anderem Palastanga et al. (26) untersucht. Es wurde gezeigt, dass das Becken unmittelbar vor dem Initial Contact eine Rotation nach ventral aufweist, dem Becken folgend rotierte die LWS in der Transversalebene nach ventral. Palastanga et al. (26) ergänzten außerdem, dass die transversale Rotation des Beckens aus einer Vorwärtsrotation von ca. 5°, einer neutralen Position in der Midstance sowie einer Rückwärtsrotation von ca. 5° in der Terminal-Stance-Phase besteht (26). Die Rotation des Beckens erreicht ihr Maximum kurz vor oder während der terminalen Standphase und variiert individuell, wobei die Rotationsamplitude mit zunehmender Gehgeschwindigkeit zunimmt (55).

Die Bewegungen der LWS beim Gehen untersuchten Gombatto et al. (64) unter Verwendung des optischen, markerbasierten Analysegerätes VICON. In der transversalen Ebene bewegte sich die obere Lendenwirbelsäule signifikant mehr ($4,3^\circ \pm 0,3^\circ$) als die untere Lendenwirbelsäule ($3,3^\circ \pm 0,3^\circ$). Dies widerspricht direkt den Befunden dokumentiert von Gregersen und Lucas, welche eine vermehrte kaudale Rotation der LWS bei verminderter Rotation der oberen LWS beschrieben (35). Außerdem zeigte sich in der Studie von Gombatto et al., dass Probanden mit lumbalen Rückenschmerzen eine geringere Rotationsamplitude aufweisen (64). Im Gegensatz dazu beschrieb eine Studie von Kniepert et al. unter Nutzung der Stereographie eine vermehrte Rotation der LWS in der Transversalebene von Patienten mit Rückenschmerzen beschrieben (19).

Geschlechtsspezifische Unterschiede in der Bewegungsamplitude wurden ebenfalls dokumentiert, wobei männliche Probanden eine geringere segmentale Rotationsamplitude aufwiesen als weibliche Probanden, jedoch war in der Transversalebene kein Parameter signifikant unterschiedlich (58). Den Aspekt der Geschlechtsunterschiede beleuchten Michalik et al., die mit der rasterstereographischen Vermessung die Bewegungen der einzelnen Wirbelkörper der LWS und des Beckens bei gesunden Probanden untersuchten. Sie stellten fest, dass Frauen im Vergleich zu Männern eine stärkere Lordose sowohl im Stehen als auch im Gehen aufwiesen (65). Auch in der Studie von Dindorf et al. zeigte sich ein genderspezifischer Unterschied in der Bewegungsausführung der LWS und des

Beckens, insbesondere in der Sagittal- und Frontalebene (66).¹ So war in ihren Ergebnissen der Bewegungsumfang für L1, L2 und L3 bei Frauen in der Sagittalebene größer als bei Männern (66).

Neben Geschlechtsunterschieden spielte das zunehmende Alter eine Rolle. Mit zunehmendem Alter erschien der Bewegungsumfang (axiale Rotation, Lateralflexion, Flexion/Extension) der Wirbelsäule verringert (58).

Huthwelker et al. (22) erweiterten die Anwendung nicht-invasiven Methoden und nutzten das rasterstereographische 4D-Analysesystem DIERS Formetric III um gesunde Probanden bei 5 km/h zu untersuchen um Normalwerte für segmentale Wirbelkörperbewegungen beim Gehen zu erheben.

So wurden, anders als in zuvor genannten Studien, alle Wirbelkörper zwischen C7 und L4 und das Becken in der transversalen Ebene untersucht. Eine zeitliche Standardisierung der Messwerte in Relation zum SGZ machten die Untersuchungsdaten untereinander vergleichbar. Es wurde beschrieben, dass C7, T1 und T2 sehr wenig Rotation (1,3° bis 2,7°) in transversaler Ebene bei breiter Streuung zwischen dem Auftreten der maximalen Rotation im SGZ zeigte.

Die Bewegung der BWS von T11 bis T3 in der Transversalebene erfolgt zeitgleich bei 46 % – 48 % des SGZ mit unterschiedlichem Rotationsmaximum zwischen den thorakalen Wirbelkörpern. Entgegen der bisherigen Annahme, dass die BWS-Rotation oberhalb des Pol von caudal nach cranial zunimmt, beschreibt Huthwelker et al. eine Zunahme der Rotationsamplitude von T3 zu T11. Die maximale Rotation wird mit 14° – 15° bei T7 und T8 angegeben. Das gleiche, anderen Studien widersprechende Muster, zeigt sich auch unterhalb von T11 bis zu L4 und zum Becken. Der Rotationsumfang wurde nach caudal hin abnehmend gemessen. LWS und Becken zeigten einen ähnlichen Rotationsumfang. Das Becken nimmt in der Regel seinen maximalen Rotationspunkt (Ca. 5° bei 5 km/h) am Anfang des IC (4 % des SGZ) ein.

Sie fanden heraus, dass die LWS und das Becken beim Gehen in zeitlicher Abfolge mit ähnlichen Amplituden rotieren. Die Wirbelkörper der BWS hingegen rotierten annähernd zeitgleich mit verschiedenen Amplituden. Neben den interindividuell gemeinsamen Tendenzen der Wirbelsäulenbewegungen, zeigten sich für die

¹ Anmerkung: In der Studie von Dindorf et al. wurden u. a. Datensätze dieser Studie mituntersucht.

maximale Rotationsamplitude von Becken und LWS große individuelle Unterschiede.
(22)

Zusammenfassend zeigen die Ergebnisse, dass Becken und Wirbelsäule ein dynamisches Zusammenspiel aufweisen. Die Wirbelsäule ist kein passives Strukturelement, sondern dynamisch mit den Beckenbewegungen gekoppelt. Ihre segmentalen Bewegungen variieren individuell und passen sich Geschwindigkeit und funktionellen Anforderungen an. Die Untersuchung der Wirbelsäule stellt ein dynamisches Forschungsfeld dar, ein einheitliches allseits anerkanntes Bild zum einen der Rotationsamplitude der einzelnen Wirbelkörper als auch des Verhältnisses zwischen Wirbelkörperrotationen und der Beckenposition im zeitlichen Verlauf des SGZ existiert noch nicht. Über die Studien hinweg, lassen sich viele Hinweise auf individuelle Ausprägungen eines sich von Person zu Person unterscheidenden Gangmusters finden. Im folgenden Kapitel soll dies fokussiert werden.

2.2.4 Individualität des Ganges

In vorausgegangenen Studien wurden grundlegende Parameter des Ganges untersucht und beschrieben, dabei wurden Faktoren identifiziert, die auf die Individualität der Bewegungsausführung hinweisen (35, 62, 67). Trotz vergleichbarer Voraussetzungen variiert das Gangmuster individuell, Abweichungen vom Normbereich können durch anthropometrische Merkmale oder Varianten entstehen (53). Neben diesen somatischen Aspekten nehmen auch psychische, vegetative und genetische Aspekte Einfluss auf das Gangmuster (49). Eine gewisse Schritt- zu-Schritt Variabilität ist bekannt, wobei gesunde junge Menschen im Vergleich zu älteren und kranken Personen eine größere Homogenität des Gangbildes zeigen (68). Die im Folgenden erwähnten Studien legten ihren Fokus auf verschiedene Aspekte des Gehens und beschreiben für den betrachteten Teilaspekt jeweils Anzeichen für Variation und Individualität des Gehens.

Die Studienlage zeigt, dass das Gangmuster von Person zu Person zwar große Gemeinsamkeiten aufweist, jedoch unterschiedlich ausgeprägt ist (35, 62, 67).

Murray et al. stellten fest, dass sowohl die Amplitude als auch der Zeitpunkt der maximalen Beckenrotation in Relation zum Gangzyklus individuell variieren (69). Gregersen et al. fanden ähnliche Ergebnisse und wiesen auf interindividuelle Variationen bei der Rotation einzelner Wirbelkörper hin (35). Andrada et al. (8)

untersuchten die Ursachen für diese individuellen Unterschiede des Bewegungsausmaßes beim Gehen. Sie stellten fest, dass anthropometrische Merkmale wie Körpergröße, Gewicht oder Geschlecht allein nicht ausreichen, um das Bewegungsmuster vorherzusagen. Sie vermuteten, dass auch visko-elastische Strukturen wie Muskeln und Bänder einen entscheidenden Einfluss auf das Bewegungsverhalten haben, wobei auch genderspezifische Unterschiede in der Amplitude und Frequenz auftraten. Jedoch wurde in der Studie von Andrada et al. nicht auf die intersegmentale Beweglichkeit eingegangen, sondern die Regionen Schultergürtel, Beckengürtel und Rumpf miteinander in Verhältnis gesetzt (8) .

In Studien, durchgeführt unter Mitwirkung des Interprofessionellen Studienzentrum für Bewegungsforschung (ISZB) Mainz, zu segmentalen Wirbelsäulenbewegungen beim Gehen, wurden individuelle Profile der Wirbelkörperbewegungen beschrieben.

Auch Studien von Huthwelker et al. (22) und Dindorf et al.¹ (66) beobachteten individuelle Unterschiede und intraindividuelle Konstanz. Huthwelker et al. verwendeten das DIERS Formetric III zur Analyse der Bewegungen von C7 bis L4 und konnten interindividuelle Unterschiede im Bewegungsmuster identifizieren, vor allem bei der maximalen Rotationsamplitude von Becken und LWS in Relation zum SGZ (22).

In der Studie von Dindorf et al.¹ (66) wird untersucht, ob die Identifizierung von Personen auf der Grundlage von Bewegungen der Wirbelsäule beim Gehen möglich ist. Hohe intraindividuelle Übereinstimmungsraten wiesen auf individuelle Bewegungsabläufe hin. Sie ermöglichten die Wiedererkennung der Probanden anhand dynamischer Bewegungsparameter der Wirbelsäule mittels künstlicher Intelligenz (KI) (70). Auch die Forschungsergebnisse der Gruppe von Haimerl et al. verglich Bewegungsmuster einschließlich einer Analyse der intra- und interindividuellen Variation. Es wurden 12 Personen mit dem Untersuchungsgerät Motionlab über 10 Gangzyklen untersucht. Auf der Grundlage dieser Ergebnisse konnte gezeigt werden, dass der Zeitpunkt des Erreichens des jeweiligen Rotationsmaximums von Becken und der Wirbelkörper bei verschiedenen Geschwindigkeitsstufen intraindividuell weitgehend konstant bleiben, sowohl zwischen den Geschwindigkeitsstufen als auch zwischen den verschiedenen Probanden. (71)

Durch die Nutzung nicht-invasiver Techniken wie der Rasterstereographie und moderner Bewegungserfassungssysteme können Bewegungsmuster detaillierter und

individueller erfasst werden. Dies erlaubt es, die Forschungslücken hinsichtlich der intraindividuellen Konstanz der Bewegungsmuster weiter zu schließen und eine differenzierte Betrachtung der individuellen Gangprofile zu ermöglichen. Die Frage, ob das Bewegungsmuster der Wirbelsäule über verschiedene Tage stabil bleibt, stellt dabei eine noch wenig bearbeitete Fragestellung in der bisherigen Forschung dar, die in der vorliegenden Studie bearbeitet wird.

2.2.5 Einfluss des Aktivitätslevels auf die Konstanz des individuellen Gangmusters

Der Einfluss des Aktivitätslevels auf die Stabilität und Konstanz des Gangmusters ist Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen, so wurde in einer Studie mit gesunden älteren Frauen ein negativer Zusammenhang zwischen physischer Aktivität und Gangvariabilität beobachtet. Probandinnen mit höherem Aktivitätsniveau, gemessen als Moderate to Vigorous Physical Activity (MVPA), wiesen eine geringere Variabilität von Parametern wie Schrittlänge, Schrittbreite und Stand- bzw. Schwungphase auf als Probandinnen mit geringerem Aktivitätslevel. Das bedeutet, dass körperlich aktivere Frauen konstantere und stabilere Gehbewegungen zeigten. (72) Auch in einer großen Bevölkerungsstudie mit über 4.000 älteren Erwachsenen ergab sich ein höheres Aktivitätslevel und MVPA waren mit höherer Ganggeschwindigkeit, längerer Schrittlänge und geringerer intraindividuellen Variabilität der Gangphase „Stance“ verbunden (73).

In einer weiteren Untersuchung wurde festgestellt, dass Personen mit einer geringeren Gehgeschwindigkeit ein niedrigeres Aktivitätsniveau aufwiesen. Es zeigte sich, dass eine kürzere Schrittlänge und eine höhere Schrittfrequenz mit einem geringeren Aktivitätslevel assoziiert waren (74).

Zudem ging aktiveres Verhalten mit einer Verringerung der Sturzwahrscheinlichkeit einher (73). Diese Studien bekräftigen die Annahme, dass regelmäßige körperliche Aktivität die neuromuskuläre Kontrolle und posturale Stabilität fördert, wodurch zeitliche und räumliche Schwankungen der Gangparameter reduziert werden. So zeigte sich beispielsweise ein signifikanter Zusammenhang zwischen Schrittlängenkonsistenz und körperlicher Fitness (72). Es ist annehmbar, dass eine höhere Konstanz der Gangparameter der unteren Extremität bei hohem Aktivitätslevel

ebenso auch eine höhere Konstanz der Wirbelkörper- und Beckenbewegungen zeigen.

2.3 Techniken der Wirbelsäulenvermessung

In diesem Kapitel wird eine Übersicht verschiedener Untersuchungsmethoden der Wirbelsäule dargestellt und Vor- und Nachteile beleuchtet. Nach der Erläuterung von beobachtenden, invasiven sowie nicht-invasiven Untersuchungsansätzen wird auf die Entwicklung der Rasterstereographie eingegangen. Danach wird das für die Studie verwendete rasterstereographische Untersuchungsgerät vorgestellt.

2.3.1 Untersuchungsmethoden des Ganges und Wirbelsäulendynamik

Dieses Kapitel gibt eine Übersicht über weitere Untersuchungsmethoden der Wirbelsäule beim Gehen und zeigt ihre Einschränkungen auf und begründet somit die Wahl des verwendeten Untersuchungsgerätes. Zunächst wird auf die beobachtende Ganganalyse eingegangen und im Folgenden verschiedene Methoden der apparativen Wirbelsäulenanalyse besprochen.

Die beobachtende Ganganalyse arbeitet ohne den Einsatz apparativer Hilfsmittel, sie bewertet das Gangbild einer Person, welche als Abfolge von Gangzyklen betrachtet wird (47, 49, 75). Modelle der Ganginspektion und des funktionellen Ganges entwarfen unter anderem Perry (75), und Klein-Vogelbach (76). Sie stellten die von extern beobachtbaren Teilbewegungen des Ganges mit ihren zeitlichen Abfolgen vor. Der Körper wird dort als eine kinematische Kette beschrieben, in der es beim Gehen zu weiterlaufenden Bewegungen auf die Wirbelsäule kommt. Eine genauere Betrachtung der Bestandteile der Wirbelsäule lässt sich von außen jedoch nicht durchführen (49). Ergänzend zu der beobachtenden Ganganalyse wurden apparativ gestützte Untersuchungsmethoden entwickelt, welche die Beobachtungen objektivieren und durch weitere Parameter vervollständigen. Grundsätzlich lassen sich apparative Untersuchungsmethoden in invasive und in nicht-invasive Methoden einteilen. Zunächst wird eine invasive Untersuchungsmethode vorgestellt. Durch die Implantation von Steinmannnadeln in die Dornfortsätze der Wirbelsäule, welche durch die Haut herausragen, wurde eine Verlängerung der Dornfortsätze imitiert und eine

direkte Beobachtung und Messung des Rotationsausmaßes der Wirbelkörper in der Transversalebene beim Gehen ermöglicht. In Kapitel 2.2 ist die Anwendung dieser Methode durch Gregersen und Lucas (35) sowie eine methodisch ähnliche Studie durch Gunzburg et al. (59) beschrieben. Limitierend bezüglich des Messergebnisses ist zu erwarten, dass ein Fremdkörpergefühl sowie ggf. auch Schmerzen einen Einfluss auf das Bewegungsverhalten haben könnten. Eine große Probandenzahl ist aufgrund der Risiken der Untersuchungsmethoden nicht denkbar.

Eine nicht-invasive Methode der Wirbelsäulenanalyse stellt die Röntgenkinematographie dar. Diese wurde u. a. von Sollmann (6) angewendet. Es wurden Röntgenfilme p. - a. (posterior - anteriorer Strahlengang von der Körperrückseite zur Körpervorderseite) und im lateralen Strahlengang während der Bewegungen (Flexion, Extension, Lateralflexion) in einer Frequenz von 12 Hz angefertigt. Die Auswertungen der Aufnahmen und die Erfassung der Bewegung im dreidimensionalen Raum war nur unzureichend möglich. Die Bewegungsfreiheit des Probanden war aufgrund des engen Messfeldes limitiert. Außerdem geht diese Methode mit einer Strahlenbelastung der Probanden einher und ist daher für Forschungszwecke nur begrenzt anwendbar.

Eine weitere nicht-invasive Möglichkeit der Wirbelsäulenuntersuchung bietet die Magnetresonanztomographie, mit der sich vor allem statische Körperpositionen und langsame, im Umfang limitierte Bewegungen detailliert beobachten lassen. Eine Messung der Wirbelsäulenbewegungen beim Gehen ist damit jedoch unmöglich. Fujii et al. nutzten die Magnetresonanztomographie beispielsweise zur Analyse dreidimensionaler segmentaler Bewegungen der Lendenwirbelsäule während kontrollierter Rumpfdrehungen in Rückenlage bei Winkeln bis 45° (39).

Der Einsatz von Inertialsensoren stellt ein technisches Verfahren dar, mit welchem Beschleunigungen, Drehung im Raum und Bewegungsrichtungen drahtlos, automatisch erfasst werden können (Noraxon / Velamed, XSens) (68). Diese Technik kann Rückschlüsse auf Extremitätenbewegungen sowie grobe Rumpfbewegungen geben, jedoch nicht die Betrachtung der Wirbelsäule auf segmentaler Ebene darstellen.

Eine andere nicht-invasive Methode stellt die Messung von skelettalen Bewegungen über die Hautoberfläche dar. Es lassen sich Methoden mit aktiven und passiven Markern, sowie Methoden ohne die Verwendung von Hautmarkern unterscheiden (8).

Die Marker werden auf Grundlage anatomisch-biomechanischer Modelle auf der Hautoberfläche positioniert, wobei verschiedene Typen von Markern angewendet werden. Aktive Marker emittieren ein Signal (Infrarot, Ultraschall, LED). Dieses wird durch ein Kamerasystem aufgenommen und durch Triangulation die 3D-Position der Marker und damit der Hautoberfläche, mit darunter liegendem Skelett, berechnet. Passive Marker werden durch Infrarotlicht oder LED angestrahlt und die Reflektion vom Kamerasystem aufgenommen. Unter Verwendung der direkten linearen Methode werden mindestens zwei Kameras in fester Winkelanordnung (90° zueinander) benötigt, um ein 3D-Modell erstellen zu können. (8). Zu den automatisierten, Marker-basierten optoelektronischen Systemen gehört das VICON System, das als Goldstandard für dynamische Bewegungsanalyseverfahren gilt (77). Marker-basierte Methoden sind auf die Erkennung der einzelnen Markerpunkte im Raum limitiert. Zwar wird die dreidimensionale Bewegungsanalyse mit der steigenden Anzahl von Markern exakter, möglicherweise geht dies jedoch zu Lasten der natürlichen Bewegungsausführung. Des Weiteren können sich räumlich nah beieinanderliegende Marker gegenseitig verdecken oder die Differenzierung durch die automatisierte Erfassung verschlechtern. Die Positionierung der Marker kann bei unterschiedlichen Untersuchern variieren, ist tagesabhängig und damit mit einer geringeren Reliabilität assoziiert. (78, 79) Die Bewegungen der Marker auf der Haut spiegeln möglicherweise aufgrund des Weichgewebes nicht exakt die Bewegung der darunter liegenden knöchernen Strukturen wider (78).

Die Rasterstereographie hingegen ist ein strahlungsfreies und berührungsloses Verfahren zur Erfassung der Wirbelsäule und des Beckens. Im MotionLab (DIERS International GmbH, Wiesbaden, Deutschland) kommt ein Kamerasystem zum Einsatz, das ein Linienmuster auf den Rücken des Probanden projiziert und diesen optisch vollständig erfasst. Dabei werden nur wenige Marker auf prominente anatomische Strukturen aufgeklebt, was die Bewegungsfreiheit kaum einschränkt und das Risiko von Fehlmessungen reduzieren kann. Durch den Verzicht auf zusätzliche Sensoren bleibt das Gangmuster weitgehend unbeeinflusst und physiologisch.

Das Gehen erfolgt auf einem Laufband, in welchem ein ausgewiesener Bereich für die Analyse verwendet werden kann. Dies kann zu einer intuitiveren Bewegungsausführung beim Gehen führen und schlussendlich eine überwiegend störungsfreie Analyse der Bewegungen der Wirbelsäule beim Gehen sicherstellen. Eine weitere Erläuterung hierzu findet sich im Kapitel 2.3.3.

Im Folgenden wird auf die Methode der Rasterstereographie näher eingegangen.

2.3.2 Entwicklung der rasterstereographischen Wirbelsäulenvermessung

In diesem Kapitel werden die wesentlichen Entwicklungsschritte der stereographischen Wirbelsäulenanalyse von den ersten Ansätzen bis zu modernen Technologien beschrieben und fokussiert das Prinzip des Untersuchungssystems, das in dieser Studie verwendet wird.

Die Stereophotogrammetrie ermöglicht es, Wirbelsäulenanalysen indirekt durch Bildaufnahmen der Rückenoberfläche vorzunehmen. Diese Technik bildet die Basis für die Entwicklung moderner rasterstereographischer Verfahren. Klassischerweise wird der Proband von zwei oder mehreren Standorten aus aufgenommen und das Bildpaar zu einem Stereogramm zusammengesetzt (80). Basierend auf dieser Technik der Oberflächentopographie wurde in den 70er und 80er Jahren mit verschiedenen Umsetzungen der Lichtschnittverfahren mehrere Messmethoden entwickelt, wie die Stereographie durch Herron et al. (81) oder die Moiré-Topographie durch Takasaki (82).

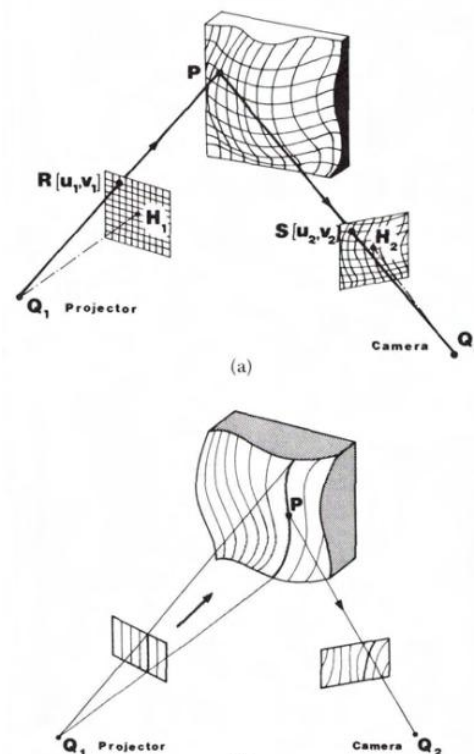


Abbildung 4: Abbildung oben: netzförmiges Raster; Abbildung unten: Linienraster (83)

Die Linienrasterstereographie, in den 80er Jahren von Frobin, Drerup und Hierholtzer entwickelt, vereinfachte die strahlungsfreie Wirbelsäulenanalyse. Wie in Abbildung 4 dargestellt, wurde die zunächst netzförmige Projektion durch die Projektion eines Linienmusters abgelöst. (83) Dies ermöglichte eine präzisere Messung der Wirbelsäulenoberfläche (84).

Die Methode basiert auf dem Prinzip der Triangulation (85), welche in Abbildung 5 dargestellt wird. In Abbildung a wird die Oberfläche noch durch ein Kamerapaar erfasst, in Abbildung b wurde eine Kamera durch einen Licht-Projektor ersetzt, der ein Linienraster auf den Rücken des Probanden wirft.

Von einer Kameraeinheit, welche sich in bekanntem Winkel und Abstand zur Projektionsfläche befindet, wird die Lichtprojektion aufgezeichnet. Der Projektor ersetzt somit das zweite Kamerasystem der ursprünglichen Methode der Stereophotogrammetrie. Softwaregestützt werden die Linienkrümmungen analysiert und basierend auf der Methode der Photogrammetrie ein dreidimensionales Abbild der Oberfläche generiert. (86)

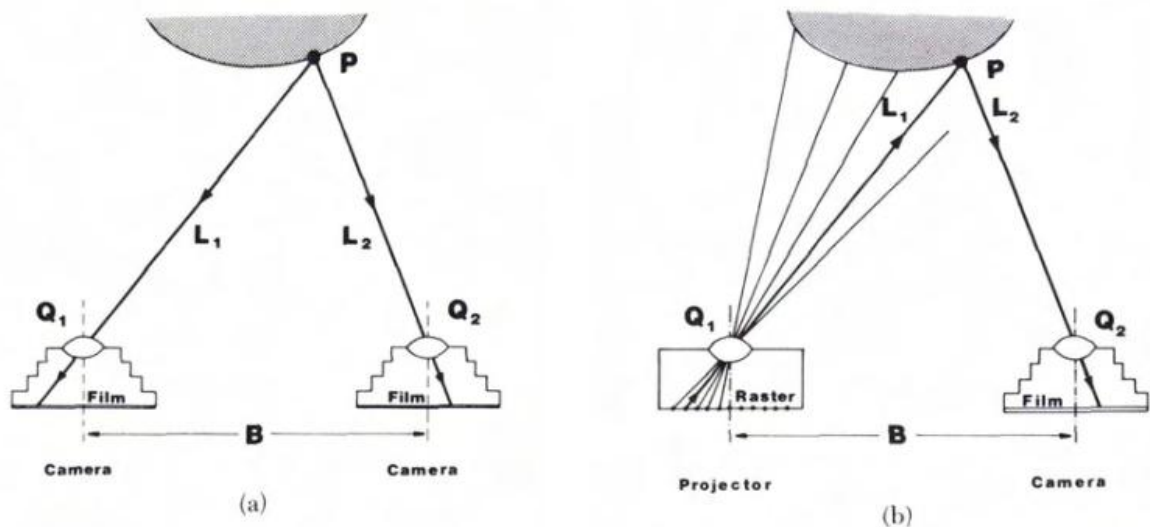


Abbildung 5: a) Stereophotographie b) Rasterstereographie (83)

Basierend auf diesen Entwicklungen entstand das Untersuchungssystem, das in dieser Studie verwendet wird.

Das folgende Kapitel erläutert die Anwendung der rasterstereographischen Wirbelsäulenanalyse im Gang mit dem verwendeten Untersuchungsgerät MotionLab (DIERS International GmbH, Wiesbaden, Deutschland).

2.3.3 Rasterstereographische Wirbelsäulenanalyse im Gang: das MotionLab

In den 2000ern entwickelte DIERS (International GmbH, Wiesbaden, Deutschland) die videorasterstereographische Vermessung der Rückenoberfläche weiter, die eine lichtoptische strahlenfreie Wirbelsäulen- und Haltungsanalyse ermöglicht (86). (Seriennummern der eingesetzten Bestandteile sind in Kapitel 3.5 benannt.)

Mithilfe mathematischer Formanalyse erstellt das System eine 3D-Rekonstruktion der Rückenoberfläche sowie ein Modell der darunterliegenden Wirbelsäule. Parallele Lichtstreifen (15 mm Linienabstand) werden auf den Rücken projiziert, während das Kamerasystem die Lichtschnitte bei 60 Hz erfasst (44). Durch eine hohe Bildfrequenz kann ein Bewegungsablauf in zeitlicher Reihenfolge erfasst werden. Diese Methode zeigt bis zu einer Gehgeschwindigkeit von 6 km/h eine valide Marker-Erkennung, vergleichbar mit dem VICON-System, dem Goldstandard der Bewegungsanalyse (15).

Durch die Verformung des Linienmusters, das auf das Rückenrelief projiziert wird, berechnet die Software dreidimensionale Punktkoordinaten, die in präzise Rückentopogramme und Krümmungskarten umgesetzt werden (87). Diese Karten visualisieren die Hauptkrümmungen und anatomischen Strukturen durch Farbgebung: Konvexe Bereiche erscheinen rot, konkave blau, wobei die Farbintensität die Krümmung widerspiegelt. Die Analyse der Krümmungsverteilung ermöglicht die automatische Bestimmung anatomischer Strukturen ohne den Einsatz von Markierungen (44). Ein Beispiel der Krümmungskarte und der Rekonstruktion der Wirbelsäule auf Basis der Messwerte ist in Abbildung 6 dargestellt.

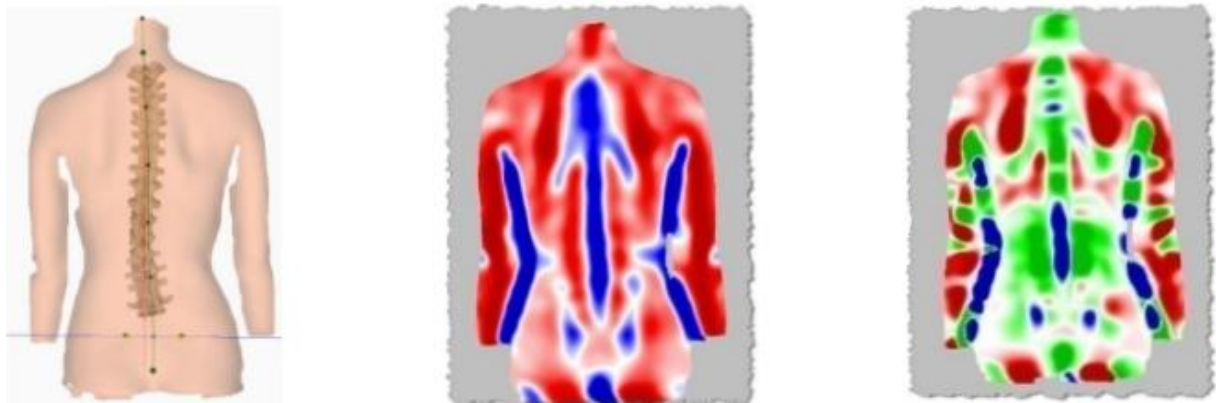


Abbildung 6: Darstellung der Rückenoberfläche durch das Diers 4Dmotion® Lab: links: Wirbelsäulenrekonstruktion; Mitte: Rückentopogramm der mittleren Krümmung; rechts: Rückentopogramm der Gauß'schen Krümmung (44)

Für die Bestimmung der Wirbelsäulen- und Beckenstellung werden die Vertebra Prominens (VP) und die Lumbalgrübchen als Orientierungspunkte genutzt. Die Krümmung der Rückenoberfläche ermöglicht die automatische Detektion dieser Punkte. Die automatische Detektion der genannten Punkte erwies sich bei Analysen im Gehen als unzureichend, daher wurden zur Verbesserung der Messgenauigkeit reflektierende Marker auf die VP und die Lumbalgrübchen aufgeklebt. Ebenso wurden die Acromia durch Aufkleben von Reflektoren für das Kamerasystem erkennbar markiert, für welche sonst eine automatisierte Erkennung unzureichend wäre.

Die VP korrespondiert mit dem Wirbelkörper C7, die Lumbalgrübchen mit den Spina iliaca posterior superior (SIPS). Obwohl ihre Position nicht immer übereinstimmt sondern eine Abweichung von 0,5 – 1 cm craniolateral haben (88), korrelieren ihre Bewegungen miteinander: Die Lumbalgrübchen folgen dem Beckenring, wodurch Rückschlüsse auf die SIPS-Position ermöglicht werden. Die Abweichung der Lage der rasterstereographisch gemessenen SIPS beträgt nur ± 1 mm im Vergleich zu der Lagebestimmung mittels Röntgenaufnahmen. (89) Die Symmetrielinie des Rückens lässt sich durch eine Formanalyse bestimmen (90). Sie korreliert mit den Processus spinosi und damit dem Verlauf der Wirbelsäule. Die Symmetrielinie teilt jedes Profil in zwei Hälften unter Berücksichtigung lateraler Asymmetrien. Bei Gesunden verläuft diese Linie annähernd gerade durch VP und die Procc. Spinosi (44). Wobei die neuere Forschung zeigt, dass die neutrale Stellung der Wirbelsäule nicht gerade ist sondern häufig in der BWS eine Abweichung nach rechts zeigt .

Mithilfe der Symmetrielinie und einer Flächennormalen findet eine Bestimmung der Oberflächenrotation statt. So entspricht die Oberflächenrotation auf der Symmetrielinie

der inversen Wirbelkörperrotation des jeweils darunterliegenden Wirbels, was radiologisch bestätigt wurde (88). Eine gute Korrelation zwischen rasterstereographischer und radiologischer Messung der Wirbelrotation zeigten Mangone et al. (23).

Die Mittellinie der Wirbelkörper wird aus Oberflächendaten unter Einbeziehung anatomischer Normwerte und der Rumpflänge berechnet (44). Die sagittale Kurve zeigt die Lateralprojektion und bildet die 3D-Rekonstruktion der Symmetrielinie. Die Frontalprojektion entspricht der Mittellinie der Wirbelsäule in der a. – p-Ansicht. Durch Auswertung der zugehörigen a. – p. Röntgenbilder (Messung der Wirbelkörperrotation aus der Projektion der Pedikel nach der Methode von Drerup) konnte bei knapp 500 Aufnahmen ein mittlerer Fehler der Rotation von 3° bestimmt werden (44).

Die Genauigkeit der Oberflächendetektion und die Reproduzierbarkeit der Messwerte wurden an einem Modell bestätigt (14, 15). Auf Basis der Daten lässt sich ein 3D-Modell der Wirbelsäule erstellen. Wirbelkörperbewegungen werden durch Analyse der Krümmung und Symmetrie nach Turner-Smith bestimmt (91).

Bei Standmessungen wird das 3D-Modell normiert, indem das Becken axial so gedreht wird, dass es parallel zur Frontalebene steht. Dies schafft ein konsistentes Koordinatensystem für die Abbildung von Abweichungen. (44)

Die Beckenrotation beschreibt die Drehung des rechten Lumbalgrübchens in der Transversalebene relativ zur Frontalebene, wobei ein positiver Wert eine linke Anteriorrotation anzeigt (18). Die axiale Rotation eines Wirbelkörpers im Stand bezieht sich auf die Position des Dornfortsatzes relativ zur neutralen Beckenposition. Dynamische Messungen beim Gehen erfassen die Rotationsdaten im Raumkoordinatensystem. Positive Werte zeigen eine Drehung des Wirbelkörpers nach links an (18). Die Abbildung 7 veranschaulicht die axiale Wirbelkörperrotationen mit zugehöriger Oberflächenrotationen. Das linke Bild zeigt eine Wirbelkörperrotation nach links (Oberflächenrotation nach rechts), das rechte Bild eine Wirbelkörperrotation nach rechts (Oberflächenrotation nach links).



Abbildung 7: Darstellung der axialen Wirbelkörperrotationen
 Linkes Bild: Wirbelkörperrotation nach links (Oberflächenrotation nach rechts);
 Rechtes Wirbelkörperrotation nach rechts (Oberflächenrotation nach links). (© Florian Franke / DIERS) (18)

Das Diers 4Dmotion® Lab ist in Abbildung 8 schematisch dargestellt. Der Proband geht auf einem Laufband mit integrierter Fußdrucksensorplatte (Pedogait, Diers, Wiesbaden, Deutschland), um Bewegungsparameter in Relation zum Gangzyklus aufzuzeichnen. Das Laufband sorgt für ein gleichmäßiges Tempo und einen konstanten Abstand zum Kamerasystem.

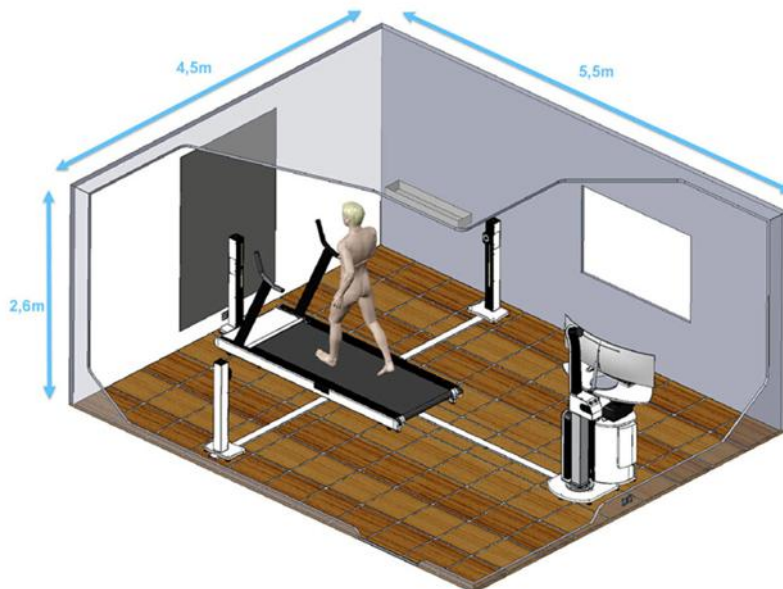


Abbildung 8: Skizze des Aufbaus des Motionlabs (86)

2.4 Testgütekriterium Reliabilität

Beim Einsatz eines neuen Diagnostikgeräts ist es unerlässlich, dessen Fähigkeit zu prüfen, reproduzierbare und verlässliche Daten zu generieren. In diesem Zusammenhang wird auf drei Hauptgütekriterien Bezug genommen: Objektivität,

Reliabilität und Validität. Diese stehen in einem kausalen Verhältnis zueinander: Die Objektivität bildet die Grundlage für die Reliabilität, während die Reliabilität eine Voraussetzung für die Validität darstellt. Zu den Nebenkriterien gehören Faktoren wie Vergleichbarkeit, Ökonomie, Nützlichkeit und Zumutbarkeit. (92) Unter Objektivität versteht man den Grad, in dem das Ergebnis eines Tests unabhängig von der Person des Untersuchers ist. Diese kann in Durchführungs-, Auswertungs- und Interpretations-Objektivität unterteilt werden (93). Im Gegensatz dazu beschreibt die Validität, ob ein Testverfahren geeignet ist, das angestrebte Ziel zu erreichen. Sie lässt sich weiter in Inhalts-, Konstrukt- und Kriteriums- Validität gliedern. Reliabilität hingegen bezieht sich auf die Präzision, mit der ein Test ein bestimmtes Merkmal misst. Die verschiedenen Arten der Reliabilität sind Konsistenz, Paralleltest-Reliabilität und Retest-Reliabilität. Die Konsistenz, auch innere Konsistenz genannt, gibt an, wie stark die einzelnen Messungen eines Tests miteinander korrelieren. Die Paralleltest-Reliabilität wird durch den Vergleich zweier paralleler Testverfahren ermittelt, die dasselbe Merkmal messen. Die Retest-Reliabilität – auch Intersession-Reliabilität genannt – zeigt die Übereinstimmung der Ergebnisse desselben Tests, der zu unterschiedlichen Zeitpunkten wiederholt wird. Hierbei können die Korrelationen je nach Zeitintervall zwischen den Testungen variieren. (93)

2.4.1 Reliabilität des DIERS 4Dmotion® Lab

Für das DIERS 4Dmotion® Lab wurden bereits Studien durchgeführt, welche die Reliabilität für statische Messungen bestätigen konnten (11, 12), sowie erste Untersuchungen zur Reliabilität bei dynamischen Messungen während des Gehens (13, 14). Eine hohe Intersessionreliabilität konnten Guidetti et al. (94) für statische Analysen nachweisen. Allerdings bleibt unklar, ob dieses Gerät auch bei dynamischen Untersuchungen – etwa beim Gehen – eine vergleichbar hohe Reliabilität aufweist.

Es konnte gezeigt werden, dass Messungen eine valide Untersuchungsmöglichkeit für eine Quantifizierung der Bewegungen der Wirbelsäule beim Gehen darstellt (65).

Der Versuchsaufbau dieser Studie ermöglicht es eine Aussage über die Intersessionreliabilität des Untersuchungsgerätes zu treffen.

2.4.2 Unterschiedliche Ansätze zur Interpretation der Reliabilität

Die Literatur bietet unterschiedliche Ansätze zur Interpretation der ICC-Werte. In dieser Arbeit wurde der Ansatz von Koo et al. (2016) gewählt, wonach ein ICC-Wert von $\geq 0,5$ als ausreichend reliabel gilt (95). Koo et al. teilen die Werte in vier Kategorien ein: Werte unter 0,5 werden als „niedrig“ eingestuft, während Werte zwischen 0,5 und 0,75 als „ausreichend“ gelten. Ein Diagnostikinstrument sollte, um in der klinischen Praxis brauchbar zu sein, mindestens eine „ausreichende“ Reliabilität erreichen. Theoretisch wäre es möglich, einen Wert von $r = 1,0$ zu erreichen, was einen „wahren Wert“ ohne Messfehler darstellen würde. In der Praxis ist jedoch jeder Test von Fehlern begleitet, sodass Messwerte immer eine gewisse Streuung um den wahren Wert aufweisen. (96)

2.5 Ziele des Forschungsvorhabens

In bisherigen Studien wurden unter anderem segmentale Bewegungen der Wirbelsäule und des Beckens beim Gehen sowohl bei gesunden Probanden als auch bei Patienten mit Dorsopathien untersucht, sowie Studien mit KI-Unterstützung durchgeführt. Diese Arbeiten erweiterten das Verständnis der intrasegmentalen Bewegungsausmaße und der charakteristischen Bewegungsmuster der Wirbelsäule und des Beckens. (19, 22, 50) Dabei wurden grundlegende Parameter der Bewegungsanalyse in Bezug auf verschiedene Gangmuster untersucht (71, 97). Es zeigte sich ein vermehrtes Interesse an der Frage, ob ein konstant charakteristisches Bewegungsverhalten der Wirbelkörper beim Gehen besteht. Bereits in vorhergegangenen Studien mit anderem Forschungsschwerpunkt sowie anderer Technik der Auswertung mit demselben Untersuchungsgerät wurden zum einen individuelle Bewegungsmuster der Wirbelsäule beschrieben als auch eine Konstanz dieser Individualität intraindividuell nachgewiesen (22, 98). In Bezug zum aktuellen Wissensstand ergeben sich ergänzende, bislang nicht hinreichend untersuchte Fragestellungen, die im Rahmen dieser Studie bearbeitet werden sollen.

Die primäre Fragestellung dieser Studie lautet: Zeigen die Bewegungsmuster der Wirbelsäule und des Beckens beim Gehen eine hohe intraindividuelle Konstanz über verschiedene Testzeitpunkte hinweg? In dem Zusammenhang sollte eine Untersuchung der Reliabilität des verwendeten Messsystems, des Diers 4Dmotion®

Lab (DIERS International GmbH, Wiesbaden) bei dynamischen Messungen erfolgen. Während bereits Studien zu statischen Messungen mit dem DIERS-System durchgeführt wurden, bleibt unklar, ob das Gerät auch für dynamische Messungen verlässliche und reproduzierbare Ergebnisse liefert.

Sekundäre Ziele waren die Untersuchung des Einflusses des Aktivitätszustand auf die Wiederholbarkeit der Bewegungsmuster.

3 Probanden, Material und Methoden

In den folgenden Unterkapiteln wird die Aufnahme des Probandenkollektivs, das angewendete Untersuchungsgerät, der standardisierte Versuchsablauf, die Datenaufarbeitung und Darstellung der Messergebnisse sowie die angewandten statistischen Methoden dargelegt.

Die Genehmigung zur Durchführung der Studie wurde am 18.09.2018 von der Landesärztekammer Rheinland-Pfalz unter der Antragsnummer „2018-13607-klinische Forschung“ erteilt und im Deutschen Register für klinische Studien (DRKS00014325) registriert.

Es handelt sich um eine prospektive, monozentrische Längsschnittstudie mit zwei Wiederholungsmessungen. Die Rekrutierung erfolgte für 25 gesunde, schmerzfrei gehfähige Probanden. Die Messungen wurden strahlenfrei und berührungslos auf einem Laufband mit dem Diers 4Dmotion® Lab durchgeführt. Jeder Proband wurde an drei verschiedenen Terminen vermessen. Die erste Wiederholungsmessung erfolgte nach 1 bis 3 Tagen, die zweite Wiederholungsmessung fand nach 30 ± 7 Tagen statt. Die Messungen umfassten statische und dynamische Aufnahmen bei festgelegten Gehgeschwindigkeiten von zunächst 4 km/h und folgend 2 km/h. Zu Beginn der ersten Messung sowie der zweiten Wiederholungsmessung wurde jeweils ein 2-Minuten-Gehtest durchgeführt, um die Gehfähigkeit und mögliche Änderungen der Gehgeschwindigkeit zu erfassen. Am ersten Messtermin wurde ein Fragebogen zur Erfassung des Aktivitätslevels der Probanden erhoben.

3.1 Darstellung des Probandenkollektivs und Rekrutierung

Basierend auf der durch das IMBEI durchgeführten Fallzahlplanung (Kapitel 3.7) waren mindestens 21 schmerzfrei gehfähige Personen für die Untersuchung mit dem Diers 4Dmotion® Lab vorgesehen. Um Drop-Outs zu kompensieren und dennoch signifikante Ergebnisse zu gewährleisten, wurde die Probandenzahl auf 25 festgelegt.

Die Probandenrekrutierung erfolgte durch das Aushängen von Flyern an Informationstafeln sowie durch die Bekanntgabe im Intranet der Universitätsmedizin Mainz. Der Flyer informierte über die Teilnahmebedingungen und Ausschlusskriterien. Zusätzlich wurden potenzielle Teilnehmer durch die Studienleitung direkt angesprochen und über den Flyer aufgeklärt. Der gesamte

Patienteneinschlussprozess wird im Flussdiagramm (Abbildung 11 im Kapitel 4.1) dargestellt. Eine Charakterisierung des körperlichen Aktivitätslevels der Probanden wurde durch den Aktivitätsfragebogen (HPA) erfasst.

3.2 Ein- und Ausschlusskriterien

Die Teilnahmebedingungen an der Studie wurden vor Studienbeginn im Ethikantrag festgelegt (siehe Dokumentationsprüfbogen im Anhang 4). Bereits vor der Terminvereinbarung wurden mögliche Ausschlusskriterien telefonisch abgefragt. Vor der Teilnahme an der Studie mussten alle Probanden die Ein- und Ausschlusskriterien erfüllen und die Einwilligungserklärung zur Studienteilnahme nach Aufklärung zu unterzeichnen. Es erfolgte ebenso die Erläuterung, dass die Studienteilnahme ohne negative Konsequenzen zu jedem Zeitpunkt widerrufen werden kann. Probanden, bei denen Zweifel an der Einsichtsfähigkeit oder Einwilligungsfähigkeit bestanden, wurden von der Studie ausgeschlossen. In die Studie wurden Probanden unabhängig von Geschlecht oder ethnischer Zugehörigkeit eingeschlossen, sofern sie schmerzfrei gehen konnten.

Das Alter der Teilnehmenden sollte zwischen 18 und 70 Jahren liegen. Die Altersbegrenzung nach unten wurde gewählt, da ab 18 Jahren keine relevanten Änderungen des Gangbildes durch Längenwachstum zu erwarten sind (99). Der Wachstumsabschluss der Körperlänge erfolgt bei Jungen im Alter von 17 Jahren und bei Mädchen im Alter von 15 ± 2 Jahren (100). Darüber hinaus ist bei Probanden über 70 Jahren mit einer zunehmenden senilen Gangstörung und einer erhöhten Sturzgefahr zu rechnen (101).

Die Gehfähigkeit bei 4 km/h wurde durch den 2-Minuten-Gehtest überprüft. Hierbei sollte eine Gehstrecke von mindestens 167 m, entsprechend einer Gehgeschwindigkeit von 5 km/h, zurückgelegt werden. Probanden, die langsamer gingen oder eine Gehhilfe benötigten, wurden ausgeschlossen.

Da die Untersuchung auf einem Laufband bei Geschwindigkeiten von 4 km/h stattfand, wurden Probanden ausgeschlossen, bei denen kein sicheres und konstantes Gehen möglich war. So waren Probanden mit chronischen neurologischen Erkrankungen, die das Bewegungsverhalten, die Gangsicherheit oder das Gleichgewicht beeinflussen, wie Morbus Parkinson, Hemiplegie oder Polyneuropathie, von der Teilnahme ausgeschlossen. Dies galt ebenso für Probanden mit fluktuierenden

Krankheitsverläufen, z. B. Multiple Sklerose, da diese Erkrankungen eine Veränderung des Gesundheitszustandes und damit eine Beeinflussung der Bewegungskonstanz wahrscheinlich machten. Blindheit oder kognitiven Einschränkungen führten ebenso zum Ausschluss aus der Studie.

Ein weiteres Ausschlusskriterium war Schmerz beim Gehen. Dies wurde anhand einer numerischen Analogskala (Numeric Rating Scale) abgefragt (102). Ein Schmerzempfinden mit einem Wert über Null führte zur Ablehnung der Studienteilnahme.

Akute Krankheitszustände wie Fieber, nicht ausgeheilte Verletzungen, Übelkeit oder Gleichgewichtsstörungen führten ebenfalls zum Ausschluss.

Probanden, die Medikamente mit Auswirkungen auf die Vigilanz, den Muskeltonus oder das zentrale Nervensystem einnahmen, wurden ebenfalls ausgeschlossen. Personen mit Rückenkonturveränderungen durch Narben oder große Tätowierungen auf dem Rücken wurden nicht in die Studie aufgenommen, da diese die Messung beeinträchtigen könnten.

Ein BMI von $\geq 30 \text{ kg/m}^2$ stellte ein weiteres Ausschlusskriterium dar, da ein erhöhter Anteil an subkutanem Fettgewebe auf der Rückenoberfläche potenziell die Genauigkeit der Bewegungsmessung beeinträchtigen kann. Der Einfluss des BMI auf die Untersuchungsgenauigkeit ist in der Literatur nicht eindeutig geklärt (103-105). Um mögliche Verfälschungen durch bewegungsbedingte Verschiebungen des Unterhautfettgewebes zu vermeiden, wurden ausschließlich Probanden mit einem BMI $\leq 30 \text{ kg/m}^2$ in die Studie aufgenommen.

Schwangere wurden aufgrund der erhöhten Sturzgefahr auf dem Laufband und der möglichen Beeinflussung des Gangbildes durch die Schwangerschaft nicht eingeschlossen. Die genaue Anwendung der Ausschlusskriterien und daraus folgender Drop-Out ist in Abbildung 11 im Kapitel 4.1 dargestellt.

Zusätzlich zu den Ausschlusskriterien wurden auch Abbruchkriterien festgelegt. Diese traten in Kraft, wenn während der Datenerhebung gesundheitliche Bedenken wie akute Erkrankungen, Schmerzen im Gang oder Vigilanzminderung bei den Probanden festgestellt wurden. In solchen Fällen wurde die Teilnahme an der Studie abgebrochen, um die Sicherheit und das Wohlbefinden der Probanden zu gewährleisten. Außerdem war jederzeit der Ausstieg auf Wunsch des Probanden aus der Studie möglich.

3.3 2-Minuten-Gehtest

Im Rahmen des 2-Minuten-Gehtests wird die alters- und geschlechtsabhängige Gehgeschwindigkeit auf Einschränkungen überprüft (siehe Anhang 6). Die Probanden gehen auf einer ebenen Strecke von 15,24 m (50 ft) so schnell wie möglich, jedoch ohne zu rennen, für eine Dauer von zwei Minuten hin und her. Die zurückgelegte Strecke wird dokumentiert, und die Gehgeschwindigkeit wird ausgerechnet (siehe Anhang 5).

Der 2-Minuten-Gehtest ist ein gängiges Verfahren zur Quantifizierung der Gehfähigkeit und der funktionellen Mobilität (106, 107). Der 2-Minuten-Gehtest zeigt eine gute intra- und Interrater-Reliabilität (107). Zudem korrelieren die Gehstrecken des 2-Minuten-Gehtests und des 6-Minuten-Gehtests stark ($r = 0.930 - 0.997$) (108). Aufgrund dieser Vorteile und der kürzeren Gehzeit, die zu weniger Ermüdung führt, wurde der 2-Minuten-Gehtest in dieser Studie ausgewählt.

3.4 Fragebogen zur körperlichen Aktivität: Habitual Physical Activity (HPA)

Zur Erfassung des Aktivitätszustandes der Probanden wurde ein Aktivitätsfragebogen eingesetzt, dessen Ergebnisse der Charakterisierung der Probanden dienten. Vor Beginn der ersten Messung füllte jeder Proband diesen Fragebogen selbständig aus. Die Auswertung basierte auf den Skalen von Baecke (109), die die habituelle körperliche Aktivität in drei Dimensionen erfasst: körperliche Aktivität bei der Arbeit, beim Sport und in der Freizeit (ohne sportliche Aktivitäten). (Auswertungsskala von Baecke s. Anhang 9.)

Die Validität dieser Dimensionen wurde durch verschiedene faktorenanalytische Überprüfungen belegt (110). Zudem zeigt eine Untersuchung zur Reliabilität, dass die Indizes für körperliche Aktivität, mit Ausnahme des Freizeitaktivitätsindex, eine gute interne Konsistenz aufweisen, was auf die Zuverlässigkeit der Messungen hinweist (110). Der Fragebogen erfasst die körperliche Aktivität der zwei Wochen vor dem Test. Diese Erfassung diente der Überprüfung der sekundären Fragestellung, nach Einfluss der körperlichen Aktivität auf die Konstanz des Gangbildes hat.

3.5 Untersuchungsgerät

Für die Datenerhebung kam das DIERS4Dmotion® Lab zum Einsatz, bestehend aus mehreren Bestandteilen:

- DIERS Formetric III 4D (CE 0535, Serien-Nr.: 303 0315 1152; EU Pat. Nr. 1 718 206 B1)
- Eine DIERS leg axis lateral Kamera und eine Kamera zur posterioren Aufnahme der Beinachse (CE 0535; Serien-Nr.: 3014 0315 138/3014 0315 139)
- DIERS pedogait Laufband (CE 0535; Serien-Nr.: 602 0115 118)

Das Gerät basiert auf der unter Kapitel 2.3.3 beschriebenen Technik der dynamischen Videorasterstereographie. Durch die rasterstereographische Erfassung der Veränderungen der Rückenoberfläche während des Gehens werden die Auslenkungen der Wirbelsäulensegmente und des Beckens rekonstruiert.

Das Laufband ist mit einer integrierten Fußdruckmessplatte ausgestattet, die eine Bewegungsauswertung in Relation zur Gangphase ermöglicht. Zudem dient das Laufband der Vorgabe einer konstanten Gehgeschwindigkeit und gewährleistet einen gut messbaren Abstand des Probanden zur Messsäule.

Die Aufnahmen der Beinachsenkameras werden in dieser Untersuchung nicht ausgewertet, sondern wurden zur visuellen Überprüfung des Ganges genutzt. Eine Übersicht über die räumliche Aufteilung und den Aufbau des DIERS 4Dmotion® Lab sowie weitere Erläuterungen zum Untersuchungsgerät sind zu finden. ist in Abbildung 8 im Kapitel 2.3.3 dargestellt.

3.6 Studienablauf

Zu Beginn des ersten Termins fand eine Aufklärung des Probanden über das Forschungsvorhaben statt und das schriftliche Einverständnis (Einverständniserklärung, s. Anhang 3) des Probanden in die Studienteilnahme wurde eingeholt. Die Ein- und Ausschlusskriterien (siehe Kapitel 3.2) wurden überprüft und dokumentiert (Dokumentationsprüfbogen, s. Anhang 4). Im Anschluss wurde beim ersten Messtermin und bei der zweiten Widerholungsmessung der 2-Minuten-Gehtest durchgeführt (Kapitel: 3.3). Durch die Durchführung sollte zum einen die für die Studie benötigte Gehgeschwindigkeit sichergestellt werden. Zum anderen sollte durch die wiederholte Durchführung zum dritten Messtermin (nach 30 ± 7 Tagen) erfasst

werden, ob ein Unterschied der Gehgeschwindigkeiten in der Zwischenzeit aufgetreten ist. Auf eine Durchführung des Tests zum zweiten Messtermin wurde verzichtet, da binnen 24 Stunden von keiner Veränderung der Gehgeschwindigkeit auszugehen ist. Faktoren, die Einfluss auf das Gehverhalten haben, wie etwa Muskelkater, Schmerzen oder subjektives Unwohlsein, wurden zu jedem Messtermin abgefragt. Erfüllte der Proband die definierten Kriterien nicht, wurde er von der Studie ausgeschlossen. Der Fragebogen zur körperlichen Aktivität (siehe Kapitel: 3.4) wurde von den Probanden ausgefüllt.

3.6.1 Vorbereitung der Datenerhebung

Die Vorbereitung auf die Datenerhebung erfolgte nach einem standardisierten Vorgehen, um eine objektive Erhebung der Daten zu gewährleisten. Sie beinhaltete, die Vorbereitung des Labors, sowie die Vorbereitung des Probanden für die Vermessung. Um standardisierte Lichtverhältnisse für die Datenerhebung zu schaffen, wurden natürliche Lichtquellen ausgeschlossen und das Deckenlicht auf niedrigste Stufe gedimmt. Die Körpergröße des Probanden wurde vermessen und eine Markierung, an der Wand in Laufrichtung, 20 cm unterhalb der gemessenen Körperlänge, angebracht. Dies markierte die Blickrichtung, die der Proband während der Datenerhebung auf dem Laufband einhalten sollte. Zunächst wurde der Proband auf einer Körperwaage gewogen, um den BMI zu errechnen. Es folgte eine Gewöhnung des Probanden an das Gehen auf dem Laufband, um ein möglichst habituelles Gehverhalten zu ermöglichen. Zunächst lief der Proband bei einer Geschwindigkeit von 3 km/h für 3 Minuten, danach ging der Proband bei 4 km/h für 30 Sekunden und folgend bei 2 km/h für 30 Sekunden.

Für eine korrekte Erfassung der gesamten Rückenoberfläche durch das Kamerasystem, musste der Proband seinen Oberkörper entkleiden, Schmuck ablegen und eine kurze Hose tragen. Der Hosenbund wurde so positioniert, dass der craniale Ansatz der Rima ani frei lag. Haare mussten hochgesteckt werden, um den Nacken nicht zu verdecken. Der Proband musste barfuß sein, um durch die Fußdruckmessplatte präzise Messungen zu erhalten.

Die für die Untersuchung notwendigen anatomischen Fixpunkte, lateraler Acromionrand und VP, wurden am stehenden Probanden visuell inspiziert, palpiert und mit reflektierenden Markern beklebt. So wurde ein Reflektor mit selbstklebenden

Druckknöpfen auf den lateralen Acromionrand der linken und rechten Schulter geklebt. Die Position von VP wurde zusätzlich zu Inspektion und Palpation, durch manuelle Testung verifiziert (Beschreibung des Tests in Kapitel 2.1.2) und mittig auf den Punkt der stärksten Konvexität ein reflektierender, flacher Marker geklebt. In dem Falle, dass C7 nicht mit VP übereinstimmte wurde der Marker auf die palpierende Lokalisation von C7 aufgebracht, welcher bei allen untersuchten Probanden markant erkennbar war. Die Lumbalgrübchen wurden inspiziert und die SIPS beider Seiten palpiert. Die Markerpositionierung erfolgte am linken und rechten Lumbalgrübchen am Punkt der stärksten Konkavität. Bei einer Abweichung zwischen den Lumbalgrübchen und der SIPS wurde der Marker auf die Lumbalgrübchen aufgeklebt, da es sonst bei der automatisierten Oberflächenerkennung zu Problemen in der Datenerfassung kam. War keine Konkavität im Bereich der SIPS zu erkennen, wurde die palpierende Lokalisation der SIPS für das Anbringen der Marker gewählt. Die Markierungen erleichterten durch Reflektion des Projektorlichtes die Erkennung der Rückenoberfläche durch das System des Diers 4Dmotion® Lab.

3.6.2 Versuchsaufbau

Um die Wiederholbarkeit und Verlässlichkeit der Testergebnisse zu gewährleisten, wurde bei allen Probanden ein standardisierter Versuchsaufbau angewendet. Die Durchführung der Messungen erfolgte unter konstanten Bedingungen, wobei die gleichen Verfahren in identischer Reihenfolge eingesetzt wurden. Die Messungen wurden durch eine Studiendurchführende vorgenommen. Die Datenerhebung erfolgte bei jeder Wiederholungsmessung zur gleichen Tageszeit.

Zu Beginn wurden die Probanden angeleitet, einen habituellen Stand an einer definierten Stelle auf dem Laufband einzunehmen und auf die voreingestellte Markierung an der Wand vor ihnen zu blicken. Anschließend wurde das Gerät individuell auf jeden Probanden eingestellt. Der Imager wurde so justiert, dass die Streifenprojektion den gesamten Rücken abdeckte und der mittlere Streifen auf Höhe des Angulus inferior der Scapula lag.

Die erste Messung der Serie war eine statische Messung des Rückens über 6 Sekunden. Diese statische Aufnahme diente der Erfassung der individuell normalen Stellung der Wirbelkörper. Das Messergebnis wurde anschließend visuell auf die korrekte Erkennung der anatomischen Fixpunkte und die Plausibilität der dargestellten

Wirbelsäulenform überprüft. Bei unzureichender Qualität wurde die Messung wiederholt. Sollten die Positionen der Marker nicht mit den Maxima der Höhenkarte der Rückenoberfläche übereinstimmen, wurden sie erneut inspektorisch und palpatorisch überprüft und gegebenenfalls nachjustiert. Nach der Korrektur wurde die Messung erneut durchgeführt, und die Anzahl der Wiederholungen dokumentiert.

Folgend wurde zur Gewöhnung des Gehens auf einem Laufband eine Ganggeschwindigkeit von 3 km/h gewählt, bei der die Probanden für 3 Minuten liefen, anschließend bei 4 km/h und bei 2 km/h für jeweils 30 Sekunden.

Die zweite Datenerhebung fand bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 4 km/h statt. Zur Sturzprophylaxe hielten sich die Probanden an den Haltegriffen fest, während das Laufband auf das Zieltempo beschleunigte. Sobald sich der Proband sicher fühlte, lief er mit freiem Armpendeln weiter. Nach einer Gewöhnungsphase an die aktuelle Gehgeschwindigkeit für eine Dauer von mindestens zwei Minuten wurde der Messvorgang über 6 Sekunden ohne weitere Ankündigung gestartet. Da die Messung berührungslos und ohne akustisches Signal erfolgte, wurde eine Veränderung des Gangbildes durch den Messvorgang minimiert. Nach der Messung bremste das Laufband automatisch ab.

Für die dritte Messung wurde die Geschwindigkeit auf 2 km/h eingestellt. Nach einer weiteren Gewöhnung von mindestens zwei Minuten fand der Messvorgang über 8 Sekunden statt, um bei der erwartbar langsameren Schrittfolge drei komplette Gangzyklen zu erfassen. Während des Messvorgangs registrierte die integrierte Fußdruckmessplatte die Fußdruckpunkte, und die Beinachsen wurden mit einer seitlichen und einer hinter dem Probanden stehenden Kamera aufgezeichnet.

Nach jeder Messung wurde das Messergebnis auf die Plausibilität der dargestellten Wirbelsäulenform und auf mögliche Messartefakte überprüft. Diese Kontrolle beinhaltete die korrekte Erkennung der markierten Landmarken und erstellten Fixpunkte sowie die Nachvollziehbarkeit der dargestellten Bewegungsausschläge. Bei der Fußdruckvermessung wurde sichergestellt, dass drei vollständige Gangzyklen erfasst und jeder Fuß-Boden-Kontakt einzeln vom Gerät erkannt wurde. Falsch erkannte Fußkontakte konnten durch eine manuelle Korrekturfunktion in der Software nachjustiert werden. Bei unzureichender Ausgabequalität wurde die Messung wiederholt, und die Anzahl der Wiederholungen dokumentiert.

Die erste Wiederholungsmessung fand nach 1 bis 3 Tagen statt. Vor der Datenerhebung wurden die Probanden nach Müdigkeit, akuter Krankheit und Schmerzen beim Gehen gefragt, da diese Faktoren das Gangbild beeinflussen könnten. Es wurde dieselbe Reihenfolge und Ausführung der Messungen wie beim ersten Messtermin beibehalten.

Nach 30 ± 7 Tagen nach dem ersten Messtermin fand die zweite Wiederholungsmessung statt. Vor Beginn der dritten Datenerhebung wurden erneut die Ausschlusskriterien erfragt, um mögliche Änderungen im Gesundheitszustand zu erfassen. Anschließend wurde der 2-Minuten-Gehtest erneut durchgeführt, gefolgt von der Datenerhebung.

3.6.3 Nachbearbeitung von Messartefakten

Im Anschluss an jede Messung wurde die Darstellung des Wirbelsäulenmodells sowie die Fußabdrücke auf Plausibilität überprüft. Fälschlich automatisiert erkannte Fußabdrücke wurden manuell korrigiert. Artefakte, die durch Wiederholungsmessungen nicht eliminiert werden konnten, wurden tabellarisch dokumentiert, einschließlich der Angabe von Frame und Fehlerart. Eine Übersicht über die aufgetretenen Messartefakte ist unter Anhang 11 in Tabelle 8 dargestellt, während die Anzahl der Wiederholungsmessungen und Korrekturen im Anhang 11 in Tabelle 9 und Tabelle 10 aufgeführt sind. Bei der Plausibilitätsprüfung wurden die Wirbelsäulenrekonstruktionen und die Graphen der Wirbelkörperrotationen in der frontalen und sagittalen Ebene analysiert. Zudem wurde sichergestellt, dass drei vollständige Gangzyklen, beginnend mit dem Initial Contact des rechten Fußes, erfasst wurden.

Die Korrektur der Messartefakte erfolgte durch Herrn Heitmann, Mitarbeiter der Firma DIERS (Wiesbaden). Diese Korrektur stellte keine Manipulation der erhobenen Datensätze dar.

3.6.4 Datenaufbereitung und Visualisierung der Messergebnisse

In diesem Kapitel werden die Schritte zur Datenaufbereitung und Visualisierung der Messergebnisse beschrieben. Zunächst werden die genutzten Programme und der Vorgang der Generierung der Rohdaten vorgestellt.

Die Messungen und Analysen der Daten mit dem Untersuchungsgerät wurden mit der Version 3.1.7.7 durchgeführt, während die graphische Darstellung mit den SPSS-Versionen 5 und 7 sowie mit Excel (Version 2016) erstellt wurde. Zur Weiterverarbeitung der erhobenen Daten wurden diese mithilfe der DIERS Software (Version 3.10.8.β) in CSV-Dateien exportiert, um die Daten auf unterschiedlichen Systemen bearbeiten zu können.

Nach der Korrektur der Messartefakte wurden die Rotationsdaten jeder dynamischen Gangmessung als JoGufiles (Johannes-Gutenberg Files) generiert. Diese Rohdaten wurden mittels eines Exporttools als CSV-Dateien ausgegeben. Jede CSV-Datei enthält die Rotationspositionen der Wirbelkörper und des Beckens in der Transversalebene zu jedem Messzeitpunkt. Da die verwendete Softwareversion 3.1.7.7 keine Mehrfachmessungen derselben Geschwindigkeit exportieren kann, wurden getrennte Tabellen für jeden Messtag erstellt. Die Datensätze wurden auf Plausibilität überprüft und mit Ergebnissen früherer Softwareversionen verglichen, wobei insbesondere auf die konsistente Reihenfolge der Parameter geachtet wurde. Korrekturen, die an den Datensätzen vorgenommen wurden, sind im Anhang 11 in Tabelle 11 aufgeführt.

Die korrigierten Datensätze aller Messtage wurden anschließend mit Hilfe von Skripten des Statistical Analysis System (SAS, Version 9.4) in einer gemeinsamen Tabelle („Rohdatentabelle“) in SPSS (Statistical Package for the Social Sciences Version 23) zusammengeführt.

Während eine Rotation eines Wirbelkörpers nach links eine Rechtsrotation der Oberfläche durch den Processus spinosus bewirkt, entspricht eine Oberflächenrotation des Beckens nach rechts auch einer skelettalen Rotation nach rechts. Um die Beckenrotation mit den Wirbelkörperrotationen vergleichbar zu machen, wurde die Vorzeichendefinition für das Becken in der Rohdatentabelle umgekehrt: Oberflächenrotationen nach rechts werden als positiv (+) und nach links als negativ (-) dargestellt.

In der Rohdatentabelle sind die gesamten Daten der Wirbelkörperrotation/Beckenrotation von drei vollständigen Gangzyklen je Proband und Messtag erfasst.

In der ersten Stufe der Analyse wurden diese Daten graphisch dargestellt, um die Wirbelrotationen über drei Gangzyklen darzustellen. Die Visualisierungen der

Gangzyklen wurde in SPSS generiert. Durch die graphische Auftragung der Rotationen gegen den zeitlichen Verlauf der Frames entsteht eine oszillierende Kurve, in der das Schwingungsmuster der Wirbelrotationen sichtbar wird. In Abbildung 9 werden die Wirbelkörper- und Beckenrotationen in der Transversalebene über drei Gangzyklen bei 2 km/h dargestellt.

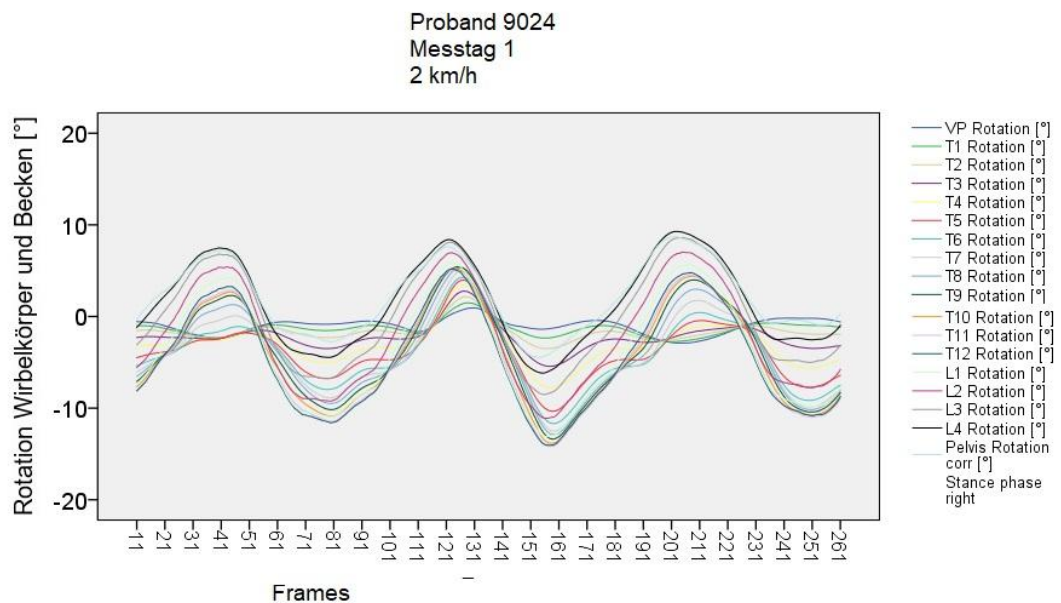


Abbildung 9: Rohdatenausgabe der Schwingungskurve eines Probanden über drei Gangzyklen bei 2 km/h

Allerdings ist die Anzahl der aufgenommenen Frames in den Rohdaten variabel und hängt von der Schrittlänge und -dauer der Probanden ab. Dies erschwert die Vergleichbarkeit der Rohdaten, sowohl intraindividuell als auch zwischen den Probanden. Um eine konsistente Darstellung zu gewährleisten, wurde der SGZ herangezogen.

Ein Gangzyklus beginnt definitionsgemäß unmittelbar vor dem IC des rechten Fußes und endet mit dem erneuten Bodenkontakt desselben Fußes. Da die Dauer der Gangzyklen variiert, wird die absolute Anzahl an Frames in relative Zeiteinheiten von 0 – 100 % des Gangzyklus umgerechnet. Jeder Gangzyklus wird demnach in 101 Beobachtungszeiträume unterteilt. Mithilfe eines speziell entwickelten SAS-Skripts, entwickelt durch das IMBEI der Universitätsmedizin Mainz, wurden die Messdaten in standardisierte Gangzyklen überführt. Die Rotationspositionen der Wirbelkörper und des Beckens wurden auf den relativen Zeitpunkt des Gangzyklus bezogen, wodurch die Daten normiert und ein Vergleich verschiedener Probanden und Messungen unabhängig von Schrittlänge und Dauer des Gangzyklus möglich ist, außerdem ist

eine visuelle Plausibilitätsprüfung des SGZ möglich. Durch die Mittelung der Positionen der Wirbelkörper über die drei Gangzyklen und deren Normierung auf den SGZ wird eine geglättete Kurve erzeugt. Diese Kurve wird mithilfe einer Spline-Interpolation berechnet, wodurch individuelle Schwankungen im Bewegungsmuster geglättet und ein durchschnittlicher Gangzyklus generiert wird. Dies ermöglicht den Vergleich verschiedener Probanden und Messungen, unabhängig von Schrittlänge und Dauer des Gangzyklus.

In Abbildung 10 ist nachvollziehbar, wie die Verwendung des SGZ und die Glättung der Daten Schritt- zu- Schritt- Schwankungen drei aufeinander folgender Gangzyklen harmonisiert werden, und eine konsistente und vergleichbare Analyse der Gangmuster möglich ist.

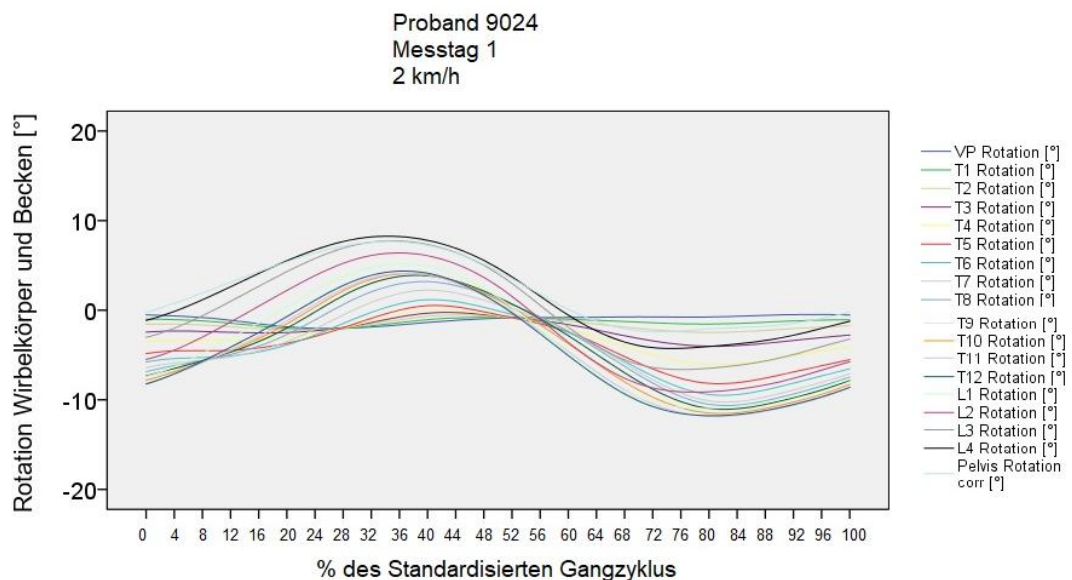


Abbildung 10: Geglättete Kurve der Wirbelkörper-/Beckenrotation eines Probanden im SGZ bei 2 km/h

3.7 Statistische Testung

Die statistische Auswertung wurde durch das Institut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik (IMBEI) der Universitätsmedizin Mainz unterstützt. Eine statistische Beratung fand am 20.04.2018 statt.

Für die primäre Fragestellung (Kapitel 3.8) wird die Intraklassenkorrelation (ICC) berechnet, um die intraindividuelle Konstanz der Bewegungsmuster über drei Messzeitpunkte hinweg zu beurteilen. Die methodische Spezifikation der ICC-Berechnung wird in Kapitel 3.8.3 detailliert beschrieben. Hier erfolgt eine

Hypothesentestung mit einem Signifikanzniveau von 5 % (α -Fehler) und einer Teststärke von 80 %.

Die sekundären Fragestellungen (Kapitel 3.9) werden hingegen explorativ bearbeitet. Der ICC wird dort ausschließlich als deskriptives Effektmaß berichtet, ergänzt durch 95 %-Konfidenzintervalle. Es erfolgt keine formale Hypothesentestung, keine Verwerfung einer Nullhypothese und keine Adjustierung für multiples Testen. Die Interpretation beschränkt sich auf Hinweise und die Generierung neuer Fragestellungen für künftige Studien.

3.8 Primäre Fragestellung

Die primäre Fragestellung besteht darin, den Anteil an intra-individueller Varianz zwischen wiederholten Messungen zu bestimmen, um die zeitliche Konstanz individueller Bewegungsmuster zu beurteilen. Hierzu wird die ICC über drei Messzeitpunkte hinweg berechnet. Die ICC untersucht das Verhältnis der Varianz zwischen den Probanden (Streuung der Parameterwerte zwischen den Personen) zur Varianz innerhalb der Probanden (Streuung der Messwerte einer Person über die drei Messzeitpunkte).

1. Da sich Bewegungsmuster aus zwei zentralen Komponenten zusammensetzen – der Bewegungsamplitude und dem Timing der Teilbewegung – werden beide Aspekte getrennt untersucht. Die primäre Fragestellung gliedert sich daher in zwei Teilaspekte. Intraindividuelle Übereinstimmung der Bewegungsamplituden:

Es werden die transversalen Rotationsmaxima der Wirbelkörper und des Beckens bestimmt. Zur Beurteilung der Konstanz wird der ICC berechnet.

2. Intraindividuelle Übereinstimmung des Timings:

Es werden die Zeitpunkte des Erreichens der transversalen Rotationsmaxima der Wirbelkörper und des Beckens untersucht (Zeitachse: SGZ). Zur Beurteilung der Konstanz wird ebenfalls die ICC berechnet.

Es wird angenommen, dass in der Stichprobe ein $ICC \geq 0,4$ vorliegt, wenn konstante Gangparameter bestehen. Für beide Teilaspekte werden Hypothesen definiert. Bei einer Teststärke (Power) von 80 % wird die Nullhypothese bei einem Signifikanzniveau von 5 % (α - Fehler) verworfen, und die Alternativhypothese angenommen.

1. Bewegungsamplitude

Nullhypothese (H_0): Die intraindividuelle Übereinstimmung der maximalen transversalen Rotationsamplituden ist nicht größer als zufällig zu erwarten. Der ICC liegt $< 0,4$.

Alternativhypothese (H_1): Die intraindividuelle Übereinstimmung der maximalen transversalen Rotationsamplituden über die Messzeitpunkte hinweg ist größer als zufällig zu erwarten. Der ICC liegt $\geq 0,4$.

2. Timing

Nullhypothese (H_0): Die intraindividuelle Übereinstimmung des Zeitpunktes des Erreichens der maximalen transversalen Rotationsamplitude ist nicht größer als zufällig zu erwarten. Die ICC liegt $< 0,4$.

Alternativhypothese (H_1): Die intraindividuelle Übereinstimmung des Zeitpunktes des Erreichens der maximalen transversalen Rotationsamplitude über die Messzeitpunkte hinweg ist größer als zufällig zu erwarten. Die ICC liegt $\geq 0,4$.

Eine hohe Varianz zwischen den Probanden weist auf systematische Unterschiede zwischen Individuen hin, während eine hohe Varianz innerhalb eines Probanden auf eine geringe Konstanz der Messungen hinweist. Die ICC dient somit als Maß für die Übereinstimmung von Beobachtungen und kann als Indikator für die Reliabilität des Messverfahrens interpretiert werden (95). Große Unterschiede zwischen Probanden bei gleichzeitig geringer intraindividueller Varianz und hohem ICC-Wert deuten auf eine hohe Messreabilität hin. Auf dieser Grundlage ist es möglich, eine Bewertung der Intersession-Reliabilität des Untersuchungsgerätes vorzunehmen (111).

Auf Grundlage dieser Annahme ist es zulässig eine Bewertung der Intersessionreliabilität des Untersuchungsgerätes vorzunehmen.

3.8.1 Einteilung des Probandenkollektivs

Das Probandenkollektiv wird in verschiedene Untergruppen eingeteilt, um die Auswirkungen spezifischer Variablen auf die Konstanz der Gangmuster zu untersuchen.

Die statistischen Analysen sind entsprechend den definierten Untergruppen durchgeführt, um potenzielle Unterschiede in den Gangmustern zu identifizieren. Hierbei wird die ICC sowohl für die Gesamtgruppe als auch für die einzelnen Untergruppen berechnet. Aufgrund der geringen Fallzahlen in den Untergruppen wird jedoch die notwendige Anzahl an Probanden zur Durchführung statistischer Tests mit signifikanten Ergebnissen nicht erreicht. Daher stellen die Ergebnisse in diesen Untergruppen eher Tendenzen oder deskriptive Werte dar, was die Interpretation der Ergebnisse einschränkt.

3.8.2 Fallzahlplanung

Es wird von folgendem Szenario ausgegangen: Eine zugrundeliegende Messgenauigkeit des Verfahrens (ICC true) ist vorhanden, und die Probanden stellen eine Stichprobe aus dieser Population dar. Es wird eine ICC in dieser Stichprobe gemessen und mit einer Nullhypothese verglichen. Die Fallzahlplanung gibt an, wie groß die Stichprobe sein muss, um mit einer 80 % Chance (Power) die Nullhypothese bei einem Signifikanzniveau von 5 % (α -Fehler) verwerfen zu können, wenn die angenommene „ICC (true)“ zutrifft (112).

Die Tabelle im Anhang zeigt für bestimmte Nullhypothesen und tatsächliche ICC-Werte die benötigte Fallzahl. Es wird angenommen, dass in der Stichprobe der Probanden ein $ICC \geq 0,4$ resultiert, wenn konstante Gangparameter existieren. Somit kann eine Fallzahl von mindestens 21 Probanden zu einem signifikanten Ergebnis führen, wodurch die Nullhypothese bei einer ICC von unter 0,4. abgelehnt werden kann. Um Drop-Outs zu kompensieren und dennoch signifikante Ergebnisse zu gewährleisten, ist die Probandenzahl auf 25 festgelegt.

Diese Fallzahlplanung bietet die Grundlage, um zu überprüfen, ob die Konstanz der Bewegungsmuster der Probanden während des Messzeitraumes signifikant ist.

3.8.3 Berechnung der Intraklassenkorrelation

Die ICC wird als Quotient aus der Differenz der Varianzen der intraindividuellen und interindividuellen Messwerte (systemische Varianz) und der Summe dieser Varianzen (Gesamtvarianz) gebildet (111):

$$ICC = \frac{\text{systemische Varianz}}{\text{Gesamtvarianz}} = \frac{MS(\text{zwischen}) - MS(\text{Innerhalb})}{MS(\text{zwischen}) + (k - 1) * MS(\text{Innerhalb})}$$

k: Anzahl der Beobachtungsfälle

MS: mittlere Quadratsumme

Die Varianzen werden durch mittlere Quadratsummen wie folgt berechnet:

$$MS(\text{zwischen}) = \frac{\sum_i (ei - g)^2}{n - 1}$$

n: Anzahl der Beobachtungsfälle (Laufindex: i)

ei: Mittelwert eines Beobachtungsfalles i

g: Mittelwert aller Beobachtungswerte xij

Die statistische Auswertung wurde mit IBM SPSS Statistics, Version 23 durchgeführt. Die gewählte Modifikation der ICC-Bestimmung war Two-way mixed, absolute agreement, was die folgende Berechnung zur Folge hat:

$$ICC = \frac{MS_R * MS_E}{MS_R + \frac{MS_C * MS_E}{n}}$$

MS_R: mittleres Quadrat je Zeile

MS_E: mittleres Abweichungsquadrat

MS_C: mittleres Quadrat für Spalten

n: Anzahl der Probanden (95)

Die Werte der ICC liegen zwischen ±1 und 0. Eine ICC = 1 liegt vor, wenn MS_{innerhalb} = 0, das heißt wenn alle Messwerte einer Person zu allen drei Messzeitpunkten genau gleich sind. Bei einer ICC = 1 ist die gesamte beobachtete Streuung zwischen den Probanden zu beobachten. Dies würde für eine perfekte Reliabilität sprechen. Eine ICC = 0 liegt vor, wenn MS_{zwischen} = MS_{innerhalb}, das heißt, dass die Varianz zwischen den Beobachtungsfällen jene innerhalb der Fälle nicht übersteigt, d. h. alle Probanden würden dasselbe Gangmuster zeigen und alle Unterschiede wären durch Messungenauigkeit zu erklären. Es bestände keine

Reliabilität. In dem Fall, dass $MS_{\text{zwischen}} < MS_{\text{innerhalb}}$ wird die ICC negativ (95, 111, 113).

Auf der Grundlage eines 95 % -Konfidenzintervalls der ICC-Schätzung weisen nach einer Interpretation von Koo et al. (2016) Werte unter 0,5, auf eine schlechte, zwischen 0,5 und 0,75 auf eine mäßige, zwischen 0,75 und 0,9 auf eine gute und Werte über 0,9 auf ausgezeichnete Zuverlässigkeit hin (95).

3.9 Sekundäre Fragestellung

Die sekundären Fragestellungen werden explorativ bearbeitet; eine Anpassung für multiples Testen erfolgt nicht. Die Ergebnisse werden primär deskriptiv berichtet. Für binäre und kategoriale Variablen werden absolute und relative Häufigkeiten angegeben, für stetige und ordinale Variablen Mittelwert, Standardabweichung, Median, Interquartilsabstand, Minimum und Maximum. Ergänzend werden, sofern sinnvoll interpretierbar, 95 %-Konfidenzintervalle angegeben.

3.9.1 Einfluss des Aktivitätslevels auf die intraindividuelle Konstanz

Es wird untersucht, ob das Aktivitätslevel der Probanden einen Einfluss auf die intraindividuelle Konstanz des segmentalen Bewegungsmusters beim Gehen ausübt. Hierzu erfolgt eine Einteilung der Stichprobe anhand des HPA-Scores in zwei Gruppen: eine Gruppe mit einem Wert oberhalb des Medians der Kohorte und eine Gruppe mit einem Wert unterhalb des Medians.

Die Bewertung der Konstanz erfolgt analog zur primären Fragestellung anhand des Intraklassenkorrelationskoeffizienten (ICC). Als Zielgrößen werden sowohl die maximalen transversalen Rotationsamplituden der Wirbelkörper (segmentweise) als auch die Zeitpunkte des Erreichens der maximalen Rotation relativ zum standardisierten Gangzyklus (SGZ) untersucht. Für beide Gruppen werden ICC-Punktschätzer mit 95 % -Konfidenzintervallen berechnet. Zusätzlich wird die Differenz der ICC-Werte (ΔICC) zwischen den Gruppen ermittelt und mit einem 95 % -Konfidenzintervall berichtet.

Zur Sensitivitätsanalyse wird die innerhalbssubjektliche Streuung (z. B. Standardabweichung oder Median Absolute Deviation der Messungen pro Person)

berechnet und deskriptiv zwischen den Gruppen verglichen. Fehlende Werte werden so behandelt, dass für die ICC-Berechnungen nur vollständige Fälle mit allen drei Messzeitpunkten berücksichtigt werden. Die Anzahl der ausgeschlossenen Fälle wird dokumentiert.

Die Interpretation erfolgt rein explorativ: Unterschiede zwischen den Gruppen werden anhand der Punktschätzer und Konfidenzintervalle beschrieben. Ein Ausschluss des Nullwerts im 95 % -Konfidenzintervall gilt nicht als formale Testentscheidung, sondern lediglich als Hinweis, der in zukünftigen Studien überprüft werden muss.

3.9.2 Visuelle Darstellung individueller Bewegungsmuster

Zur Veranschaulichung unterschiedlicher Bewegungsmuster werden exemplarisch individuelle Schwingungskurven ausgewählter Probanden dargestellt. Die Auswahl erfolgt so, dass unterschiedliche Bewegungsprofile repräsentiert werden. Ziel ist es, wiederkehrende Muster über die Messzeitpunkte hinweg sichtbar zu machen und gleichzeitig die Eignung der gewählten visuellen Darstellungsform für die Analyse segmentaler Bewegungen zu bewerten.

Die Darstellung erfolgt auf Basis des SGZ (0–100 %) und der Amplituden in Grad (°). Die Achsen werden einheitlich skaliert, und die einzelnen Messzeitpunkte werden gekennzeichnet.

Die Bewertung der Visualisierungen orientiert sich an den Kriterien der Erkennbarkeit wiederkehrender Muster, der Unterscheidbarkeit segmentaler Anteile des Bewegungsmusters sowie der Anwendbarkeit für klinische und biomechanische Interpretationen. Diese Analysen dienen ausschließlich der Illustration und haben keinen inferenzstatistischen Anspruch.

4 Ergebnisse

In diesem Kapitel wird zunächst das Probandenkollektiv in Hinsicht auf Alter, Geschlecht und BMI beschrieben. Anschließend werden die Ergebnisse der Voruntersuchungen dargestellt, einschließlich des Fragebogens zur körperlichen Aktivität sowie des 2-Minuten-Gehtests. Im Hauptteil erfolgt die Analyse der rasterstereographisch erfassten Gangparameter. Diese Ergebnisse dienen der

Beantwortung der primären Fragestellung zur intraindividuellen Konstanz der Bewegungsmuster. Darauf aufbauend werden die sekundären Fragestellungen explorativ ausgewertet.

4.1 Darstellung der Probandengruppe (Alter, Geschlecht, BMI)

In dieser Studie wurden 25 Probanden untersucht, 12 Männer und 13 Frauen. Die Deskriptivstatistik der Probandengruppe ist in Tabelle 3 aufgeführt. Das Alter der Probanden lag zwischen 23 und 64 Jahren, mit einem Durchschnittsalter von 34 Jahren (Standardabweichung = 12 Jahre). Der durchschnittliche BMI, berechnet aus Körpergröße und Gewicht, lag bei 24 kg/m². Die Frauen wiesen eine durchschnittliche Körpergröße von 1,71 m und ein Gewicht von 67,5 kg auf, während die Männer im Mittel 1,82 m groß waren und 83,16 kg wogen.

Tabelle 3: Mittelwert und Standardabweichung von Alter, Gewicht, Körpergröße, BMI des Probandenkollektivs

	Gesamtheit (n = 25)		Frauen (n = 13)		Männer (n = 12)	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
Alter [Jahre]	34,68	12,07	35,38	13,81	33,92	10,42
Gewicht [kg]	75,0	14,17	67,47	12,44	83,16	11,40
Körpergröße [m]	1,76	0,09	1,71	0,08	1,82	0,05
BMI [kg/m²]	24,01	3,45	22,94	3,21	25,17	3,45

4.1.1 Dropouts

In die Studie wurden nach Berücksichtigung der Ausschlusskriterien 25 Probanden aufgenommen. In Abbildung 11 ist die Probandenauswahl zur Studienteilnahme und die Aufnahme in die Datenanalyse dargestellt. Vier der 29 Interessierten konnten gemäß der Ausschlusskriterien nicht an der Studie teilnehmen. Der Ausschluss erfolgte bereits bei dem vorbereitend durchgeführten Telefonat zur Studieninformation.

- Ein Proband konnte wegen Schmerzen nicht teilnehmen.
- Zwei Probandinnen konnten aufgrund von Schwangerschaft nicht aufgenommen werden.
- Ein Proband musste aufgrund einer großen Tätowierung auf dem Rücken von der Studienteilnahme ausgeschlossen.

Während des Messvorgangs kam es zu keinem Abbruch der Teilnahme. Einzelne Messungen mussten aufgrund von Messfehlern in der Datenanalyse ausgeschlossen werden, welche in Tabelle 4 detailliert aufgeführt sind.

Tabelle 4: Von der Analyse ausgeschlossene Messungen mit Angabe der Ausschlussgründe

Probanden-Pseudonym	Dropout
RDfw9002	Erste Wiederholungsmessung, 2 km/h: zu lange Schrittlänge, keine 3 Gangzyklen während der Messzeit von 8 Sekunden
RDfw9003	Erste Wiederholungsmessung, 2 km/h: Ausleuchtung fehlerhaft
RDfw9010	Erste Wiederholungsmessung, 2 km/h: zu lange Schrittlänge, keine 3 Gangzyklen während der Messzeit von 8 Sekunden

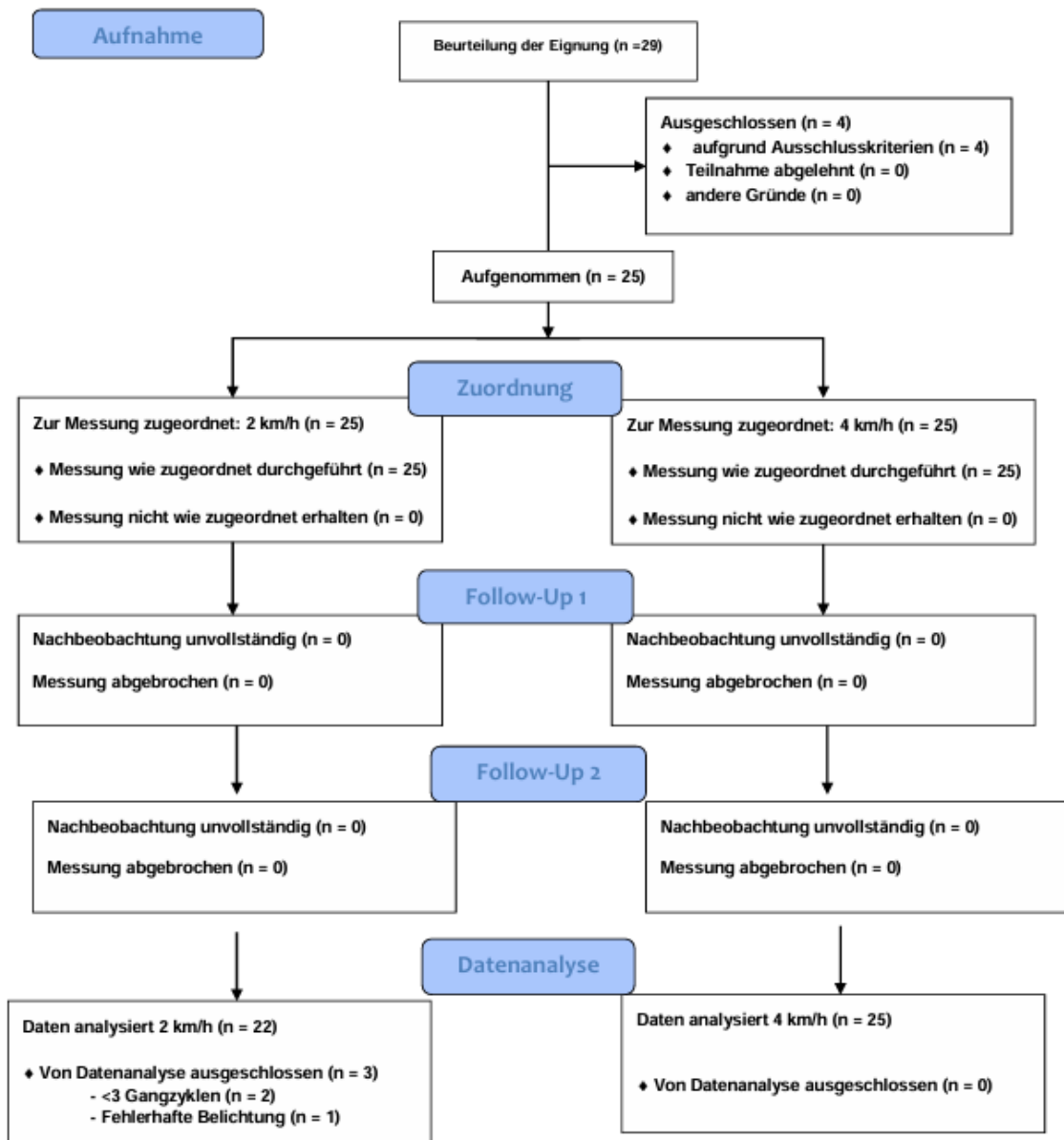


Abbildung 11: CONSORT Flussdiagramm zu Akquise und Dropouts

4.2 Ergebnisse der Einschusstests

In diesem Abschnitt werden die Resultate der standardisierten Voruntersuchungen deskriptiv vorgestellt. Zur Untersuchung der funktionellen Gehfähigkeit wurde jeweils vor dem ersten und zweiten Wiederholungstermin der 2-Minuten-Gehtest durchgeführt.

Vor dem ersten Messtermin füllte jeder Proband den Fragebogen zur körperlichen Aktivität (HPA) aus.

4.2.1 Ergebnisse 2-Minuten-Gehtest

Beim 2-Minuten-Gehtest am ersten Messtag legten die Probanden im Durchschnitt eine Gehstrecke von 196,29 m zurück, während sie am dritten Messtag eine etwas größere Distanz von 196,9 m erreichten. Dies entspricht einer mittleren Steigerung von 61 cm im Vergleich zur ersten Messung. Die mittlere Gehgeschwindigkeit des Probandenkollektivs erhöhte sich zwischen der ersten und der zweiten Messung um 0,02 km/h. Die Tabelle 5 zeigt die mittlere Gehstrecke und Gehgeschwindigkeit des gesamten Probandenkollektivs an den beiden Messzeitpunkten. Diese geringe Differenz ist im Rahmen der Messungenauigkeit als gleiche Distanz zu werten.

Tabelle 5: Ergebnisse des 2-Minuten-Gehtests: Mittelwerte und Standardabweichungen aller Probanden am ersten und dritten Untersuchungstag

	Messtag 1 Mittelwert (SD)	Messtag 3 Mittelwert (SD)
Gehstrecke [m]	196,29 (± 22,41)	196,90 (± 16,41)
Geschwindigkeit [km/h]	6,54 (± 0,74)	6,56 (± 0,55)

In Abbildung 12 wird die erreichte Gehstrecke graphisch dargestellt. Der blaue Balken repräsentiert die Ergebnisse des ersten Messtages, während der rote Balken die Resultate des dritten Messtages darstellt. Drei Probanden, die stark abweichende Ergebnisse im Vergleich zur restlichen Gruppe erreichten, sind als Ausreißer oberhalb der Whisker dargestellt. Die Grafik verdeutlicht die hohe Homogenität der Messergebnisse im Probandenkollektiv.

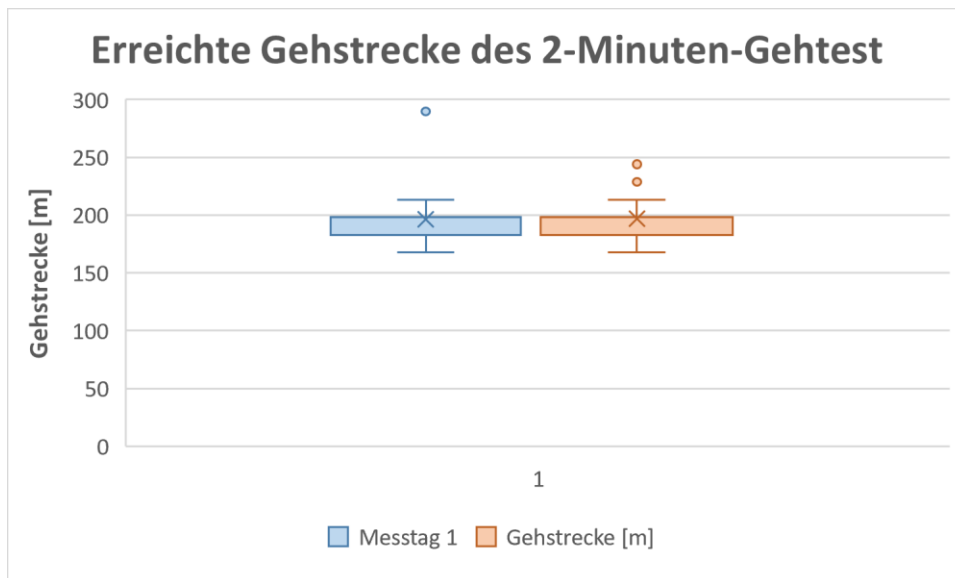


Abbildung 12: Dargestellt ist die durchschnittliche Gehstrecke aller Probanden des 2-Minuten-Gehtests . Analyse der Messwerte aller Probanden. Blau: Gehstrecke des ersten Messtages, Orange: Gehstrecke des dritten Messtages. Die Boxplots zeigen Median, Interquartilsabstand sowie Ausreißer; das Kreuz markiert den Mittelwert.

4.2.2 Ergebnisse des Fragebogens HPA zur körperlichen Aktivität

Der Fragebogen zur habituellen körperlichen Aktivität erfasst die Aktivitäten in drei Dimensionen: Arbeit, Sport und Freizeit. Unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Gewichtung der Dimensionen wurde die habituelle körperlicher Aktivität (HPA) errechnet. (s. auch Anhang 8, S.129).

Die Auswertung nach den Skalen von Baecke (109) ergab einen mittleren Aktivitätsscore von 8,78, wie in Tabelle 6 dargestellt.

Tabelle 6: Ergebnisse des HPA Aktivitätsfragebogen bei einer Gesamtheit von 25 Probanden

Dimensionen des HPA	Mittelwert (SD)
Workindex	2,56 (± 0,59)
Freizeitindex	3,24 (± 0,51)
Sportindex	2,98 (± 0,61)
HPA Gesamt	8,78 (± 0,77)

In Abbildung 13 sind die Mittelwerte des Aktivitätsfragebogens für alle Probanden einschließlich der Standardabweichung dargestellt. Die X-Achse zeigt die errechneten Dimensionen des Scores, während auf der Y-Achse der dimensionslose Scorewert

abgetragen ist. Der Workindex beschreibt die körperliche Arbeitsbelastung, der Freizeitindex gibt Auskunft über den Umfang der aktiven Freizeitgestaltung. Der Sportscore bildet die Häufigkeit und Intensität sportlicher Aktivitäten ab, während der Sportindex die sportbezogenen Aktivitäten insgesamt bewertet. Der HPA-Gesamtwert ist ein gewichteter Score, der auf den vier Dimensionen Work-, Freizeit-, Sportindex und Sportscore basiert. Zur Analyse des Einflusses des Aktivitätsniveaus wurde das Probandenkollektiv in zwei Gruppen unterteilt: eine Gruppe mit einem Aktivitätsscore oberhalb oder gleich dem kollektivspezifischen Median ($n = 14$) und eine Gruppe mit einem Score unterhalb des Medians ($n = 11$).

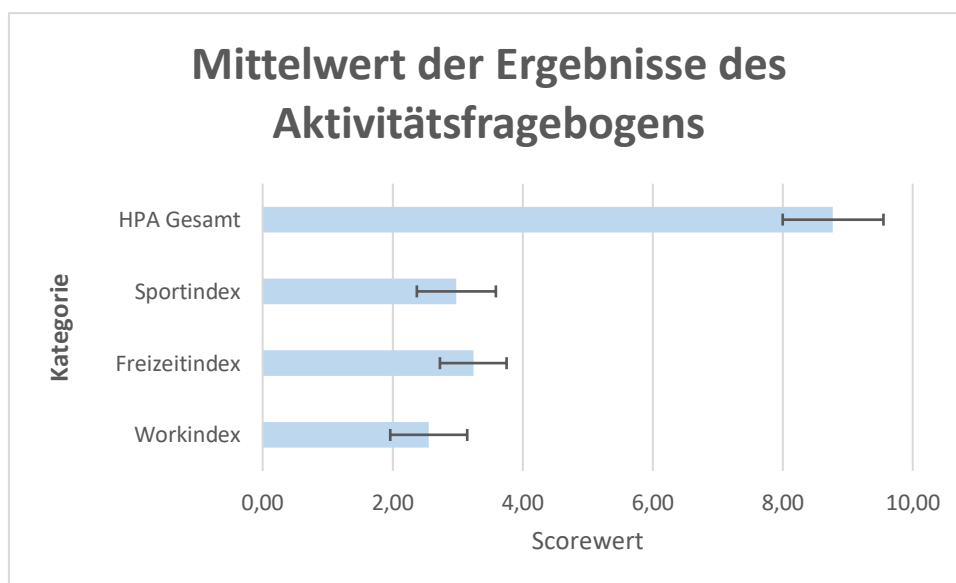


Abbildung 13: Mittelwerte des Aktivitätsfragebogens HPA aller Probanden mit Angabe der Standardabweichung; Die Y-Achse zeigt die errechneten Dimensionen des Scores. Der Workindex misst die körperliche Arbeitsbelastung, der Freizeitindex gibt Auskunft über den Umfang der aktiven Freizeitgestaltung. Der Sportscore zeigt die Häufigkeit und Intensität sportlicher Aktivitäten. Der Sportindex fasst alle sportbezogenen Aktivitäten zusammen und bewertet die sportliche Aktivität insgesamt. Der HPA ist ein gewichteter Wert basierend auf den 4 Dimensionen Work-, Freizeit-, Sportindex und Sportscore. Auf der X-Achse ist der dimensionslose Wert des Scores aufgetragen.

4.3 Ergebnisse zur intraindividuellen Konstanz der Wirbelsäulen- und Beckenbewegung beim Gehen

Ziel dieser Untersuchung ist es, die Konstanz des individuellen Bewegungsmusters über drei Messungen innerhalb von 30 Tagen zu analysieren. An jedem Messtag wurden Messungen bei 2 km/h sowie bei 4 km/h durchgeführt. Zur Bewertung der

intraindividuellen Stabilität wird die Bewegungsvarianz der Wirbelkörper bestimmt und über die Messzeitpunkte hinweg verglichen. Der Fokus liegt dabei auf zwei Parametern:

1. der maximalen Rotationsamplitude in der Transversalebene
2. dem Zeitpunkt des Rotationsmaximums in Relation zum SGZ

Die Konstanz der Messwerte wird mithilfe der ICC beurteilt. Die ICC vergleicht die Werte zwischen den unterschiedlichen Messzeitpunkten und setzt diese in Relation zur Varianz im Gesamtkollektiv. Eine methodische Erläuterung der ICC findet sich in Kapitel 3.8.3.

Zusätzlich wird untersucht, ob Gehgeschwindigkeit, Geschlecht oder Aktivitätsgrad Einflussfaktoren auf die Konstanz der Wirbelkörperbewegungen darstellen. Hierzu werden ICC-Werte in den entsprechenden Untergruppen berechnet. Es ist zu beachten, dass Auswertungen mit einer Fallzahl von unter $n = 21$ Probanden keine hinreichende Aussagekraft für signifikante Ergebnisse besitzen.

4.3.1 Ergebnisse zur Konstanz der maximalen Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens beim Gehen

Zur Bestimmung der intraindividuellen Konstanz der maximalen Rotationsamplitude wurde die Intraklassenkorrelation (ICC) über die drei Messzeitpunkte hinweg berechnet. Die Berechnung erfolgte für jeden Wirbelkörper sowie für das Becken. Die Analyse umfasst sowohl das Gesamtkollektiv als auch Untergruppen getrennt nach Geschlecht und Aktivitätslevel. Die ICC-Werte werden sowohl für beide Geschwindigkeiten hinweg zusammengefasst als auch getrennt für 2 km/h und 4 km/h ausgewiesen. Die Ergebnisse werden im Folgenden graphisch dargestellt und beschrieben.

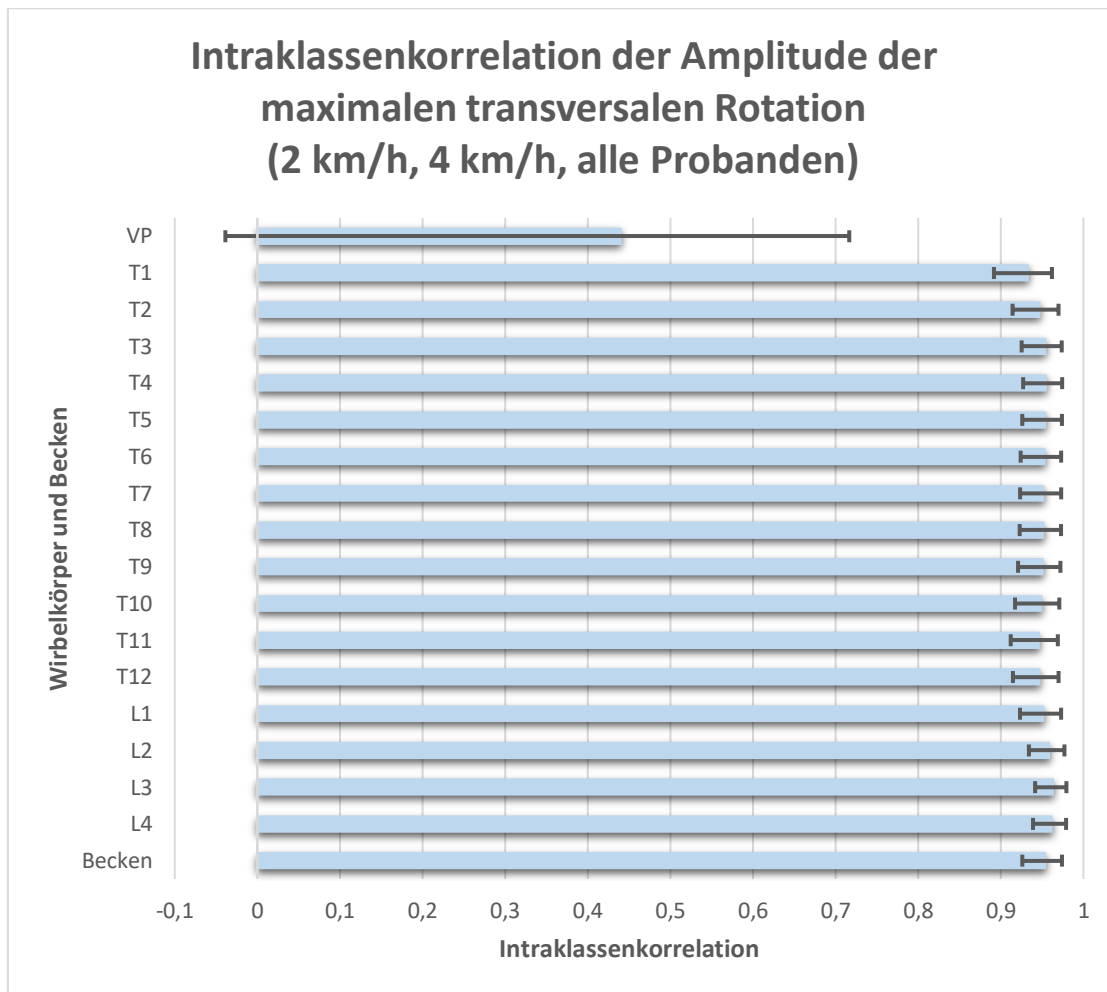


Abbildung 14: Darstellung der ICC-Werte der maximalen Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens für alle Probanden (2 km/h und 4 km/h kombiniert). Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 %-Konfidenzintervallen (n = 44 Messungen je Messtag)

Die Ergebnisse in Abbildung 14 zeigen eine sehr hohe Übereinstimmung der Rotationsamplitude ($ICC > 0,9$) von T1 bis einschließlich des Beckens. Eine Ausnahme bildet die Vertebra prominens (VP), die mit einem $ICC < 0,5$ eine deutlich geringere Übereinstimmung aufweist. Zudem zeigt sich bei der VP das größte 95 % - Konfidenzintervall.

4.3.1.1 ICC-Werte der maximalen Rotationsamplitude stratifiziert nach Geschlecht

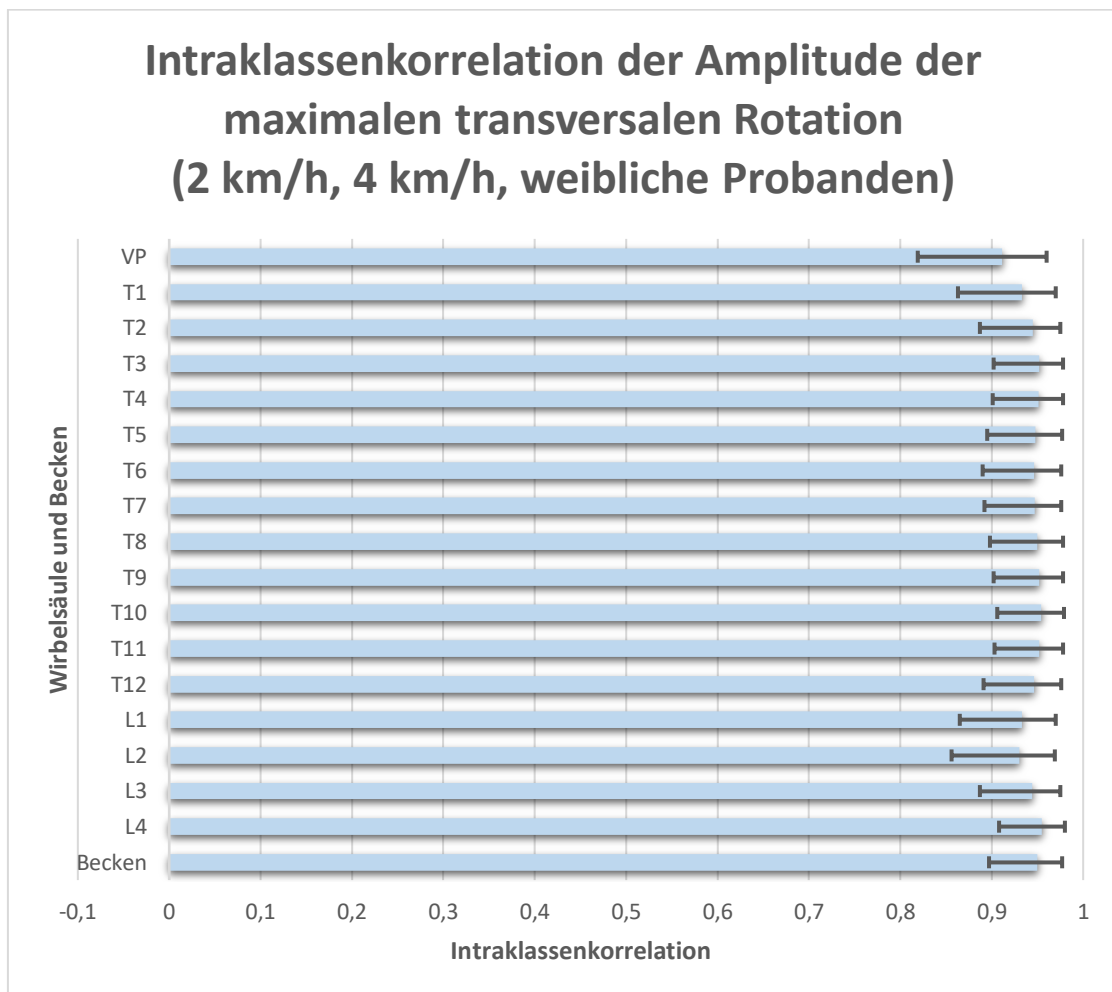


Abbildung 15: Darstellung der ICC-Werte der maximalen Rotationsamplitude für weibliche Probanden (2 km/h und 4 km/h kombiniert). Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 %-Konfidenzintervallen (n = 26 Messungen je Messtag)

Bei den weiblichen Probanden Abbildung 15 ist die intraindividuelle Übereinstimmung für alle Wirbelkörper und das Becken sehr hoch (ICC > 0,9). Eine geringere Übereinstimmung zeigt sich im oberen Lumbalbereich (L1, L2), wo die Werte mit ICC = 0,93 bzw. ICC = 0,95 unterhalb der übrigen Messungen liegen.

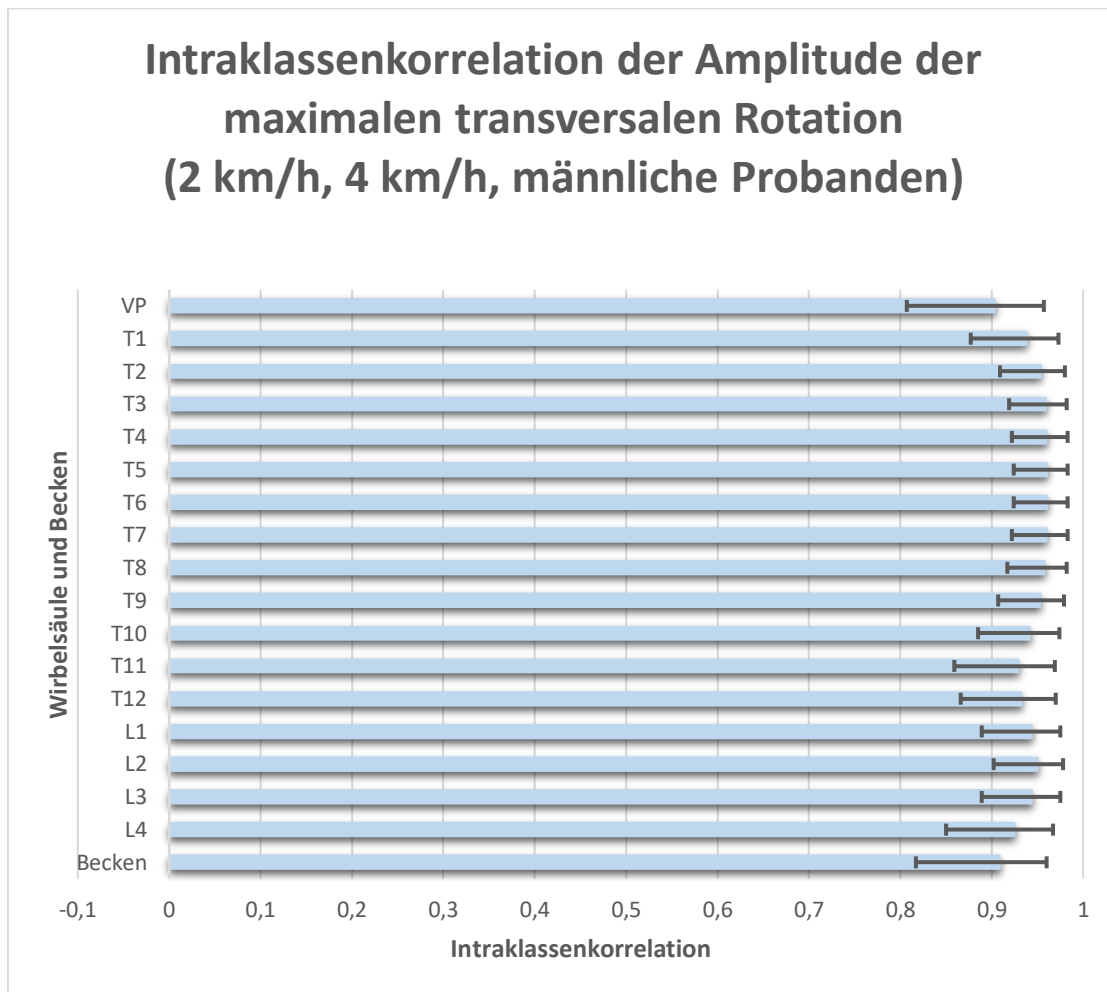


Abbildung 16: Darstellung der ICC-Werte der maximalen Rotationsamplitude für männliche Probanden (2 km/h und 4km/h kombiniert). Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 %-Konfidenzintervallen (n = 24 Messungen je Messtag).

Bei den männlichen Probanden Abbildung 16 zeigt sich ebenfalls eine sehr hohe intraindividuelle Übereinstimmung ($ICC > 0,9$) für alle Wirbelkörper und das Becken. In der unteren Brustwirbelsäule (T11, T12) wird jedoch eine geringere Konstanz beobachtet ($ICC = 0,93$ für beide Segmente).

4.3.1.2 ICC-Werte der maximalen Rotationsamplitude stratifiziert nach Geschwindigkeit

Die Ergebnisse zur maximalen Wirbelkörperrotation getrennt nach Laufgeschwindigkeit werden wie folgt dargestellt:

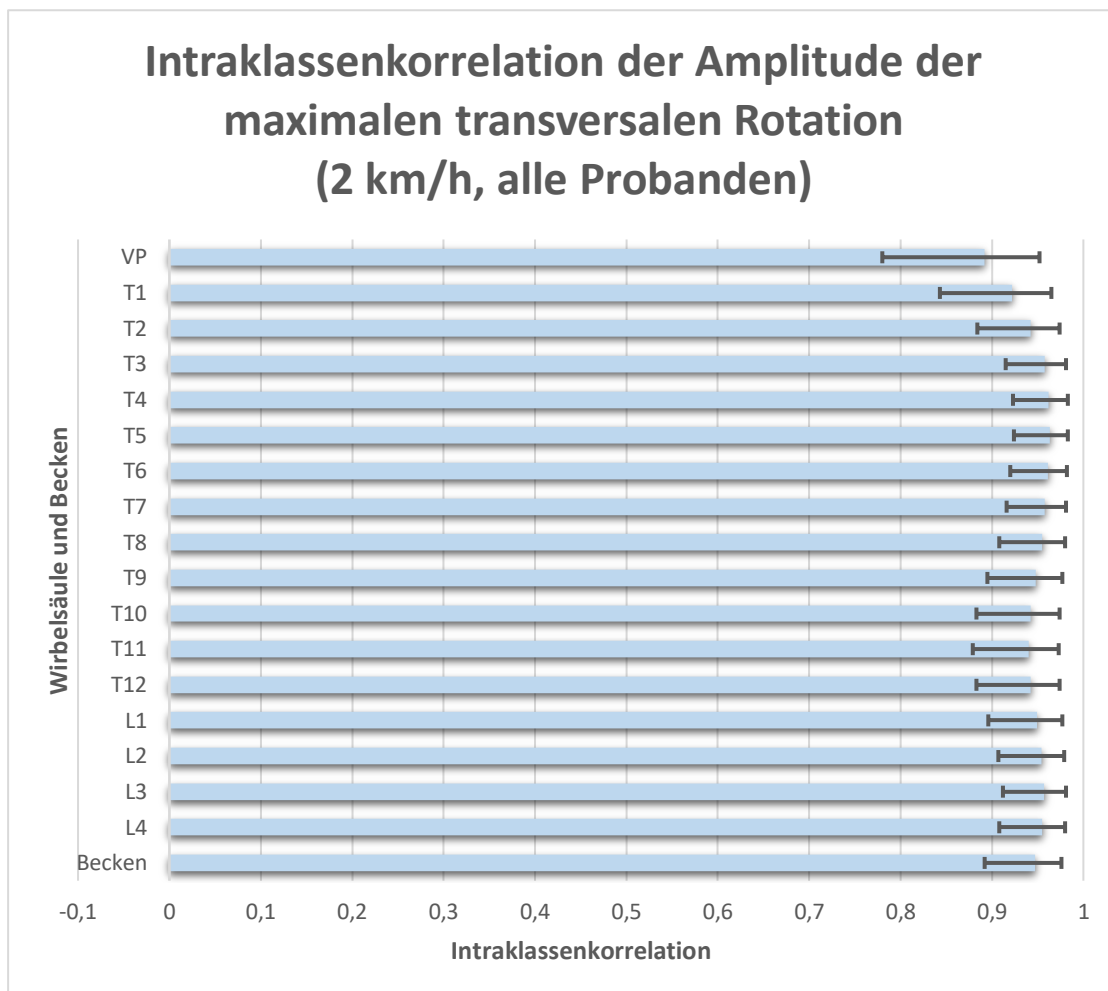


Abbildung 17: Darstellung der ICC-Werte der maximalen Rotationsamplitude für alle Probanden bei 2 km/h. Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95% Konfidenzintervallen (n = 46 Messungen je Messtag).

In Abbildung 17 wird die intraindividuelle Konstanz der maximalen Rotationsamplitude bei einer Geschwindigkeit von 2 km/h für beide Geschlechter dargestellt. Die Ergebnisse in Abbildung 17 verdeutlichen, dass bei 2 km/h für fast alle Wirbelkörper eine sehr hohe Übereinstimmung vorliegt ($> 0,9$). Die VP zeigt jedoch erneut eine geringere Übereinstimmung. Auch am thorakolumbalen Übergang sind niedrigere ICC-Werte zu erkennen.

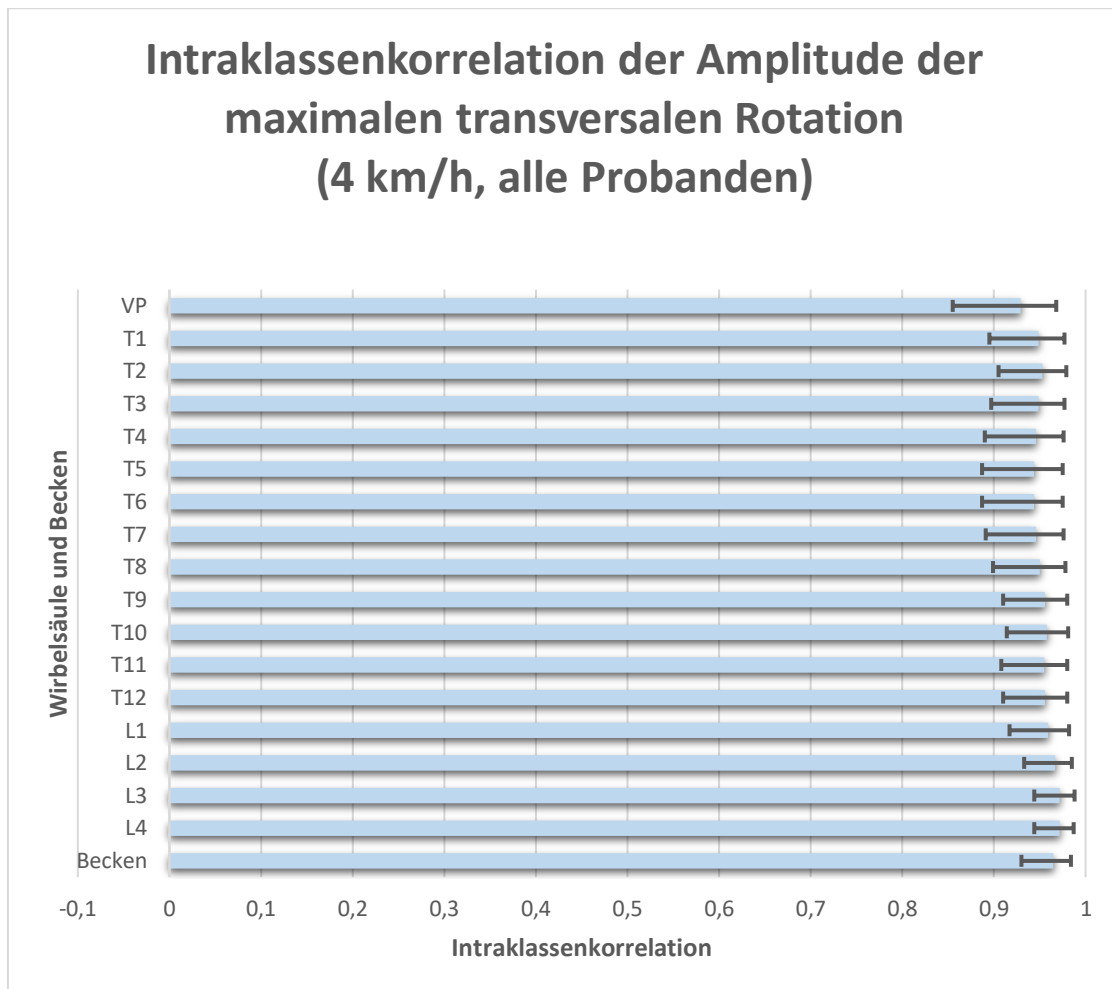


Abbildung 18: Darstellung der ICC-Werte der maximalen Rotationsamplitude für alle Probanden bei 4 km/h. Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % - Konfidenzintervallen (n = 50 Messungen je Messtag).

Bei 4 km/h (Abbildung 18) zeigen alle Wirbelkörper und das Becken eine sehr hohe Übereinstimmung ($ICC > 0,9$). Im Vergleich zu 2 km/h weist das Becken bei 4 km/h höhere ICC-Werte auf, was auf eine größere Konstanz der Rotationsamplitude bei höherer Gehgeschwindigkeit hinweist.

4.3.2 Ergebnisse zur Konstanz des Zeitpunktes der maximalen Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens in Relation zum Gangzyklus

Der Zeitpunkt des Erreichens der maximalen Rotationsamplitude relativ zum SGZ charakterisiert das individuelle Bewegungsmuster. Zur Beurteilung der intraindividuellen Konstanz wird die ICC über drei Messzeitpunkte segmentweise (VP,

T1–L4) sowie für das Becken berechnet. Die Analyse erfolgt für das Gesamtkollektiv sowie für Untergruppen getrennt nach Geschlecht und getrennt nach Gehgeschwindigkeit 2 km/h und 4 km/h. Die methodischen Details der ICC-Berechnung sind in Kapitel 3.8.3 beschrieben.

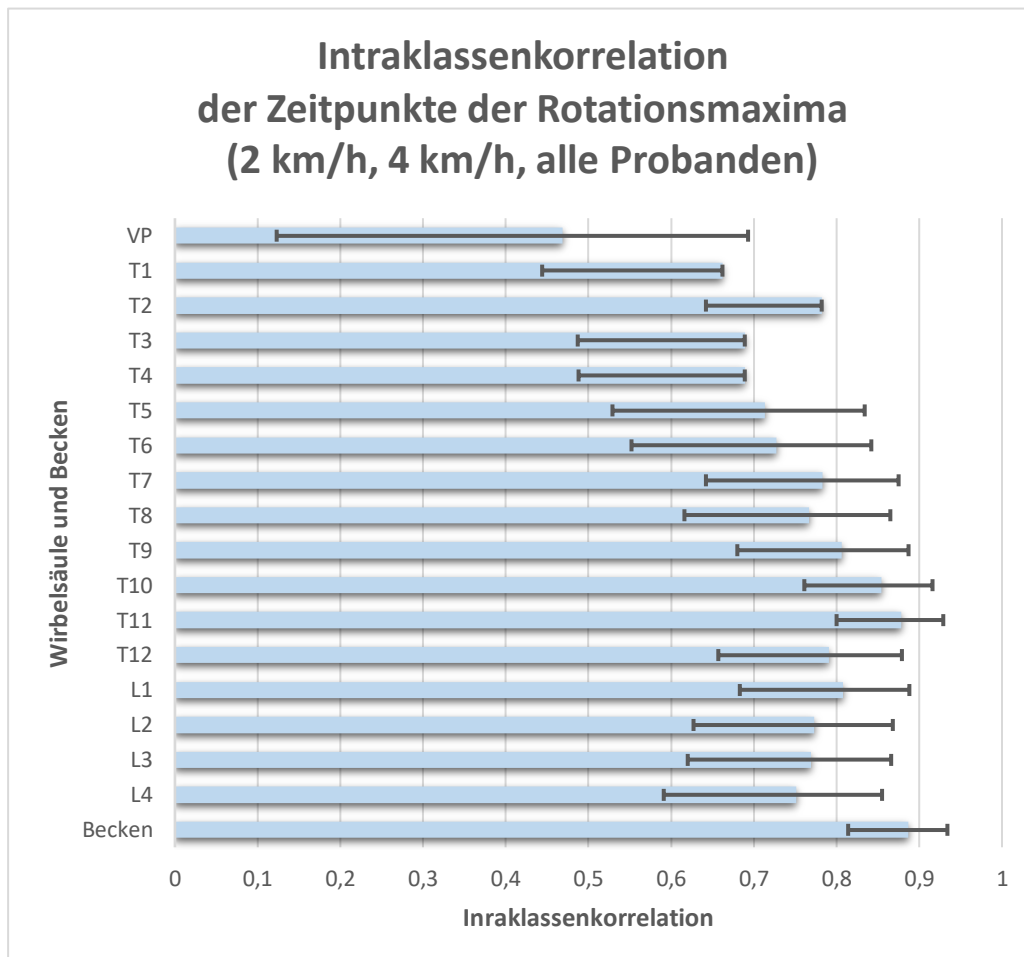


Abbildung 19: Darstellung der ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen Rotation der Wirbelkörper und des Beckens (2 km/h und 4 km/h kombiniert, Gesamtkollektiv). Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % - Konfidenzintervallen (n = 25 Messungen je Messtag).

Im Gesamtkollektiv (Abbildung 19) liegen die ICC-Werte überwiegend im Bereich von 0,6 bis 0,9. Die Vertebra prominens (VP) zeigt den niedrigsten Wert mit 0,44 und das breiteste 95 % -Konfidenzintervall. Besonders hohe Werte finden sich bei T1 und T2 (jeweils etwa 0,95) sowie bei L3, L4 und Becken (jeweils etwa 0,96).

4.3.2.1 ICC des Zeitpunktes der maximalen Rotationsamplitude stratifiziert nach Geschlecht

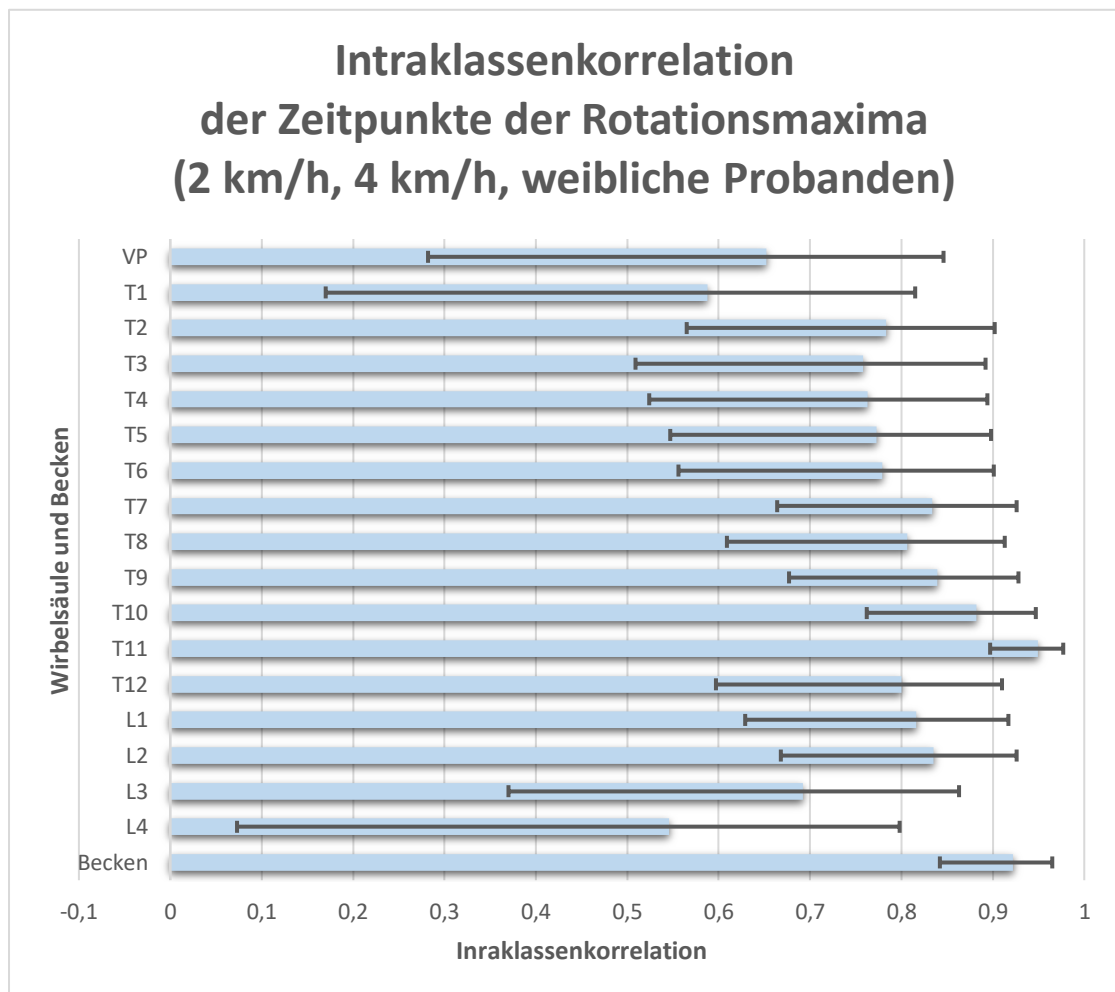


Abbildung 20: Darstellung der ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen Rotation der Wirbelkörper und des Beckens (2 km/h und 4 km/h kombiniert, 13 weibliche Probanden). Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % - Konfidenzintervallen (n = 26 Messungen je Messtag).

Bei den weiblichen Probanden (Abbildung 22) liegen die ICC-Werte überwiegend zwischen 0,6 und 0,9. T1 und L4 liegen unter 0,6. Bei VP, T1 und L4 sind die 95 % - Konfidenzintervalle deutlich breiter, was eine geringere Präzision der Schätzung anzeigt.

Intraklassenkorrelation der Zeitpunkte der Rotationsmaxima (2 km/h, 4 km/h, männliche Probanden)

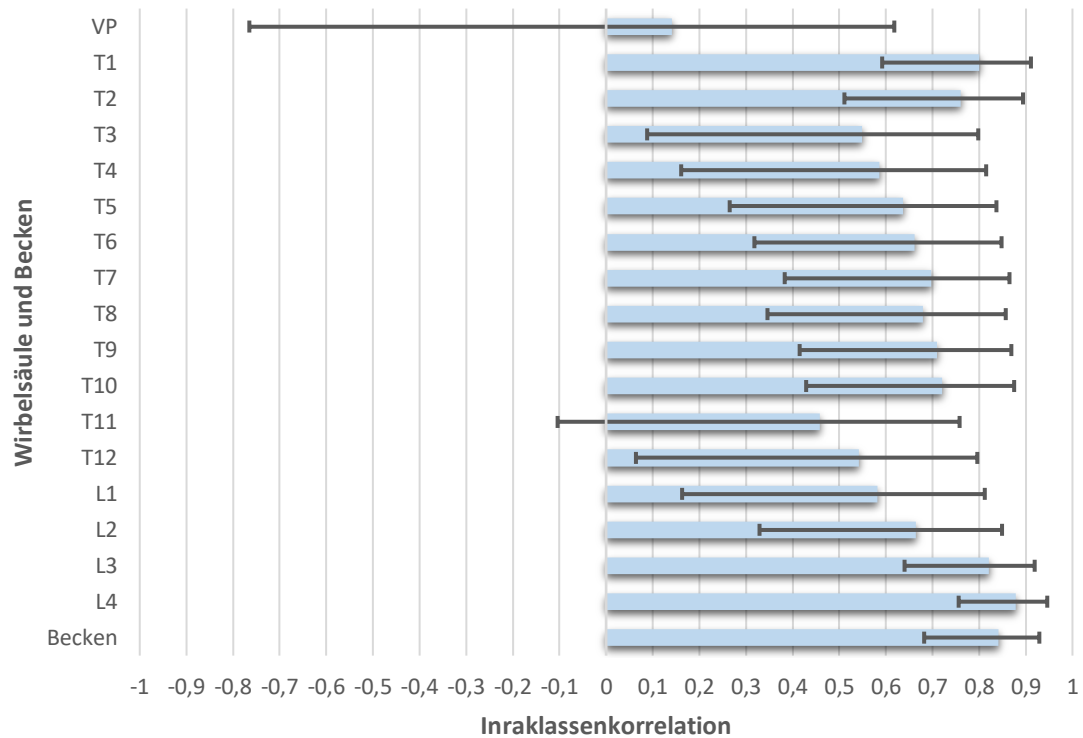


Abbildung 21: Darstellung der ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen Rotation der Wirbelkörper und des Beckens (2 km/h und 4 km/h kombiniert, 12 männliche Probanden). Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % - Konfidenzintervallen (n = 24 Messungen je Messtag)

Bei den männlichen Probanden (Abbildung 24) liegen die ICC-Werte überwiegend zwischen 0,5 und 0,9. VP und T11 liegen unter 0,5 und zeigen die größten 95 % - Konfidenzintervalle. Die Berechnungen der ICC-Werte beziehen sich auf Messungen bei Geschwindigkeiten von 2 km/h und 4 km/h.

4.3.2.2 ICC des Zeitpunktes der maximalen Rotationsamplitude stratifiziert nach Geschwindigkeit

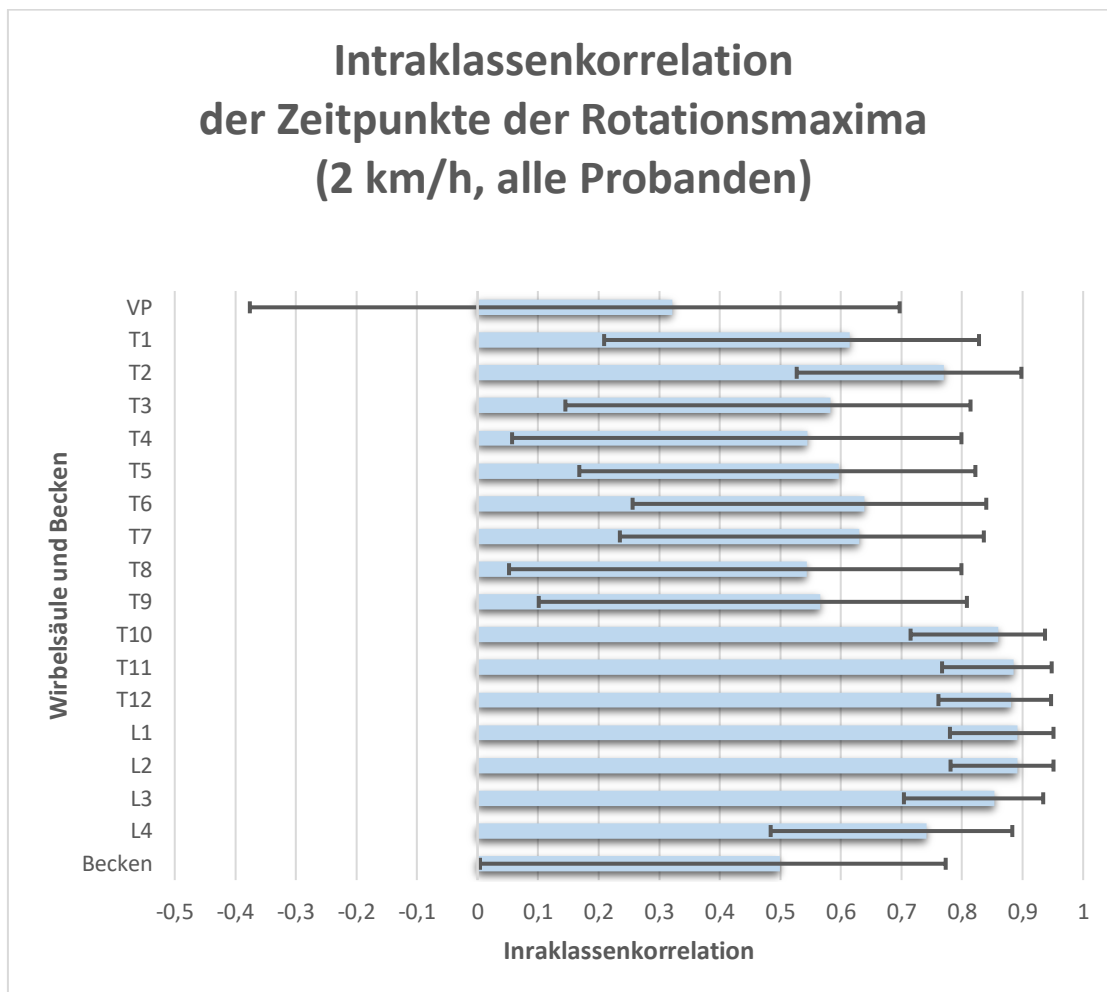


Abbildung 22: Darstellung der ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen Rotation der Wirbelkörper und des Beckens (2 km/h, Gesamtkollektiv). Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % - Konfidenzintervallen (n = 44 Messungen je Messtag).

Bei 2 km/h (Abbildung 22) liegen die ICC-Werte überwiegend zwischen 0,5 und 0,9. VP und Becken liegen unter 0,5. Im thorakolumbalen Bereich (T10 bis L3) finden sich höhere Werte (ICC > 0,8). VP, Becken sowie T1 bis T9 weisen breite Konfidenzintervalle auf.

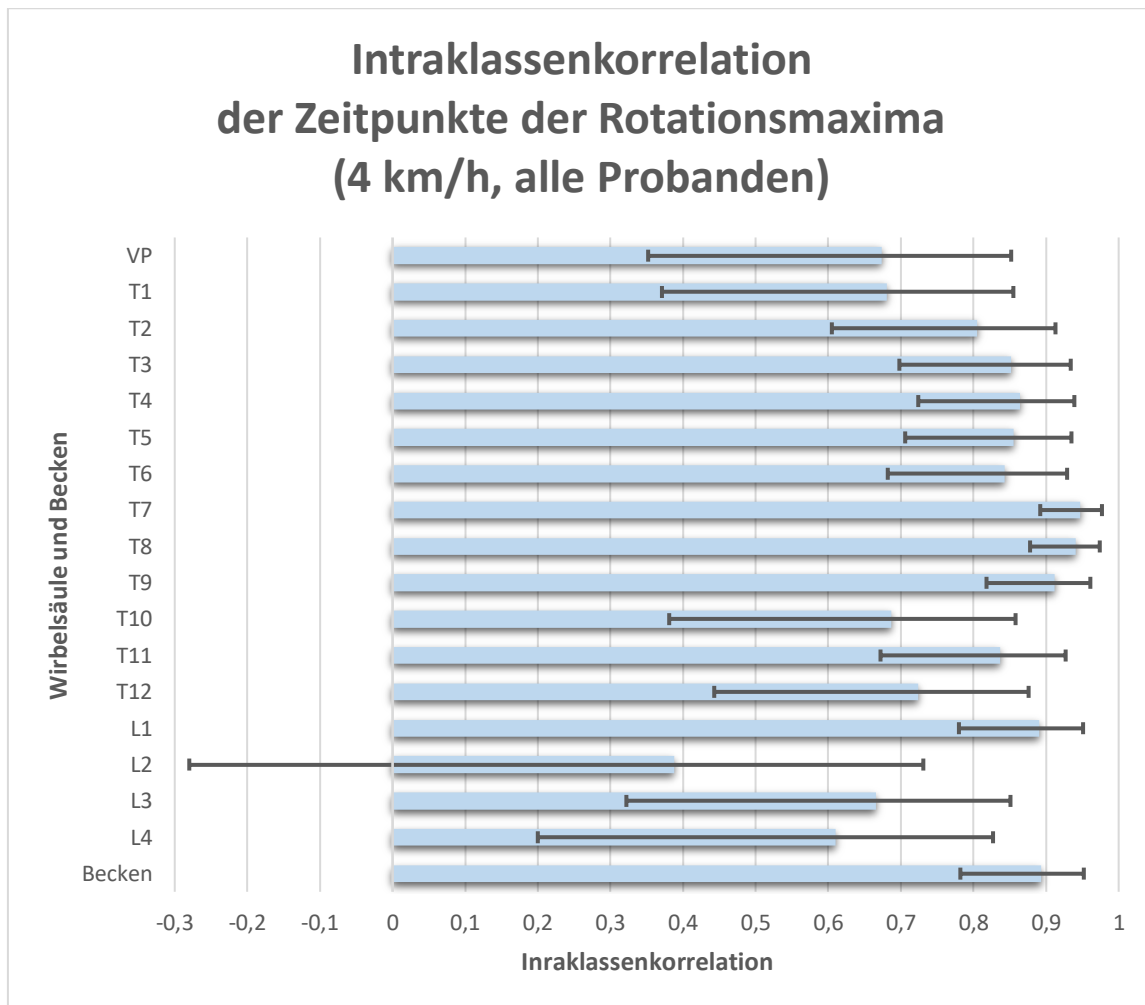


Abbildung 23: Darstellung der ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen transversalen Rotation der Wirbelkörper und des Beckens (4 km/h, Gesamtkollektiv). Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % - Konfidenzintervallen (n = 25 Messungen je Messtag).

Bei 4 km/h (Abbildung 23) liegen die ICC-Werte, mit Ausnahme von L2, über 0,5. Hohe Werte zeigen sich bei T7 bis T9, L1 und dem Becken (ICC $\approx$ 0,89). Für L2 bis L4 sind die Konfidenzintervalle breiter.

Zusammenfassend zeigt sich für die Zeitpunkte der Rotationsmaxima eine moderate bis hohe intraindividuelle Konstanz. VP sowie einzelne thorakale und lumbale Segmente weisen geringere Werte und breitere Konfidenzintervalle auf. Nach der definierten Entscheidungsregel (ICC $\geq$ 0,4) liegen alle Werte oberhalb des Schwellenwertes, sodass die Nullhypothese verworfen und die Alternativhypothese bestätigt werden kann.

4.3.2.2.1 Konstanz des Gangmusters zwischen den Messtagen

Zur Analyse der Konstanz des Gangmusters bei Wiederholungsmessungen wurden ICC-Werte für die Kombination der ersten beiden Messtage sowie für den ersten mit dem dritten Messtag berechnet. Die Ergebnisse sind in den folgenden Abbildungen dargestellt.

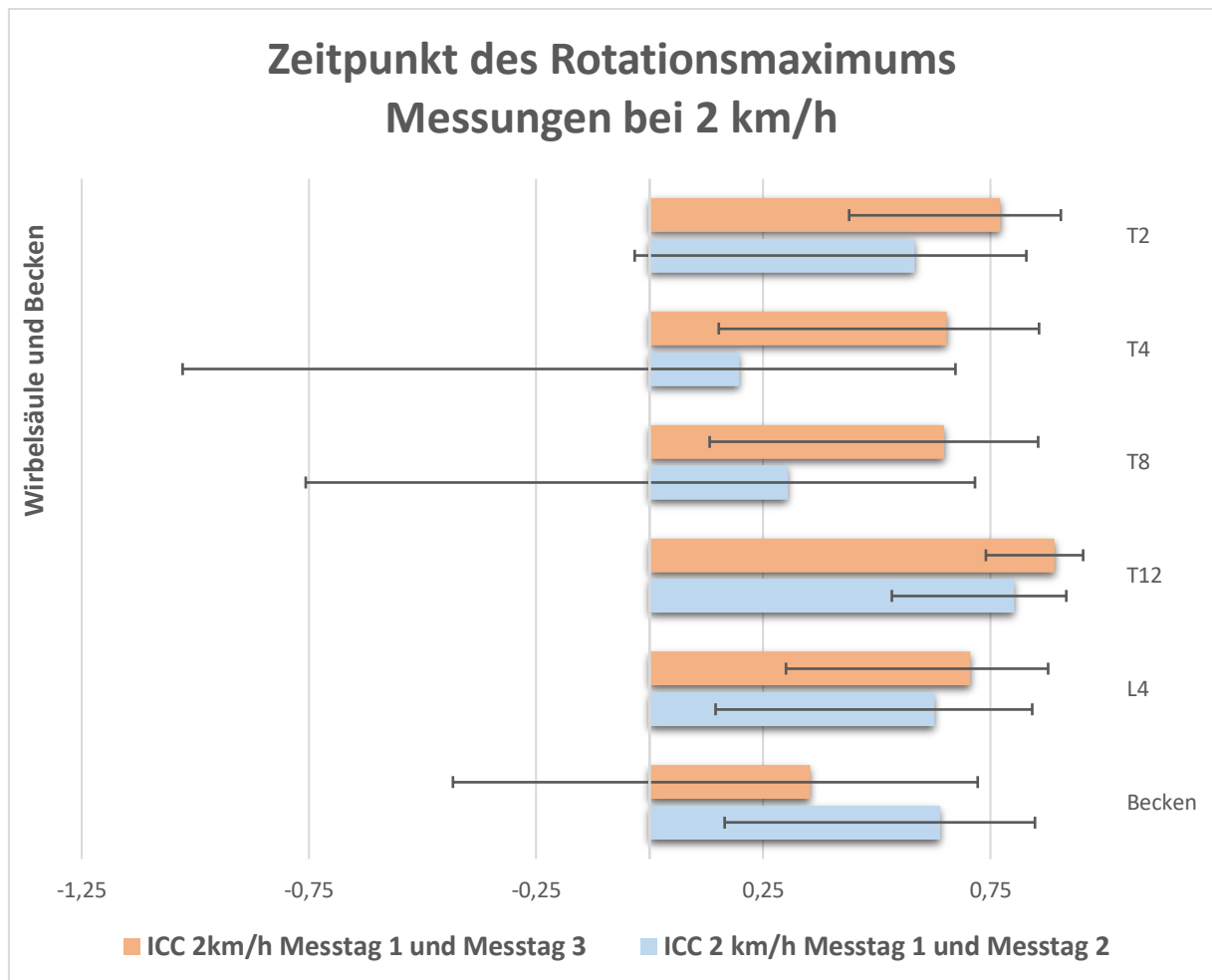


Abbildung 24: Darstellung der ICC-Werte des Zeitpunktes der maximalen transversalen Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens bei 2 km/h. Die Werte basieren auf Messdaten von jeweils zwei Messtagen ohne Geschlechtertrennung. Blaue Balken zeigen die Ergebnisse von Messtag 1 zu Messtag 2, orangefarbene Balken die Ergebnisse von Messtag 1 zu Messtag 3. Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % - Konfidenzintervallen (n = 44 Messungen je Messtag).

In Abbildung 24 sind die ICC-Werte des ersten Messzeitpunktes mit den Werten des zweiten Messzeitpunkt bei 2 km/h dargestellt (blauer Balken), sowie ICC-Werte bei 2 km/h für die Messungen des ersten mit dem dritten Messtages (oranger Balken). Der Mittelwert der ICC-Werte über alle Wirbelkörper hinweg liegt für die Analyse des

Messtages eins mit dem Messtag zwei bei 0,53 und für die Analyse von Messtag eins zu Messtag drei bei 0,67.

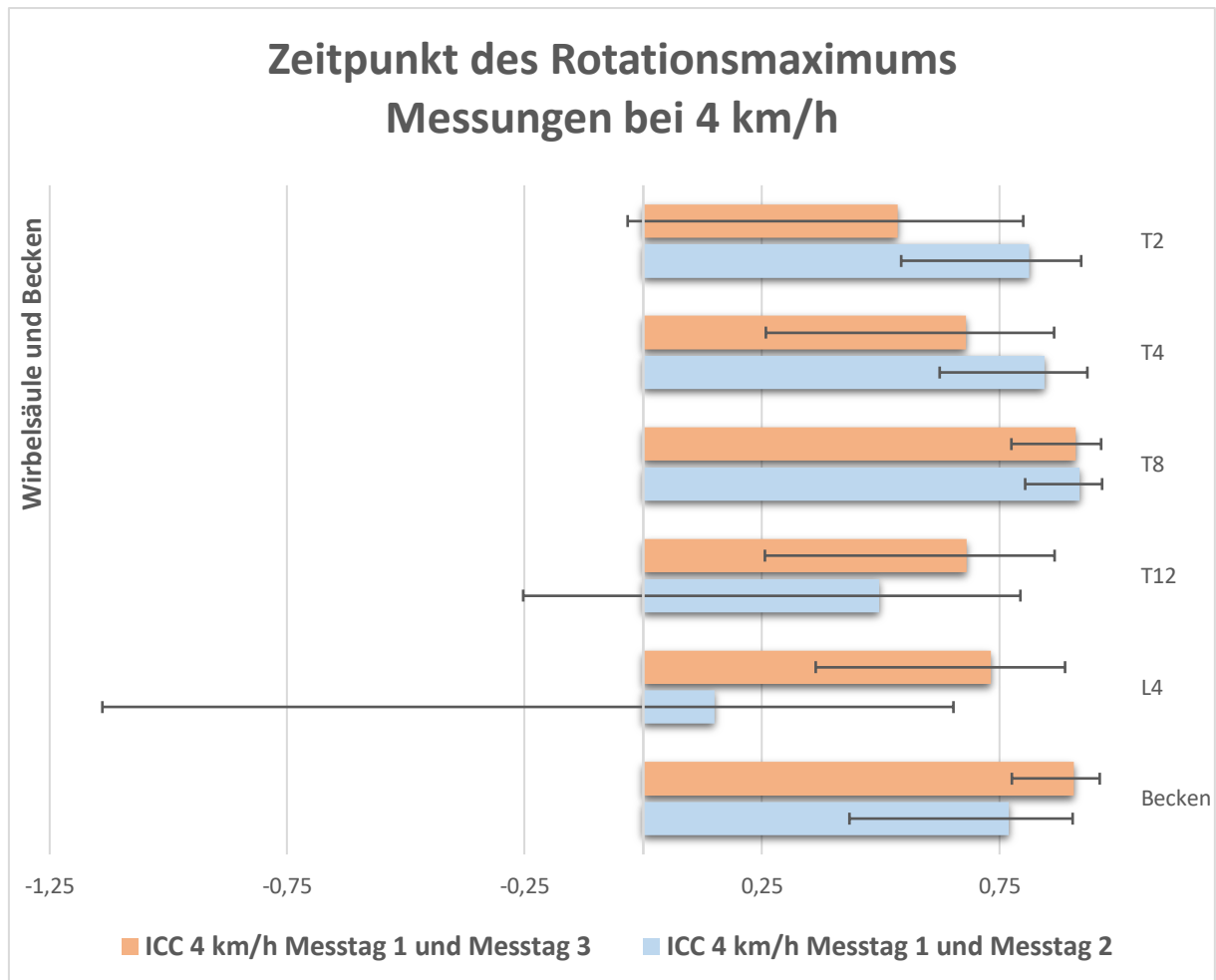


Abbildung 25: Darstellung der ICC-Werte des Zeitpunktes der maximalen transversalen Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens bei 4 km/h. Die Werte basieren auf Messdaten von jeweils zwei Messtagen ohne Geschlechtertrennung. Blaue Balken zeigen die Ergebnisse von Messtag 1 zu Messtag 2, orangefarbene Balken die Ergebnisse von Messtag 1 zu Messtag 3. Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % - Konfidenzintervallen (n = 44 Messungen je Messtag).

In Abbildung 25 sind die ICC-Werte des ersten Messzeitpunktes mit dem zweiten Messzeitpunkt bei 4 km/h in Relation gesetzt (blauer Balken) sowie ICC-Werte des ersten verglichen mit dem dritten Messzeitpunkt (orangener Balken) gezeigt. Der Mittelwert der in der Graphik präsentierten ICC-Werte liegt für die Analyse des Messtages eins mit dem Messtag zwei bei 0,67 und für die Analyse von Messtag eins zu Messtag drei bei 0,74. Bei einzelnen Wirbelkörpern, insbesondere bei T12 für die Kombination von Messtag 1 und 2, zeigt sich ein breites 95 % - Konfidenzintervall.

4.4 Ergebnisse im Bezug zu den sekundären Fragestellungen

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse dargestellt, die sich auf die sekundären Fragestellungen der Studie beziehen. Zunächst wird der Einfluss des körperlichen Aktivitätsniveaus auf die intraindividuelle Konstanz der Bewegungsmuster untersucht. Anschließend folgen exemplarische Einzelfallanalysen mit visualisierten Schwingungskurven der Wirbelsäulen- und Beckenbewegung zur Beurteilung ihrer Reproduzierbarkeit.

4.4.1 Einfluss des Aktivitätsniveaus auf die Bewegungskonstanz

Das Aktivitätsniveau der Probanden wird mithilfe eines Aktivitätsfragebogens erhoben. Wie in Kapitel 4.2.2 beschrieben, handelt es sich bei dem Kollektiv um eine weitgehend homogene Gruppe. Zur Analyse werden die Probanden anhand des Medians in zwei Gruppen eingeteilt, eine Gruppe mit höherem und eine Gruppe mit niedrigerem Aktivitätsniveau. Die ICC-Werte werden getrennt nach diesen Gruppen berechnet.

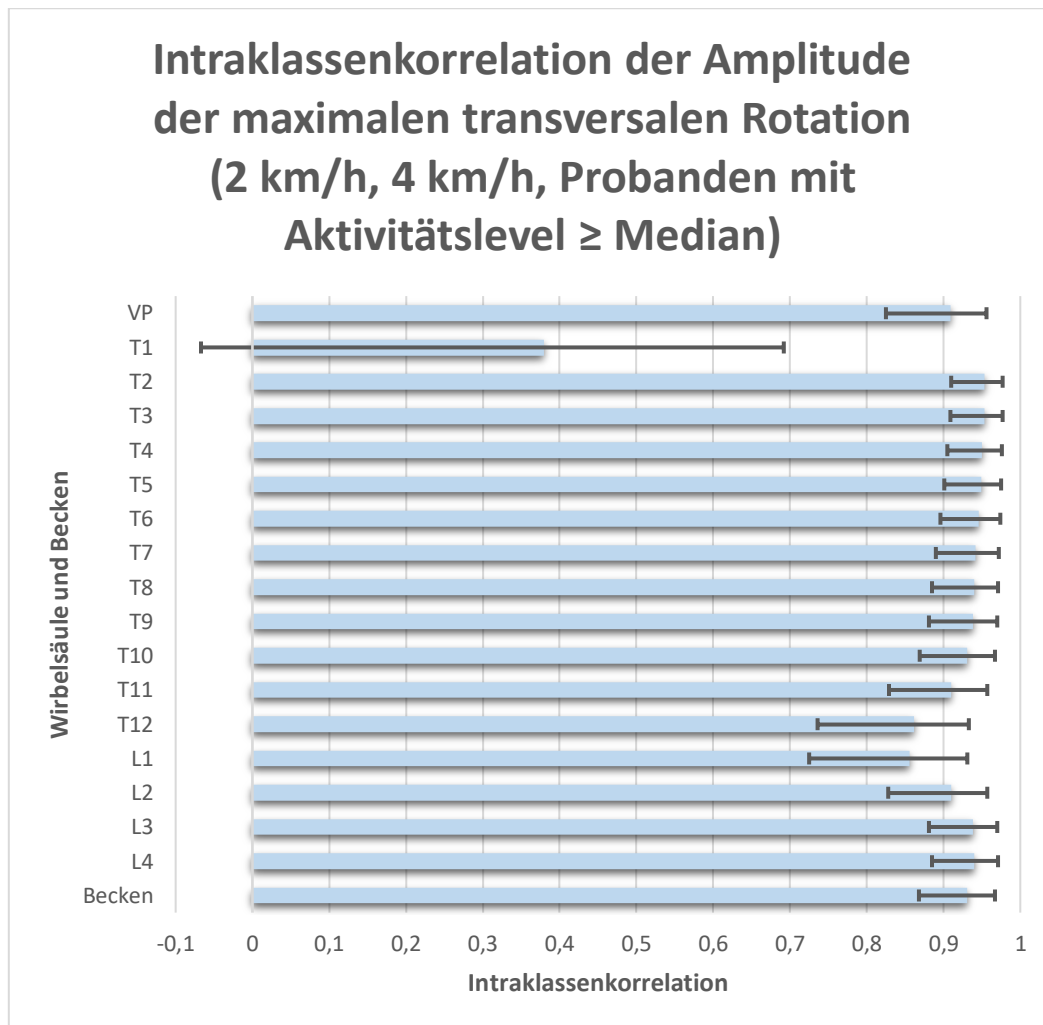


Abbildung 26: Darstellung der ICC-Werte der maximalen transversalen Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens bei Probanden mit einem Aktivitätsniveau oberhalb des Medians der Kohorte. Die Werte basieren auf Messdaten aller drei Messtage bei Gehgeschwindigkeiten von 2 km/h und 4 km/h, ohne Geschlechtertrennung. Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % - Konfidenzintervallen (n = 44 Messungen pro Messtag)

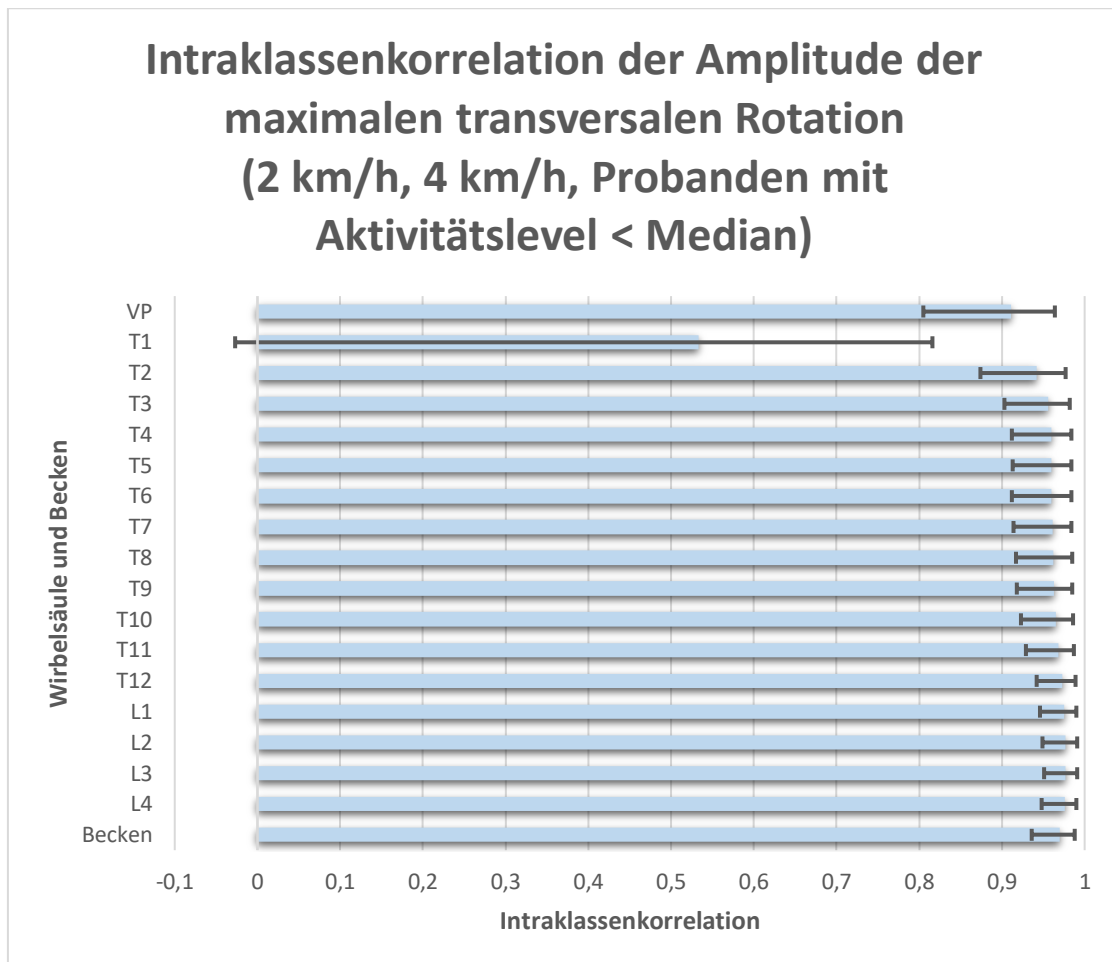


Abbildung 27: Darstellung der ICC-Werte der maximalen Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens bei Probanden mit einem Aktivitätsniveau unterhalb des Medians. Die Werte basieren auf Messdaten aller drei Messtage bei Gehgeschwindigkeiten von 2 km/h und 4 km/h, ohne Geschlechtertrennung. Die Fehlerindikatoren entsprechen den 95 % Konfidenzintervallen (n = 44 Messungen pro Messtag).

In den Abbildung 26 und Abbildung 27 zeigen sowohl die Probanden mit höherem als auch die mit niedrigerem Aktivitätsniveau insgesamt hohe ICC-Werte. Der Wirbelkörper T1 weist in beiden Gruppen geringere ICC-Werte auf als die übrigen Wirbelkörper. Zwischen den Gruppen ergeben sich keine relevanten Unterschiede: Die Probanden mit höherem Aktivitätsniveau erreichen einen mittleren ICC-Wert von 0,90 (SD = 0,13), die Probanden mit niedrigerem Aktivitätsniveau einen mittleren ICC-Wert von 0,94 (SD = 0,10). Bei T1 zeigt sich in beiden Gruppen ein breites 95 % - Konfidenzintervall.

4.4.2 Einzelfallbetrachtungen, Visualisierte

Schwingungskurven

In diesem Abschnitt werden exemplarisch die Schwingungskurven der Wirbelkörperrotationen beim Gehen für vier ausgewählte Probanden dargestellt. Die Visualisierungen verdeutlichen die intraindividuelle Stabilität sowie die interindividuelle Unterscheidbarkeit der Gangmuster. Durch die Bezugnahme der Wirbelkörperpositionen auf den SGZ ist ein Vergleich zwischen Messtagen und Probanden möglich.

- Im Folgenden werden die ausgewählten Probanden deskriptiv hinsichtlich charakteristischer Merkmale beschrieben.
- Proband Nr. 24: Die Probandin (1,60 m, 56,6 kg, BMI 22,11 kg/m², 50 Jahre) zeigt eine gleichmäßige Schwingungskurve mit harmonischem Rotationsmuster in der Transversalebene. Die Rotationsamplituden nach links und rechts sind ausgeglichen, wie in Abbildung 28 gezeigt. Es ist erkennbar, dass die Abweichungen der Rotationsamplituden und -Zeitpunkte über die Messtage gering ausfallen, was eine stabile Bewegungscharakteristik nahelegt.
- Proband Nr. 21: Der Proband (1,92m, 73 kg, BMI 29,89 kg/m², 64 Jahre) weist eine geringe Rotationsamplitude auf. Wirbelkörper oberhalb als auch unterhalb der annähernd statischen unteren BWS zeigten bei beiden Geschwindigkeiten ihr Maximum um einen einheitlichen Zeitpunkt, wie in Abbildung 31 und Abbildung 30 verdeutlicht. Vergleicht man die Visualisierungen der Schwingungskurven im SGZ von Proband Nr. 21 bei den Gehgeschwindigkeiten 2 km/h in Abbildung 31 zu Messungen der Geschwindigkeit 4 km/h in Abbildung 30 fällt auf, dass die Schwingungsamplituden der beiden Geschwindigkeiten sehr ähnlich sind und kaum durch die Gehgeschwindigkeit beeinflusst werden.
- Proband Nr. 16: Der Proband (1,82 m, 99 kg, BMI 19,8 kg/m², 31 Jahre) zeigt eine auffällige Asymmetrie der Schwingungskurven, da weder Becken noch Wirbelkörper die Nulllinie (0° Rotation) erreichen. Diese Charakteristik ist sowohl bei 2 km/h als auch bei 4 km/h konsistent, wie in Abbildung 32 dargestellt. Zusätzlich wird ein Versatz im Zeitpunkt der maximalen Rotation bei höherer Geschwindigkeit sichtbar, markiert durch einen schwarzen Kasten.

- Proband Nr. 07: Die Probandin (1,76 m, 73 kg, BMI 23,57 kg/m², 31 Jahre) zeigt ein mehrgipfliges Schwingungsmuster, das sich über alle Gangzyklen hinweg wiederholt (Abbildung 34). Auch im SGZ ist dieses charakteristische Muster trotz der Mittelung und Interpolation zu erkennen.

Die hier vorgestellten Darstellungen verdeutlichen, dass verschiedene Probanden sich voneinander unterscheidende charakteristische Bewegungsmuster aufweisen, das sich über die Messzeitpunkte hinweg konstant zeigt.

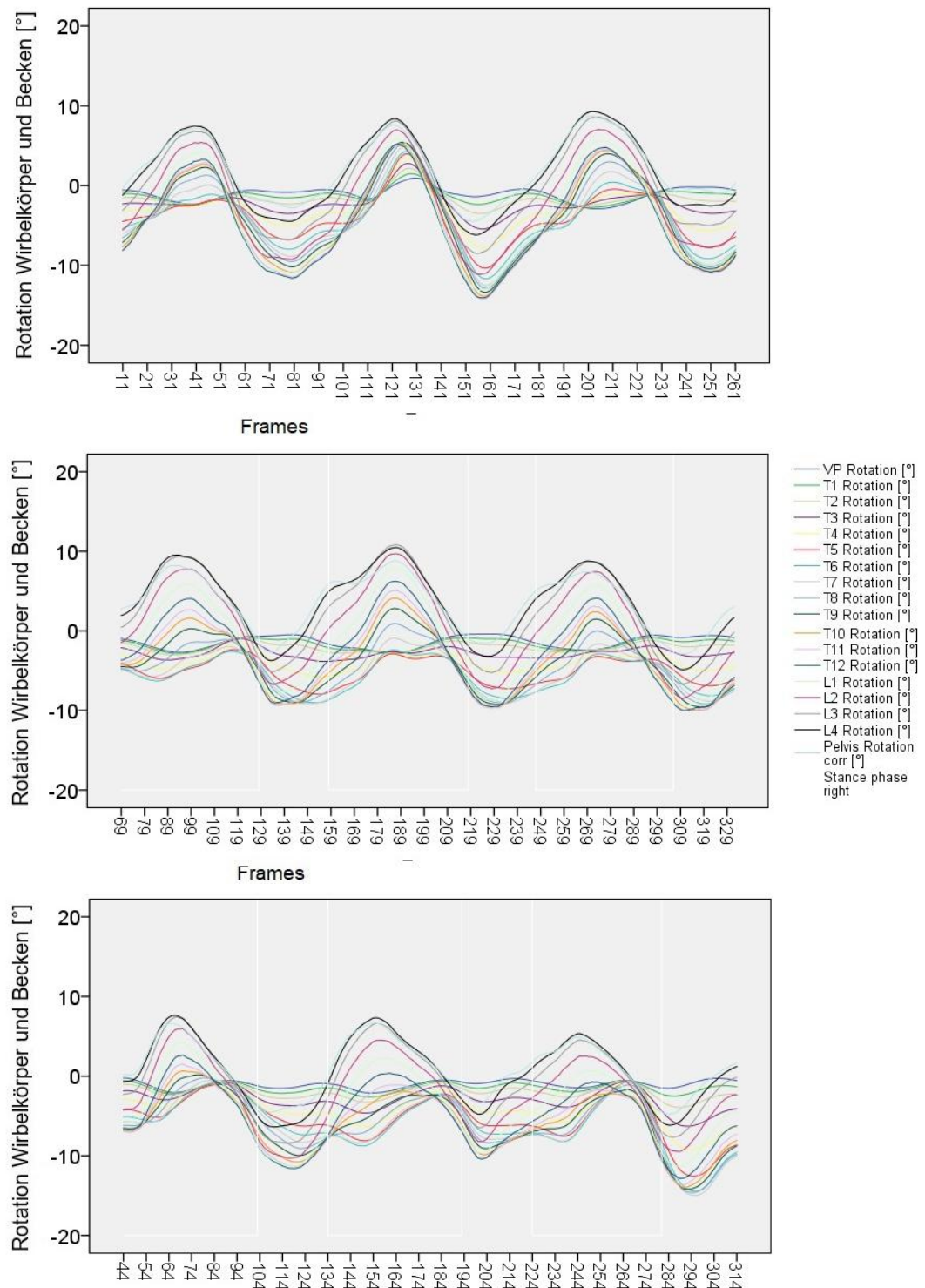


Abbildung 28: Proband Nr. 24, Darstellung von drei Gangzyklen gemessen bei 2 km/h Erstmessung (obere Abbildung), erste Wiederholungsmessung (mittige Abbildung) sowie zweite Wiederholungsmessung (untere Abbildung); es zeigt sich ein charakteristisches Bewegungsmuster bei geringen Differenzen zwischen den Schritten und Messtagen.

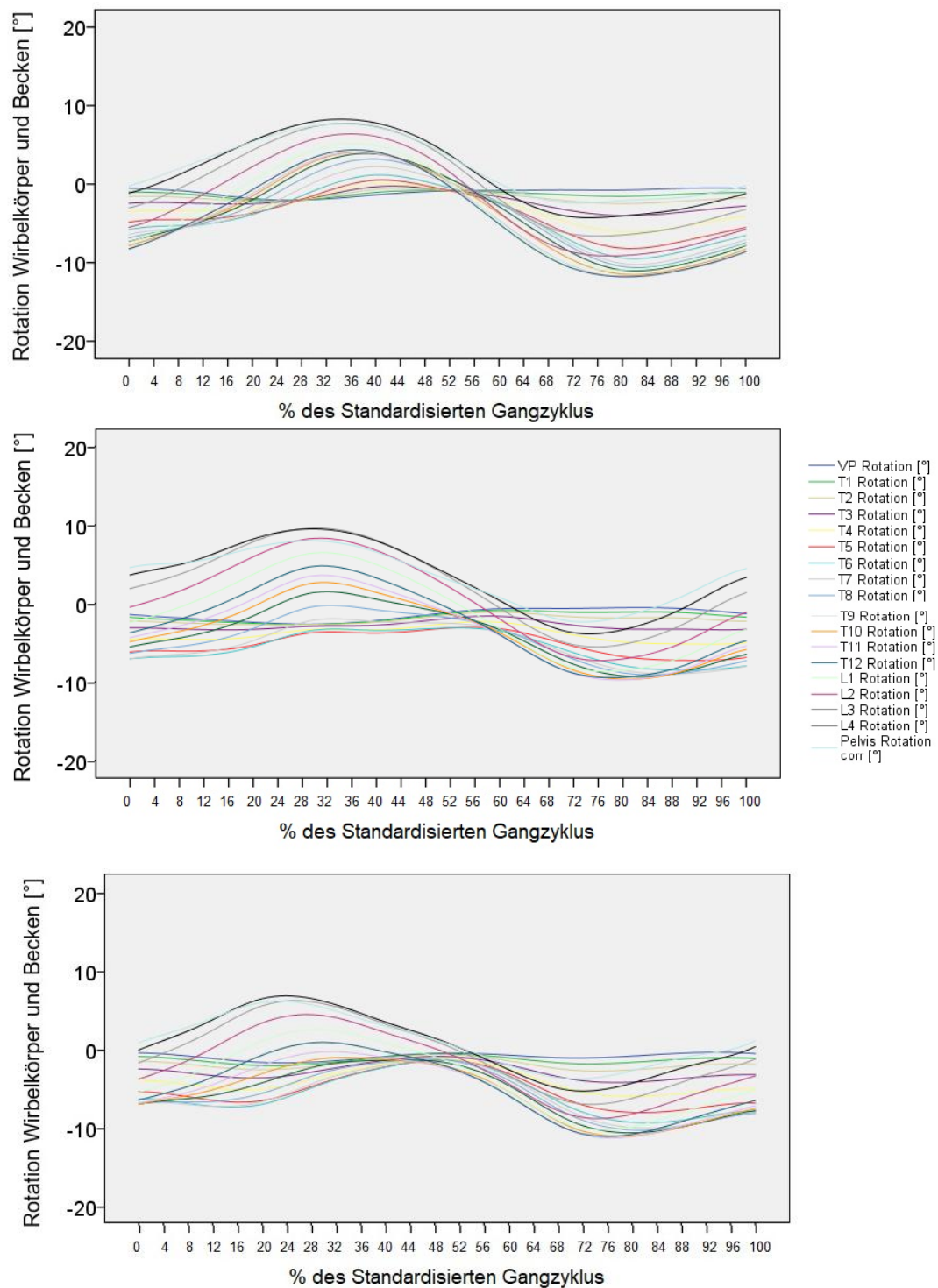


Abbildung 29: Proband Nr. 24, SGZ bei 2 km/h; Darstellung der Erstmessung (oben), der Wiederholungsmessung (mittig), sowie der zweiten Wiederholungsmessung (unten). Es zeigt sich ein harmonisches Schwingungsmuster der Wirbelkörper und des Beckens.

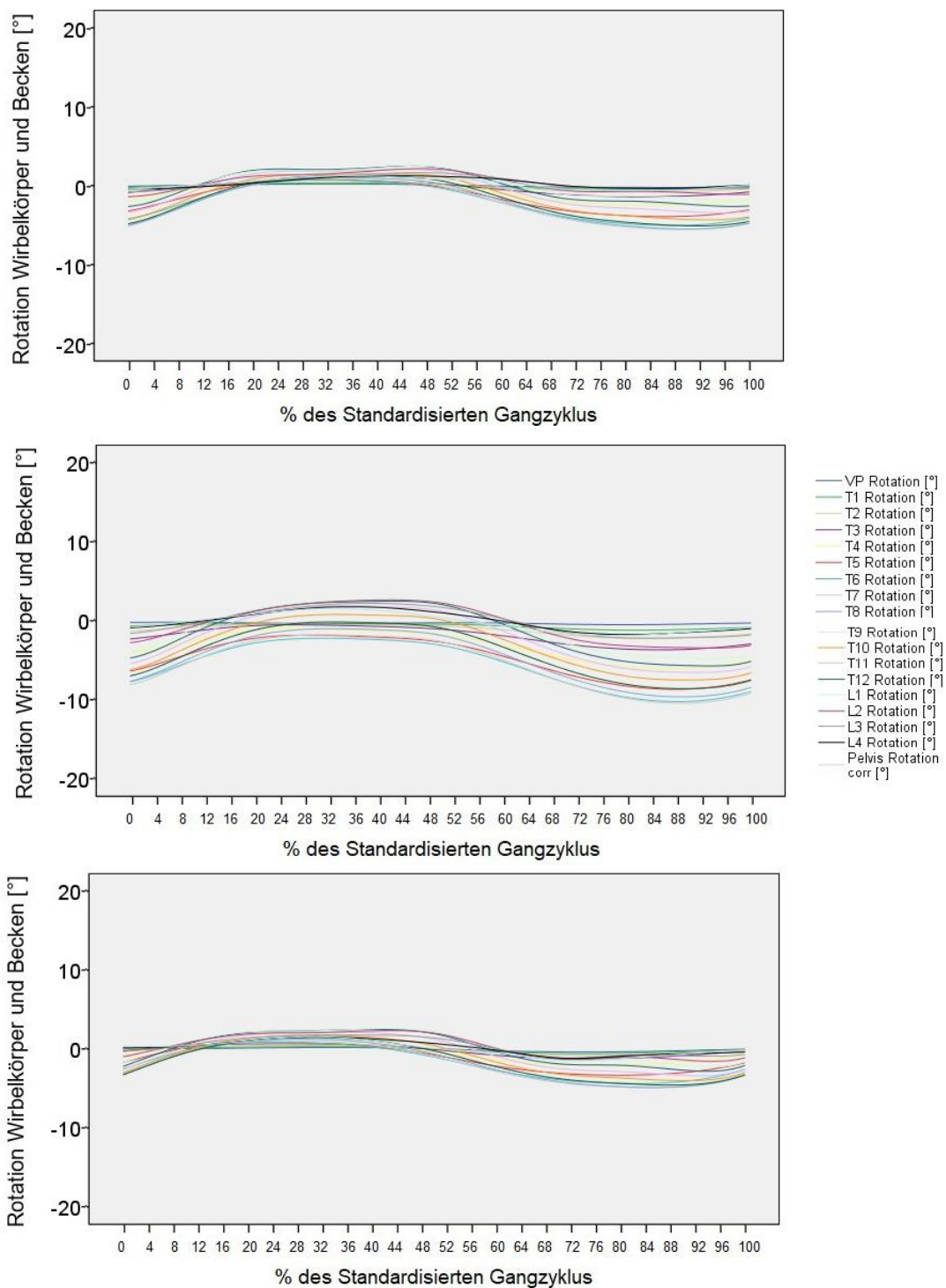


Abbildung 30: Proband Nr. 21, SGZ bei 4 km/h Darstellung der Erstmessung (oben), der Wiederholungsmessung (mittig), sowie der zweiten Wiederholungsmessung (unten). Die Darstellungen der Messtage zeigen das charakteristische Schwingungsmuster des Probanden mit geringer Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens. Das Bewegungsmuster bei 4 km/h ähnelt dem Muster bei 2 km/h.

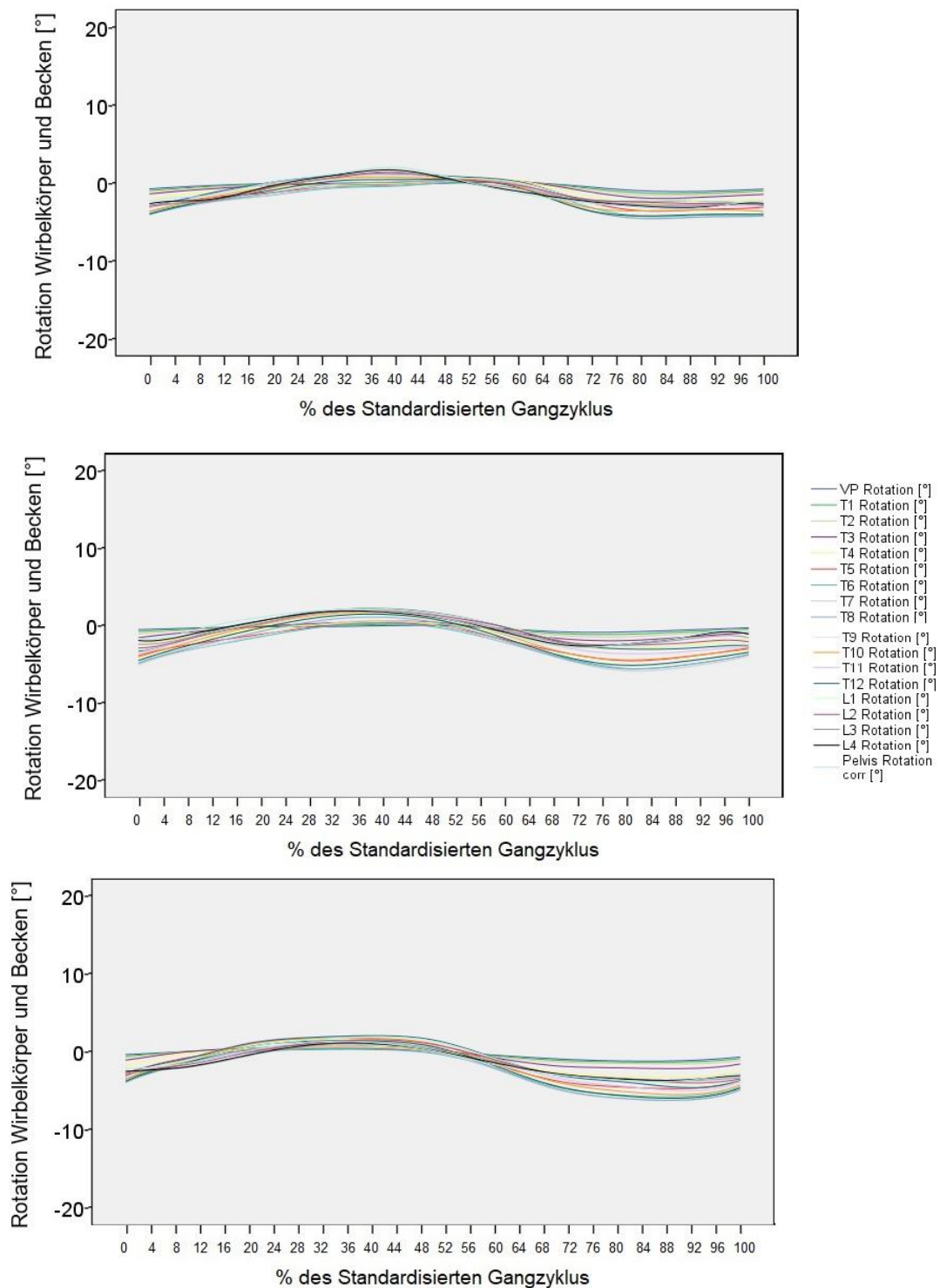


Abbildung 31: Proband Nr. 21, SGZ bei 2 km/h, Darstellung der Erstmessung (oben), der Wiederholungsmessung (mittig), sowie der zweiten Wiederholungsmessung (unten); die Darstellungen der Messtage zeigen das charakteristische Schwingungsmuster des Probanden mit geringer Rotationsamplitude der Wirbelkörper und des Beckens.

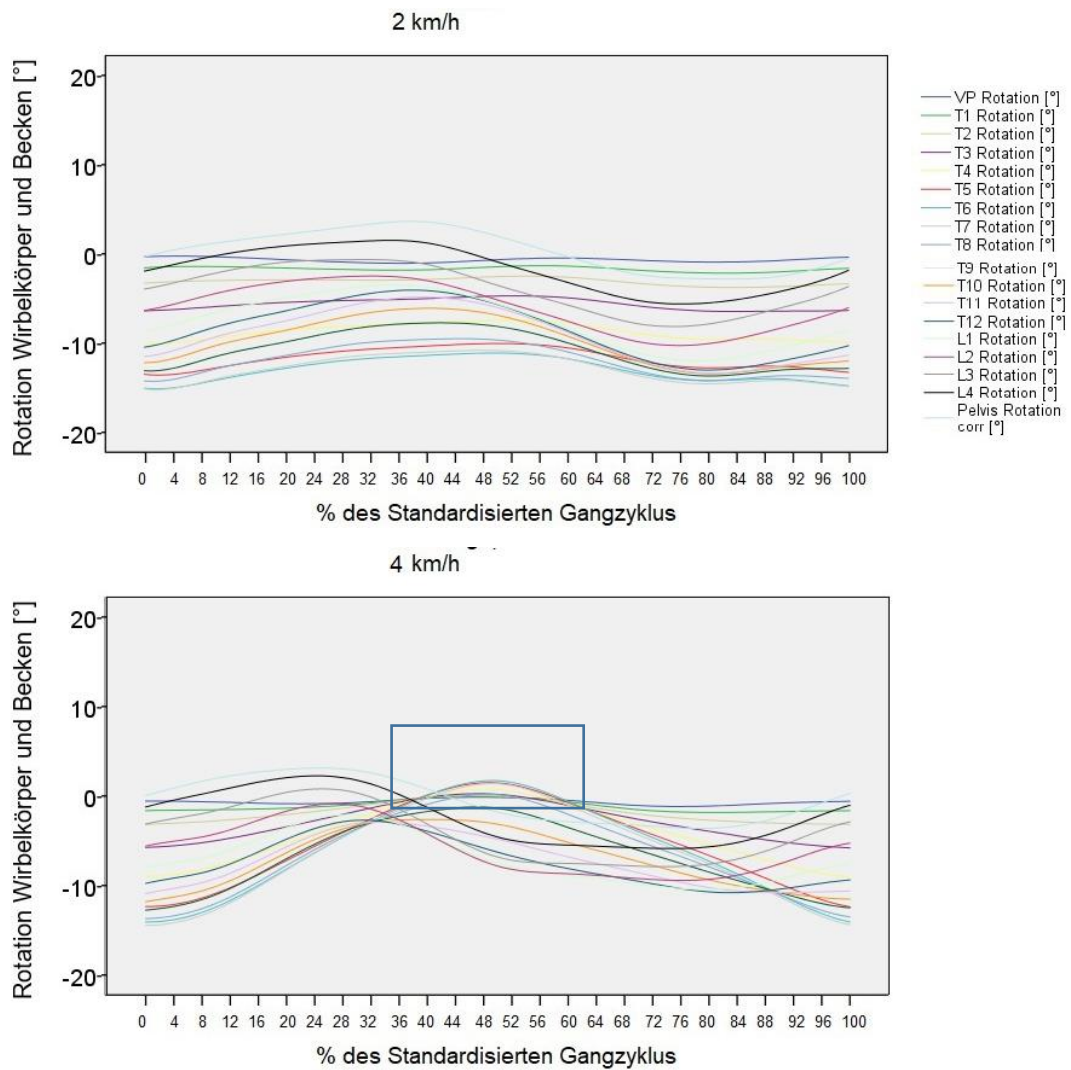


Abbildung 32: Proband Nr. 16, SGZ bei 2 km/h (oben) sowie bei 4 km/h (unten), Erstmessung; es zeigt sich ein charakteristisches Schwingungsmuster der Wirbelkörper und Becken, zu großen Teilen nur auf einer Seite der Symmetrielinie. Der schwarze Kasten markiert den Versatz des Rotationszeitpunktes bei 4 km/h.

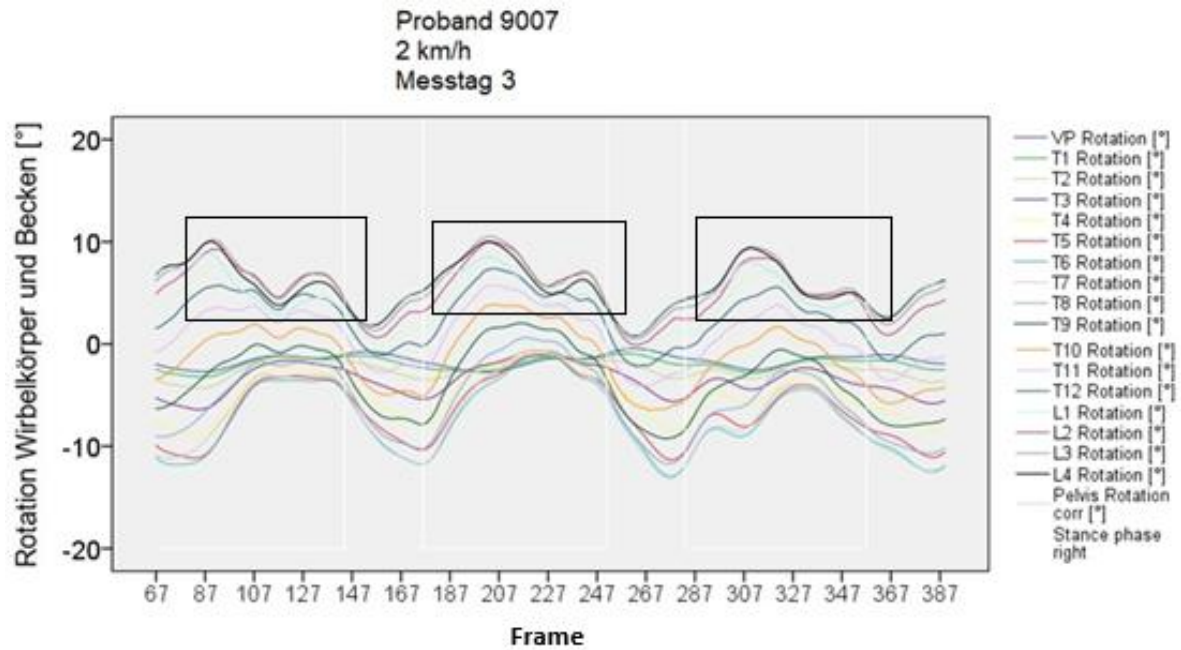


Abbildung 34: Proband Nr. 07, Rohdatendarstellung von 3 Gangzyklen bei 2 km/h, Es zeigt sich eine mehrgipflige Schwingungskurve. Die Gipfel sind durch Rechtecke hervorgehoben.

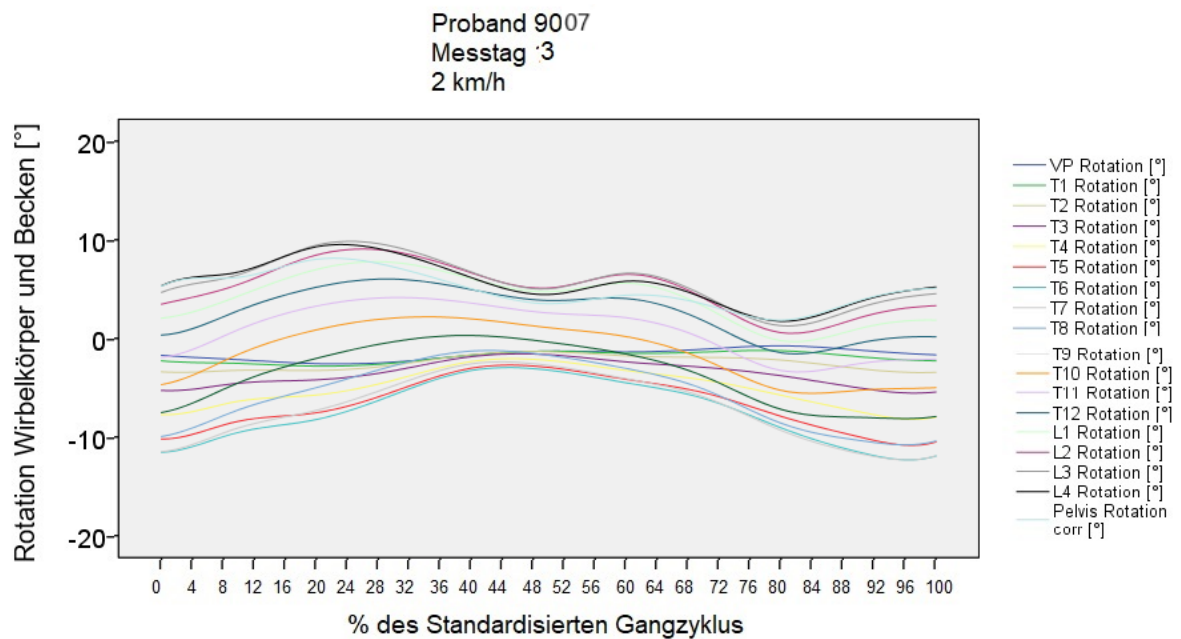


Abbildung 33: Proband Nr. 07: Darstellung SGZ bei 2 km/h; Es zeigt sich eine mehrgipflige Schwingungskurve.

5 Diskussion

In dieser Untersuchung wurde die Konstanz des Erreichens des Rotationsmaximums der Wirbelkörper von VP bis L4 sowie des Beckens bei gesunden, gefähigen Probanden an drei verschiedenen Messtagen innerhalb eines Monats analysiert. Hierfür wurden die Daten von 25 Probanden bei Gehgeschwindigkeiten von 2 km/h und 4 km/h mithilfe der Rasterstereographie erhoben und auf einen standardisierten Gangzyklus normiert. Dieser beginnt mit dem Initial Contact des rechten Fußes und endet unmittelbar vor dem darauffolgenden Initial Contact. Die Fragestellung dieser Studie entstand aus einer Lücke in der aktuellen Forschung zur segmentalen Wirbelsäulenbewegung beim Gehen, die ausführlich im Kapitel 2.2.3 behandelt wurde.

Die primäre Fragestellung der vorliegenden Untersuchung ist die Analyse der zeitlichen Konstanz individueller Bewegungsmuster der segmentalen Wirbelsäulenrotation beim Gehen. Auf der Grundlage der Übereinstimmung der Messergebnisse wird die Reliabilität des DIERS 4Dmotion® Lab bewertet. Eine sekundäre Fragestellung bestand darin, zu untersuchen, ob das körperliche Aktivitätsniveau die Konstanz der Bewegungsmuster beeinflusst. Die zweite sekundäre Fragestellung behandelte die Darstellung der Wirbelkörperrotationen in Schwingungskurven und wie gut eine visuelle Analyse darüber möglich ist.

Die Ergebnisse bestätigen die Existenz individueller Gangcharakteristika welche auf segmentaler Ebene mit hoher intraindividuellem Übereinstimmung auftreten. Insbesondere die Rotationsamplitude der Wirbelsäulensegmente zeigte eine hohe Konstanz. Auch die charakteristischen Bewegungsmuster, gemessen an der Konsistenz des Zeitpunkts der maximalen Wirbelkörperrotation im Verhältnis zum Gangzyklus, zeigten eine hohe Konsistenz. Das DIERS 4Dmotion® Lab erwies sich als hoch reliabel und lieferte überwiegend reproduzierbare Messergebnisse. Allerdings konnte die Frage nach einem Einfluss des körperlichen Aktivitätsniveaus aufgrund der hohen Übereinstimmung innerhalb des Probandenkollektivs nicht ausreichend beantwortet werden.

Das Probandenkollektiv bestand aus 25 asymptomatischen Personen mit sicherem Gehverhalten. An drei Messterminen (Erstmessung, Wiederholungsmessung nach 1 – 3 Tagen und zweite Wiederholungsmessung nach 30 ± 7 Tagen) wurde jeweils die

axiale Rotationsbewegung der Wirbelkörper und des Beckens in der Transversalebene bei Gehgeschwindigkeiten von 2 km/h und 4 km/h in Relation zum Gangzyklus erfasst.

In den folgenden Kapiteln werden zunächst die Ergebnisse des 2- Minuten- Gehtests und anschließend die Resultate der statistischen Auswertungen im Hinblick auf die Forschungsfragen zur intraindividuellen Konstanz der Bewegungsmuster sowie zur Reliabilität des Untersuchungsgerätes diskutiert.

5.1 Diskussion der Ergebnisse des 2-Minuten-Gehtestes

Der 2-Minuten-Gehtest (2 MWT) wurde eingesetzt, um die Mindestgeschwindigkeit beim Gehen für die Untersuchungen zu prüfen, relevante Gehstörungen auszuschließen und die Abweichung der körperlichen Voraussetzungen zwischen den Messterminen zu überprüfen. Die durchschnittliche Abweichung der Gehstrecke von lediglich 0,61 m (entsprechend 0,02 km/h) zwischen dem ersten und dem dritten Messtermin lässt darauf schließen, dass die körperlichen Voraussetzungen der Probanden über den Studienzeitraum hinweg konstant blieben.

Allerdings ist der 2 MWT wenig sensitiv für kleine Veränderungen in der Gehfähigkeit, insbesondere bei gesunden und aktiven Probanden (51). Daher könnte seine Aussagekraft bezüglich der Überprüfung gleichbleibender körperlicher Voraussetzungen im Probandenkollektiv eingeschränkt sein.

Im Vergleich zu den Normwerten von Bohannon und Wang lagen die erreichten Gehgeschwindigkeiten leicht unter dem alters- und geschlechtsspezifischen Durchschnitt (107). Diese Differenz könnte auf unterschiedliche Interpretationen der standardisierten Testanweisung zurückzuführen sein, was sich in einigen Ausreißern widerspiegelte. Eine Korrektur während des Tests war aufgrund der Standardisierungsvorgaben nicht zulässig. Alle Teilnehmer erreichten die für die Studie festgelegte Mindestgeschwindigkeit von 4 km/h, was die grundsätzliche Eignung der Probanden bestätigt.

Da der Test nur an zwei von drei Messterminen durchgeführt wurde, bleibt die Möglichkeit, dass das schnelle Gehen eine Aufwärmphase für die Probanden darstellte. In diesem Fall könnte dies die körperlichen Voraussetzungen und somit die Ergebnisse der drei Messtermine beeinflusst haben.

5.2 Diskussion der Ergebnisse der primären Fragestellung zur intraindividuellen Konstanz

Zur Untersuchung der primären Fragestellung dieser Studie – der intraindividuellen Konstanz von segmentalen Bewegungsmustern über einen Monat – wurden die Messergebnisse mit Hilfe der Bestimmung der Intraklassenkorrelation ausgewertet. Um die beiden zentralen Faktoren des individuellen Bewegungsmusters, zum einen die Bewegungsamplitude und zum anderen der zeitliche Ablauf der Bewegung zu analysieren, wurden sowohl die maximale transversale Rotationsamplitude als auch der Zeitpunkt der maximalen Rotation auf Übereinstimmung zwischen den Messtagen untersucht. Um die Konstanz des Gangbildes auf mögliche Einflussfaktoren zu überprüfen, erfolgte eine Auswertung der Messergebnisse hinsichtlich der Gehgeschwindigkeit und des Geschlechts in Untergruppen. Es wurden verschiedene Konstellationen dieser Faktoren analysiert.

5.2.1 Diskussion der Ergebnisse der Rotationsamplitude

Die Analyse der intraindividuellen Konstanz der Rotationsamplitude zeigte eine sehr gute Übereinstimmung der Wirbelkörper und des Beckens bei wiederholten Messungen (ICC-Wert > 0,9). Lediglich die Vertebra prominens (VP) wies bei der Gesamtanalyse (alle Probanden, beide Geschwindigkeiten) uneinheitliche Ergebnisse mit schwacher bis guter Konstanz auf (ICC = 0,44).

Auf Basis dieser Datenlage kann für die untersuchten Wirbelkörper und das Becken die Nullhypothese verworfen und die Alternativhypothese mit einer Power von 80 % und einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 % angenommen werden. Die intraindividuelle Konstanz der transversalen Rotationsamplitude bei den Gehgeschwindigkeiten 2 km/h und 4 km/h ist signifikant.

Eine mögliche Erklärung für den geringeren ICC-Wert bei VP könnte eine technische Limitation aufgrund einer kyphotischen BWS-Haltung sein, die die rasterstereographische Erfassung der VP erschwert. Eine weitere mögliche Ursache für die größere Varianz der Rotationsamplitude von VP könnte eine Unschärfe bei der Lokalisation des manuell angebrachten reflektierenden Markers sein, der vor jedem Untersuchungstag auf der Basis manueller Palpation neu angebracht wurde. Frühere Studien haben gezeigt, dass eine Ungenauigkeit in der Markerlokalisierung auftreten

kann (78, 79), was zu einer Veränderung der Messergebnisse führen könnte. Eine mögliche Ursache für diese höhere intraindividuelle Variabilität könnte die unnatürliche Kopfhaltung der Probanden beim Gehen sein. Die Probanden wurden angewiesen, einen festen Punkt an der gegenüberliegenden Wand zu fokussieren, was zu einer nicht habituellen Kopfhaltung führen und so die Variabilität erhöhen könnte. Das bestätigt die Ergebnisse aus einer anderen Studie unter Verwendung des gleichen Messsystems, die ebenso eine geringe Konstanz in der Bewegungsausführung von VP beim Gehen (bei 5 km/h) feststellten. Die Rotationsamplitude von VP bis T2 fand nur in einem geringen Bewegungsumfang statt ($1,3^\circ$ - $2,7^\circ$ transversale Rotation). (22) Bei solch kleinen ROM ist die Möglichkeit einer Fehlmessung durch das Untersuchungsgerät erhöht.

5.2.1.1 ICC der Rotationsamplitude- Einflussfaktor Geschlecht

In der Bestimmung der ICC getrennt nach Geschlecht unter Analyse der Messdaten beider gemessenen Geschwindigkeiten, zeigte sich eine hohe Übereinstimmung der intraindividuellen transversalen Rotationsamplitude bei beiden Geschlechtergruppen (Mittelwert aller ICC bei weiblichen Probanden: ICC = 0,94, Mittelwert aller ICC bei männlichen Probanden: ICC = 0,95).

Die größte geschlechtsabhängige Differenz der ICC zeigte sich im Bereich des Beckens (Δ ICC = 0,04) sowie auf Höhe LWK4 (Δ ICC = 0,03), wobei weibliche Probandinnen eine insgesamt höhere Konstanz der Bewegungsparameter in diesen Segmenten aufwiesen. Die ICC der intraindividuellen Konstanz der Beckenrotation zeigte bei beiden Untergruppen hohe ICC-Werte, bei männlichen Probanden ICC = 0,91 und bei weiblichen Probanden ICC = 0,95.

Die geschlechtsspezifischen Unterschiede der ICC-Werte könnten verschiedene Ursachen haben. Die untersuchten Gehgeschwindigkeiten liegen näher an der habituellen Gehgeschwindigkeit von weiblichen als von männlichen Probanden (53). Aus diesem Grund könnte es Frauen leichter gefallen sein eine habituelle Gehperformance bei 2 km/h zu zeigen als für männliche Probanden für welche eine geringere Habituation zu vermuten ist (s. Anhang 11, Tabelle 12). Es kann angenommen werden, dass eine geringere Habituation zu größeren Schwankungen in der Bewegungsausführung führt. Biomechanisch führen verschiedene Hebelverhältnisse und Längen-Kraft-Relationen der beteiligten Muskulatur möglicherweise zu unterschiedlichen Bewegungsstrategien (114). In einer

Veröffentlichung von Dindorf et al.² wurde gezeigt, dass eine Klassifizierung des Geschlechts anhand des Bewegungsmusters der Lendenwirbelsäule in der Sagittal- und Frontalebene und des Beckens in der Frontalebene geschlechtsspezifische Unterschiede abbilden (115). Dies unterstützt die Annahme, dass es geschlechtsspezifische Unterschiede des Ganges gibt, trifft jedoch noch keine Aussage über die Ursache der höheren Variabilität der Bewegungsausführung männlicher Teilnehmer.

Die geschlechtsspezifische Analyse zeigte regionale Unterschiede. Bei weiblichen Probanden wurde eine geringere Konstanz im oberen Lumbalbereich festgestellt, mit ICC-Werten von 0,93 für L1 und 0,93 für L2.

Männliche Probanden zeigten ein anderes Muster mit geringerer Bewegungskonstanz in der unteren BWS (T11: ICC = 0,93; T12: ICC = 0,93).

Die begrenzte Fallzahl der Geschlechtergruppen (Frauen n = 13, Männer n = 12) muss bei der Interpretation dieser Unterschiede jedoch berücksichtigt werden. Auch nicht erfasste Parameter wie sportliche Vorerfahrung oder die unterschiedliche Weichteilverteilung könnten die Messbarkeit und somit die ICC-Werte beeinflusst haben. Für fundierte Aussagen zu geschlechtsspezifischen Unterschieden sind weitere Studien mit größeren Kohorten erforderlich.

5.2.1.2 ICC der Rotationsamplitude- Einflussfaktor Geschwindigkeit

Die geschwindigkeitsabhängige Analyse zeigte eine hohe Konstanz bei beiden Gehgeschwindigkeiten (Mittelwert für alle Wirbelkörper und das Becken bei 2 km/h ICC = 0,95; bei 4 km/h ICC = 0,95. Die Differenz der ICC liegt zwischen den Gehgeschwindigkeiten im Mittel nur bei Δ ICC = 0,007 und ist damit vernachlässigbar. Die Differenz der ICC zwischen den Geschwindigkeiten betrug eine minimale Differenz von 0,005 bei T8 und eine maximale Differenz von 0,037 bei VP. Das breiteste Konfidenzintervall befindet sich bei VP, die übrigen Konfidenzintervalle waren schmal, als Zeichen einer hohen Homogenität.

² In der genannten Arbeit wurden unter anderem die Datensätze dieser Studie ausgewertet.

Die Unterschiede in der intraindividuellen Konstanz zwischen den Geschwindigkeiten fielen gering aus, wiesen jedoch Unterschiede zwischen den Wirbelsäulenregionen auf. Die Verteilung der Unterschiede lassen kein systematisches Muster erkennen.

Bei 2 km/h zeigte sich eine sehr gute Konstanz ($ICC > 0,9$) für alle Wirbelkörper außer VP, mit besonders hoher Konstanz im thorakalen Bereich (T3- T8). Im Gegensatz dazu waren die ICC-Werte am thorakolumbalen Übergang geringer. Bei 4 km/h war die Konstanz besonders im Bereich der mittleren BWS sowie für L1 und die Beckenrotation hoch. Die Beckenrotation wies bei 4 km/h eine höhere Konstanz auf ($ICC = 0,97$) als bei 2 km/h ($ICC = 0,95$).

Im lumbalen Bereich, dem Becken sowie bei VP, T1 und T2 zeigte sich bei 4 km/h eine höhere Übereinstimmung der maximalen Rotationsamplituden als bei 2 km/h. In anderen Bereichen hingegen zeigten sich bei 2 km/h geringgradig höhere ICC-Werte. Es konnte nicht eindeutig gezeigt werden, dass ein weiter von der habituellen Gehgeschwindigkeit entferntes Gehtempo in allen untersuchten Bereichen zu einer geringeren intraindividuellen Konstanz des Bewegungsmusters führte. Jedoch bei der Analyse der Bewegungskonstanz des Beckens und der unteren LWS scheint sich die ungewohntere Gehgeschwindigkeit in Form von einer höheren intraindividuellen Variabilität dargestellt zu haben. Die Geschwindigkeit von 2 km/h war weiter entfernt von der habituellen mittleren Gehgeschwindigkeit als 4 km/h. Dieser Bewegungsablauf könnte aus diesem Grund weniger automatisiert gewesen sein, was eine höhere Variabilität zur Folge hätte. Dieser Beobachtung wird durch die Studie von England et al. (116) unterstützt, die eine höhere Variabilität der Schrittlänge bei einer ungewohnten Gehgeschwindigkeit feststellte. Andererseits berichtete eine Studie von Thomas et al. (54) von einer höheren Stabilität bei langsamerem, kontrollierterem Gang. In der vorliegenden Studie schien der Einfluss der ungewohnten Ganggeschwindigkeit den größten Einfluss auf die Schwankungen im Gangbild und die höhere Variabilität im segmentalen Bewegungsmuster zu haben. Es ist denkbar, dass mit einer längeren Eingewöhnungszeit an das Gehen bei 2 km/h auch hier eine höhere Konstanz erzielt werden könnte.

Trotz der geringgradigen Unterschiede in einigen untersuchten Bereichen der Wirbelsäule, lag insgesamt eine hohe Konstanz der Rotationsamplitude über beide untersuchten Geschwindigkeiten hinweg vor, dies bestätigt die Ergebnisse von Dindorf et al, die ebenso mit unter anderem den gleichen Messdaten, aber einer abweichenden Auswertungsmethode zu vergleichbaren Ergebnissen gelangten. (117)

In der Literatur finden sich Studien, die Variationen zwischen verschiedenen Gehgeschwindigkeiten beschreiben (71). Beispielsweise wurde für das Becken bei höheren Gehgeschwindigkeiten eine größere Rotationsamplitude beschrieben, was zu einer Vergrößerung der Schrittlänge führte (76).

Wenn es auch in dieser Studie zu einer erwartbaren Abweichung der Schrittlänge kam, könnte durch die Mittelung der Messwerte über drei Gangzyklen der für die Analyse verwendete Messwert eine höhere Konstanz darstellen als tatsächlich vorlag.

Zusammenfassend zeigen die Ergebnisse zur Rotationsamplitude eine hohe intraindividuelle Konstanz über alle Messzeitpunkte hinweg. Die ICC- Werte sind mit überwiegend $> 0,9$ überraschend einheitlich, unabhängig von Geschwindigkeit oder Geschlecht der Probanden. Die in der Detailanalyse diskutierten Unterschiede – sei es zwischen den Geschwindigkeiten (Mittelwert der ICC 2 km/h = 0,95; Mittelwert der ICC 4 km/h = 0,95) oder zwischen den Geschlechtern (Mittelwert der ICC weiblicher Probanden = 0,94; Mittelwert der ICC männlicher Probanden = 0,94) sind nahezu identisch. Alle erhobenen ICC der genannten Untergruppen erreichen das Signifikanzniveau. Die hohe Übereinstimmung der Rotationsamplituden deutet darauf hin, dass das Ausmaß der segmentalen Wirbelsäulenrotation beim Gehen ein stabiles, individuelles Merkmal darstellt.

Die vorliegenden Ergebnisse eröffnen mehrere Anschlussfragen für zukünftige Untersuchungen. So könnte der Einfluss größerer Geschwindigkeitsdifferenzen auf die Rotationsamplitude systematisch geprüft werden. Darüber hinaus bleibt offen, wie hoch die Konstanz in anderen Bewegungsebenen ausfällt, ob sich vergleichbare Werte auch für das Minimum der Rotationsamplitude nachweisen lassen und in welchem Maß sich die Konstanz über längere Beobachtungszeiträume verändert.

Im Gegensatz zur hohen Stabilität der Bewegungsamplitude zeigte sich der Zeitpunkt der maximalen Rotation – als zeitliche Komponente des Bewegungsmusters – intraindividuell deutlich variabler. Die stark ähnlichen maximalen Rotationsamplituden können aufgrund von gleicher Geschwindigkeit und Laborbedingungen höher sein als sie beim freien Gehen wären.

5.2.2 Diskussion der Ergebnisse des Zeitpunktes der maximalen Rotation

Ziel der Studie war es, die intraindividuelle Übereinstimmung des Gangmusters im zeitlichen Verlauf zu untersuchen, wobei der Fokus auf der transversalen segmentalen Rotation der Wirbelkörper VP – L4 und des Beckens lag. Zur Quantifizierung der Übereinstimmung wurde die ICC berechnet, sowohl für die gesamte Probandengruppe als auch in den Untergruppen Geschwindigkeit und Geschlecht. Die intraindividuelle Übereinstimmung der Messdaten gibt dabei Aufschluss über die Stabilität und Zuverlässigkeit der Bewegungsausführung eines Probanden über mehrere Messzeitpunkte hinweg.

Für die Prüfung der Hypothese wurden die robustesten errechneten ICC-Werte genommen, um eine bessere Übertragbarkeit zu ermöglichen und die Irrtumswahrscheinlichkeit möglichst klein zu halten. Die Schätzung der ICC unter Verwendung aller Probanden, unabhängig vom Geschlecht und beider Gehgeschwindigkeiten von 2 km/h und 4 km/h, lieferte vermutlich die präziseste Schätzung im Hinblick auf die Fragestellung. Diese größere Datenmenge ermöglichte es, Schwankungen und Ausreißer besser zu kompensieren, was sich in einem deutlich kleineren Konfidenzintervall widerspiegelt. Dies deutet darauf hin, dass die Wahrscheinlichkeit hoch ist, dass der wahre Wert relativ genau um den geschätzten Wert des ICC liegt.

Das Gesamtkollektiv eine durchschnittliche bis gute Intraklassenkorrelation (Mittelwert der ICC geschlechts- und geschwindigkeitsunabhängig: $ICC = 0,76$), mit Werten zwischen $ICC = 0,46$ und $ICC = 0,88$.

Auf Grundlage der Bestimmung der ICC konnte, die im Kapitel 3.9.1 erläuterte Nullhypothese verworfen und die Alternativhypothese angenommen werden. Für alle Wirbelkörpersegmente und das Becken konnten in der Auswertung eine $ICC > 0,4$ dargestellt werden. Somit gilt die Aussage, dass Bewegungsmuster der Wirbelsäule und des Beckens im Gang eine geringe intraindividuelle Varianz bei großer Streuung zwischen den Probanden zeigen.

Vergleichbare Studien, die sich speziell mit der intraindividuellen Übereinstimmung der Wirbelsäulenbewegung im zeitlichen Verlauf auf segmentaler Ebene befassen, sind in der Literatur selten. Jedoch gibt es aus vorangegangenen Untersuchungen unter Mitwirken des Interprofessionellen Studienzentrums für Bewegungsforschung (ISZB)

der Universitätsmedizin Mainz Hinweise auf eine hohe intraindividuelle Konstanz. (22, 98, 118)

Besonders hervorzuheben ist die Beckenrotation, die mit einer herausragend hohen Konstanz ($ICC = 0,89$) sowie die Vertebra prominens, die mit der niedrigsten Konstanz ($ICC = 0,47$) auffiel. Außerdem ließ sich zwischen T7 bis L1 eine gute Konstanz darstellen, Mittelwert der ICC in diesem Abschnitt $ICC = 0,81$. Der thorakolumbale Bereich entspricht der Wirbelsäulenregion in dem in einer aktuellen Studie die größte Rotationsamplitude dargestellt werden konnte (22). Dies könnte ein Faktor für eine größtmögliche Varianz zwischen den Probanden ermöglichen.

Die Analyse der Konstanz des Timings der Rotationsmaxima in Relation zum SGZ zeigte insgesamt eine größere intraindividuelle Variabilität als die Variabilität der maximalen Rotationsamplitude.

Im Gegensatz zu der Schätzung der ICC mit einem großen Datensatz führten Schätzungen des ICC in kleineren Untergruppen und damit mit geringeren Datensätzen zu größeren Unsicherheiten und breiteren Konfidenzintervallen. Daher lässt sich schlussfolgern, dass der ICC-Wert, basierend auf dem Gesamtdatensatz, der robusteste, präziseste und verlässlichste Wert ist und am besten geeignet ist, um eine übertragbare Aussage zu treffen.

In jeder der Untergruppierungen zeigten sich einzelne oder auch benachbarte Wirbelsäulenregionen, in welchen ein sehr breites Konfidenzintervall auftrat. Hierin ließ sich keine eindeutige Regelhaftigkeit erkennen, bei sich unterscheidenden Gruppenkonstellationen waren verschiedene Wirbelkörper oder Wirbelkörperregionen auffällig. Regelhaft ließ sich zeigen, dass ein vergleichsweise niedriger ICC mit einem breiten Konfidenzintervall einherging. Die geringe Stichprobengröße und die große Varianz der Daten dürften hierfür vermutlich ursächlich. In der Praxis wird ein Konfidenzintervall oft als wenig aussagekräftig angesehen, wenn es mehr als 20-30 % der Schätzgröße umfasst.

Die Analyse der ICC-Werte mit der größten Anzahl an Messdaten (beide Messgeschwindigkeiten und Berücksichtigung aller Probanden) ergibt die plausibelste Verteilung mit graduellen Übergängen zwischen benachbarten Segmenten. Diese Beobachtung deutet darauf hin, dass isolierte Auffälligkeiten in den Subgruppenanalysen vermutlich methodische Ursachen haben, wie etwa messtechnische Artefakte bei der Oberflächendetektion, Limitationen des

mathematischen Modells zur Segmentberechnung, Ungenauigkeiten bei der zeitlichen Normierung und vor allem der Einfluss der dünnen Datenlage in den Untergruppen aufgrund der geringeren Probandenanzahl. Eine andere Ursache könnte die Eignung des ICC für die Analyse der Fragestellung selbst sein.

Die Beobachtung isolierter Wirbelkörper mit deutlich geringerer zeitlicher Konstanz erscheint aus biomechanischer Sicht unplausibel, da die Wirbelsäule als funktionelle Einheit arbeitet und benachbarte Segmente durch Bänder, Muskeln und Faszien mechanisch gekoppelt sind (24, 25). Eine ähnliche Variabilität über mehrere benachbarte Segmente hinweg wäre daher eher zu erwarten.

In den folgenden Kapiteln werden die ICC des Zeitpunktes der maximalen Rotationsamplitude auf die Einflussfaktoren Geschlecht, Gehtempo und Zeit zwischen den Messterminen hin diskutiert.

5.2.2.1 ICC des Zeitpunktes der maximalen Rotationsamplitude – Einflussfaktor Geschlecht

In der geschlechtsspezifischen Analyse zeigten sich unterschiedliche Muster mit deutlichen Geschwindigkeitsabhängigkeiten.

Weibliche Probanden zeigten bei den untersuchten Gehgeschwindigkeiten 2 km/h und 4 km/h im Mittel eine höhere intraindividuelle Konstanz von $ICC = 0,78$ als, männliche Probanden, welche im Mittel einen $ICC = 0,65$ erzielten. Weibliche Probanden wiesen bei der geschwindigkeitsunabhängigen Analyse insgesamt eine moderate bis gute Konstanz auf (ICC weiblicher Probanden, geschwindigkeitsunabhängig zwischen $ICC = 0,58$ und $ICC = 0,92$).

Besonders auffällig war beim Becken die unterschiedliche Konstanz des Zeitpunktes der maximalen Rotation zwischen den Geschlechtern. Im Vergleich der geschwindigkeitsunabhängigen ICC zeigten weibliche Probanden einen $ICC = 0,92$ und männliche Probanden $ICC = 0,84$.

Außerdem zeigte sich eine geschwindigkeitsabhängige unterschiedliche Konstanz des Geh timings zwischen den Geschlechtern. Männliche Probanden zeigten bei einer Gehgeschwindigkeit von 2 km/h eine sehr inkonstante Gangperformance mit sogar negativen ICC -Werten, insbesondere in den cranialen von T9 gelegenen Segmenten und dem Becken. Bei 4 km/h gingen sie deutlich konstanter.

Der mittlere ICC-Wert männlicher Probanden bei 2 km/h betrug im Bereich T3-T9 $ICC = (-0,53)$, was auf eine höhere interindividuelle als intraindividuelle Übereinstimmung in diesen Messungen hinweist. Diese Ergebnisse weichen von der allgemeinen Tendenz ab, dass die intraindividuelle Übereinstimmung höher ist als die interindividuelle Ähnlichkeit.

Dies könnte zum einen durch die geringe Probandenzahl begünstigt worden sein, sodass diese Ergebnisse nicht auf die Gesamtbevölkerung übertragbar sind. Dennoch deutet es darauf hin, dass sich verschiedene Personen ähnlich bewegen, zumindest auf segmentaler Ebene. Zum anderen könnte die Inkonstanz des individuellen Bewegungsablaufes an weiteren Faktoren liegen, wie etwa einer ungewohnten Gehgeschwindigkeit. Die Ergebnislage spricht dafür, dass Männer eine Gehgeschwindigkeit von 2 km/h schlechter umsetzen konnten als Frauen.

Insbesondere im oberen Bereich der Wirbelsäule bestand eine hohe segmentale Variabilität, was u.a. in Verbindung mit einem weniger konstanten Armpendel und geringerer Rotation des Schultergürtels mutmaßlich zusammenhängen könnte.

Die geringe intraindividuelle Übereinstimmung einiger weniger Probanden wurde auch bei der auf Algorithmen basierten Auswertung in der Veröffentlichung von Dindorf et al.³ beschrieben (70). Eine ähnliche Beobachtung wurde von Horst et al. gemacht (119). In einer Untersuchung von Bewegungsmustern der unteren Extremität beim Gehen wurde die Intersession-Reliabilität von 8 Proband/Innen ausgewertet. Es zeigte sich auch hier eine geringgradige intraindividuelle Variabilität der Messwerte einzelner Probanden im zeitlichen Verlauf. Trotz der beschriebenen intraindividuellen Variabilität ist insgesamt eine hohe Übereinstimmung des individuellen Gangbildes beschrieben worden. (119)

5.2.2.2 ICC des Zeitpunktes der maximalen Rotationsamplitude- Einflussfaktor Geschwindigkeit

Die geschwindigkeitsabhängige Analyse ergab bei 4 km/h im Mittel eine deutlich höhere Konstanz ($ICC = 0,78$) als bei 2 km/h ($ICC = 0,68$). Dabei zeigten sich regionale Unterschiede.

³ , In der genannten Arbeit wurden Datensätze aus dieser Untersuchung verwendet.

Der thorakale Bereich wies bei 4 km/h eine bessere mittlere zeitliche Konstanz auf (ICC bei 4 km/h = 0,83 vs. ICC bei 2 km/h = 0,68), während der lumbale Bereich bei 2 km/h konstanter war (ICC bei 2 km/h = 0,84 vs. ICC bei 4 km/h = 0,64). Besonders auffällig war der Unterschied bei der Beckenrotation, die bei 4 km/h eine hohe Konstanz zeigte (ICC = 0,89), bei 2 km/h jedoch deutlich variabler war (ICC = 0,50).

Bei 4 km/h zeigte die Konstanz des Timings der Beckenrotation bei allen Untergruppen hohe ICC-Werte, so erreichten weibliche Probanden bei 4 km/h einen durchschnittlichen ICC = 0,69 und männliche Probanden einen durchschnittlichen ICC = 0,77.

Es scheint bei einer von der habituellen Gehgeschwindigkeit abweichende Laufgeschwindigkeit ein wesentlicher Faktor der Konstanz der Bewegungsausführung der segmentalen Rotation zu sein. Dafür spricht zum einen die generelle Tendenz, der geringeren Konstanz bei 2 km/h vs. 4 km/h (s.o.) und zum anderen die niedrigere Konstanz des Bewegungsmusters bei männlichen Probanden, für welche ein Lauftempo von 2 km/h weiter von der habituellen Gehgeschwindigkeit entfernt ist als für weibliche Probanden (48).

Unter Verwendung einer anderen Auswertungsmethode wurde beobachtet, dass ähnliche Bewegungsmuster zwischen den Gehgeschwindigkeiten 2 km/h und 4 km/h vorliegen (Daten dieser Studie wurden mituntersucht), was die Untersuchungsergebnisse auch dieser Untersuchung stützt, dass neben beschriebener Unterschieden eine erkennbare intraindividuelle Konstanz vorliegt. (117)

5.2.2.2.1 Diskussion der Ergebnisse des Einflussfaktors Zeit auf die intraindividuelle Konstanz

Die Analyse der Übereinstimmung zwischen jeweils zwei Messzeitpunkten basiert auf einer deutlich geringeren Datenmenge als die Gesamtanalyse über alle drei Messtage. Dies spiegelt sich in den insgesamt niedrigeren ICC-Werten wider: Während die Analyse über alle Messzeitpunkte hinweg ICC-Werte von über 0,9 erreichte, fielen die Werte beim Vergleich einzelner Messtage deutlich niedriger aus (bei 2 km/h Mittelwert ICC = 0,53 für Erstmessung und Wiederholungsmessung und ICC = 0,67 für Erstmessung und zweite Wiederholungsmessung; bei 4 km/h Mittelwert

der ICC = 0,67 für Erstmessung und Wiederholungsmessung und Mittelwert der ICC = 0,74 für Erstmessung und zweite Wiederholungsmessung).

Diese niedrigeren ICC-Werte sind vermutlich in erster Linie auf die geringere Datenmenge zurückzuführen, sodass sich daraus lediglich Tendenzen ableiten lassen. Auffällig ist, dass die Übereinstimmung zwischen Erstmessung und zweiter Wiederholungsmessung höher ausfällt als zwischen den aufeinanderfolgenden Messungen von Erstmessung und erster Folgemessung. Dies könnte auf einen kurzfristigen Gewöhnungseffekt bei der ersten Wiederholungsmessung hindeuten und somit zu einer veränderten Gehweise zwischen den zeitlich nah beieinander liegenden Messtagen geführt haben. Es lässt sich zeigen, dass eine hohe Konstanz des intraindividuellen Bewegungsmuster über den Zeitraum eines Monats zeigt.

Für eine verlässlichere Aussage über zeitliche Effekte wären weitere Studien mit mehr Messzeitpunkten und größeren Fallzahlen erforderlich.

5.2.3 Diskussion der Ergebnisse der Beckenrotation

Aufgrund der zentralen Rolle der Beckenbewegung im Gangzyklus, der kontroversen Studienlage sowie spezifischer Auffälligkeiten in den vorliegenden Daten wird die Beckenrotation an dieser Stelle explizit untersucht.

Das Becken stellt eine verbindende Struktur zwischen der unteren Extremität und der Wirbelsäule dar und spielt eine essenzielle Rolle im biomechanischen Ablauf des Gehens. Durch die Erweiterung der Rotationsamplitude trägt es zur Vergrößerung der Schrittlänge bei und ist somit ein entscheidender Faktor für die Anpassung der Gehgeschwindigkeit (48).

In der Literatur ist das zeitliche Auftreten der maximalen Beckenrotation in Relation zum Gangzyklus kontrovers diskutiert worden. Klein-Vogelbach beschreibt eine dem Schwungbein folgende Rotation des Beckens, während Palastanga et al. (26) die Beckenrotation als einleitende Bewegung der Schwungphase sehen. Eine Studie aus dem ISZB, die mit dem gleichen Messinstrument durchgeführt wurde, zeigt eine interindividuelle Variabilität: Die maximale Beckenrotation trat innerhalb einer variablen Zeitspanne um den Initial Contact (IC) auf. Diese Ergebnisse weisen auf eine individuell unterschiedliche zeitliche Lage der Rotationsmaxima im Gangzyklus hin. (22) In einer neueren Studie wurde präziser gezeigt, dass die Beckenrotation ihr maximum bei ca. 4 % des SGZ einnimmt, bei einer Gehgeschwindigkeit von 5 km/h im

Mittel mit ca. 5° transversal rotiert, jedoch eine breite Streuung der Rotationsamplituden zwischen den Probanden existiert (22).

Die Messdaten zeigen für die Rotationsamplitude des Beckens eine hohe Konstanz (Mittelwert der ICC = 0,96), während das Timing des Rotationsmaximums bezogen auf den SGZ eine geringere intraindividuelle Konstanz zeigt (Mittelwert ICC = 0,89).

Diese geringgradig höhere zeitliche Variabilität bei gleichzeitig konstanter Amplitude könnte eine adaptive Funktion haben: Die Beckenrotation muss sich zur Stabilisierung flexibel an verschiedene Gangsituationen anpassen können, wovon die Meisten auf einem Laufband mit standardisierten Bedingungen jedoch vernachlässigbar scheinen.

Im Vergleich der ICC-Werte des Zeitpunktes der maximalen Beckenrotation zwischen den Gehgeschwindigkeiten, zeigte sich bei 2 km/h ein geringerer ICC-Wert von ICC = 0,50 und ein großes Konfidenzintervall im Vergleich zu dem ICC-Wert bei 4 km/h von ICC = 0,89 mit einem schmalen Konfidenzintervall.

Dieser Unterschied zeigte sich bei den ICC-Werten der Rotationsamplitude nicht, bei beiden gemessenen Geschwindigkeiten traten sehr hohe ICC-Werte auf (Beckenrotationsamplitude bei 2 km/h ICC = 0,95; Beckenrotationsamplitude bei 4 km/h ICC = 0,97).

Eine mögliche Erklärung für die größere intraindividuelle Variabilität des Zeitpunktes der maximalen Beckenrotation bei 2 km/h liegt in der geringeren Gewohnheit dieser Gehgeschwindigkeit. Ein verlangsamtes Gehen könnte eine erhöhte Anpassungsleistung erfordern, um Ganginstabilitäten auszugleichen, was sich in größeren zeitlichen Schwankungen des Rotationsmaximums äußern könnte.

Vorangegangene Studien im ISZB beschrieben, dass die Bewegungen der Wirbelkörper der Rotation des Beckens folgen (22), das ließe erwarten, dass wenn die Beckenrotation bei 2 km/h variabler ist auch die Wirbelkörperrotation bei 2 km/h variabler als bei 4 km/h sein sollten. Dies ließ sich nicht eindeutig bestätigen, die Wirbelkörperrotation war bei 4 km/h nur in bestimmten Abschnitten der Wirbelsäule intraindividuell konstanter als bei 2 km/h.

5.2.4 Diskussion der Bewertung der Reliabilität des Untersuchungsgerätes

Ein weiteres Ziel dieser Studie war die Überprüfung der Reliabilität des verwendeten Untersuchungsgerätes. Die Beurteilung der Reliabilität des DIERS 4Dmotion® Lab erfolgte anhand der Ergebnisse der Konstanz der Messergebnisse über drei Messzeitpunkte. Zur Beurteilung wurde die maximale Rotationsamplitude der Wirbelkörper als Parameter herangezogen und mittels Intraklassenkorrelation (ICC) analysiert. Die Interpretation der Messergebnisse gestaltet sich insofern schwierig, als nicht eindeutig zwischen der Konstanz des Messsystems und der tatsächlichen Konstanz individueller Bewegungsmuster unterschieden werden kann. Es wurde angenommen, dass beim Vorliegen einer hohen Konstanz der gemessenen Werte auch auf eine hohe Reliabilität des Messgerätes geschlossen werden darf.

Die Ergebnisse zeigen eine sehr hohe Reliabilität ($ICC > 0,9$) für die Messung der Rotationsamplitude der Wirbelkörper von T1 bis L4 sowie des Beckens. Eine Ausnahme bildete die Vertebra Prominens (VP), für die eine niedrige Reliabilität festgestellt wurde ($ICC < 0,5$). Die hohen ICC-Werte bestätigen nicht nur die intraindividuelle Konstanz der Messergebnisse, sondern erlauben auch Rückschlüsse auf die Intertest- Reliabilität des Messsystems. Wiederholt ähnliche Messwerte deuten auf eine hohe Reproduzierbarkeit hin. Allerdings lässt sich aus den Ergebnissen keine direkte Aussage zur absoluten Messpräzision ableiten, da hierfür ein Vergleich mit einem alternativen Referenzmessverfahren erforderlich wäre.

Diese hohe Messgenauigkeit deckt sich mit früheren Untersuchungen, die bereits eine gute Reliabilität für statische Messungen des hier verwendeten Untersuchungsgerätes nachgewiesen haben (105, 120, 121). Für dynamische Messungen existieren bisher nur wenige Reliabilitätsstudien wie von Gipsman et al. (14), welche bereits eine hohe Reproduzierbarkeit zeigen konnten. Die zeitlichen Parameter der Bewegungsmessung wiesen in der vorliegenden Untersuchung eine moderate bis gute Reliabilität auf (ICC zwischen 0,6 und 0,9), wobei insbesondere die Beckenrotation eine hohe Übereinstimmung zeigte ($ICC = 0,89$). Die Reliabilität erwies sich als weitgehend unabhängig von der Gehgeschwindigkeit, mit konstant hohen ICC-Werten bei beiden Geschwindigkeiten ($ICC\ 2\ km/h = 0,95$; $ICC\ 4\ km/h = 0,95$).

Einschränkend muss berücksichtigt werden, dass sämtliche Messungen von einer Untersucherin durchgeführt wurden, sodass keine Aussage über die Interrater-

Reliabilität getroffen werden kann. Während die hohe Reliabilität der statischen Messungen eine Übertragbarkeit auf dynamische Untersuchungen nahelegt, wäre eine umfassende Validierungsstudie der nächste wesentliche Schritt zur Beurteilung der medizinischen Einsatzfähigkeit.

Es bleibt zu klären, ob die Reliabilitätsprüfung anhand der eigenen Messdaten eine hinreichend aussagekräftige Bewertung des Untersuchungsgerätes ermöglicht. Eine Studie von MacWilliams et al. untersuchte die Beweglichkeit der Wirbelkörper S1 bis L1 mittels invasiver Kirschnerdrähte und ermöglichte eine direkte Beobachtung der Wirbelkörperbewegung (122). Die Ergebnisse der direkten Beobachtung der Wirbelsäulenbewegungen stehen im Vergleich zu einer Studie, die auf oberflächliche Rückenkonturen zur Erfassung der Wirbelsäulenbewegung zurückgreifen (VICON-System), zeigten sich erhebliche Abweichungen der Messwerte bei hohen Gehgeschwindigkeiten (123). Es ist annehmbar, dass bei höheren mechanischen Belastungen, wie sie beim Laufen auftreten, verstärkte Hautverschiebungen entstehen. Diese könnten – je nach Weichteilverteilung im Messbereich – zu systematischen Abweichungen führen.

Es ist zu berücksichtigen, dass Erschütterungen nicht nur beim Rennen, sondern auch beim Gehen auftreten und je nach individueller Gehcharakteristik unterschiedlich starke Einflüsse auf die Messungen haben könnten. In der vorliegenden Untersuchung fiel eine Probandin durch eine besonders hohe Anzahl an Fehlern der automatischen Analyse auf, was möglicherweise auf eine außergewöhnlich mobile Hautschicht im Rückenbereich zurückzuführen war, aber auch andere Ursachen wie die Ausleuchtung, Körperhaltung oder ähnliches haben könnte. Solche individuellen anatomischen Variationen könnten eine weitere Einflussgröße auf die Messgenauigkeit darstellen und sollten in zukünftigen Studien systematisch untersucht werden.

5.3 Diskussion der Ergebnisse der sekundären Fragestellung

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der sekundären Fragestellung diskutiert. Zunächst wird der Einfluss des Aktivitätslevels der Probanden auf die Konstanz der Bewegungsmuster analysiert. Anschließend folgt eine Bewertung der Aussagekraft der grafischen Visualisierung im Rahmen der Einzelfallanalysen.

5.3.1 Diskussion der Ergebnisse des Einflussfaktors des Aktivitätslevels auf die intraindividuelle Konstanz

Die Analyse des körperlichen Aktivitätsniveaus mittels HPA-Fragebogen zeigte ein relativ homogenes Probandenkollektiv. Im Vergleich zu den Referenzwerten von Baecke et al. (siehe Tabelle 7: Referenzdaten Baecke Questionnaire) (109) lag der Workindex unter dem Durchschnitt, während Freizeit- und Sportindex überdurchschnittlich ausfielen – charakteristisch für das überwiegend studentisch-akademische Kollektiv. Der Vergleich zwischen Probanden mit höherer Aktivität (ICC = 0,897, SD = 0,13) und niedrigerer Aktivität (ICC = 0,94, SD = 0,10) zeigte mit einer ICC- Differenz von nur 0,04 keinen relevanten Unterschied in der Bewegungskonstanz. Diese geringe Differenz ist vermutlich auf die insgesamt homogene Aktivitätsverteilung im Probandenkollektiv zurückzuführen. Die Ergebnisse legen nahe, dass moderate Unterschiede im Aktivitätsniveau die Konstanz der Wirbelsäulenbewegung beim Gehen kaum beeinflussen.

Für eine differenziertere Analyse des Einflusses der körperlichen Aktivität wäre eine Studie mit einem heterogeneren Probandenkollektiv erforderlich.

5.3.2 Diskussion der Ergebnisse der Einzelfallbetrachtungen

In der grafischen Darstellung der Wirbelkörper- und Beckenbewegungen im Rahmen von Einzelfallanalysen zeigten sich charakteristische Muster in den Schwingungskurven. Die Bewegungsprofile der einzelnen Probanden wiesen über mehrere Messtage hinweg eine auffallende Konstanz auf. Selbst bei verschiedenen Gehgeschwindigkeiten (2 km/h und 4 km/h) blieben diese individuellen Muster erhalten. Diese hohe intraindividuelle Reproduzierbarkeit bei gleichzeitig interindividueller Varianz weist auf stabile individuelle Bewegungscharakteristika hin.

Bereits durch die visuelle Analyse ließ sich ein deutlicher Wiedererkennungseffekt feststellen, der es ermöglichte, Personen anhand ihrer Bewegungsmuster zu identifizieren. Dies wurde in einer Arbeit von Dindorf et al. durch eine durch Künstliche Intelligenz (KI)-gestützte Auswertungsmethode bestätigt (70)⁴. Die Ergebnisse stehen in Übereinstimmung mit früheren Arbeiten am ISZB Mainz, die ebenfalls zeigen konnten, dass die Dynamik der Wirbelkörperbewegung hinreichend individuell

⁴ In der genannten Arbeit wurden unter anderem Datensätze dieser Studie verwendet.

ausgeprägt ist, um eine Unterscheidung zwischen Probanden anhand ihres Bewegungsprofils zu ermöglichen (22, 70, 71).

In den Einzelfallanalysen der vorliegenden Studie konnte diese individuelle Ausprägung bestätigt werden: So zeigte etwa Proband Nr. 24 ein symmetrisches und harmonisches Bewegungsmuster mit geringen Abweichungen der Rotationszeitpunkte über alle Messtage. Im Gegensatz dazu fiel Proband Nr. 16 durch ein asymmetrisches Bewegungsprofil auf, das unabhängig von der Ganggeschwindigkeit persistierte, was auch bei Haimerl et al. als stabiler individueller Bewegungsstil beschrieben wurde (71). Auch das mehrgipflige Schwingungsmuster von Proband Nr. 07 sowie die gleichbleibend geringen Schwingungsamplituden bei Proband Nr. 21 unterstreichen die Breite individueller Muster, die sich trotz normierter Bedingungen und Interpolation im SGZ erhalten.

Diese Beobachtungen unterstützen die Ergebnisse von Haimerl et al., die zeigen konnten, dass die segmentale Wirbelkörperrotation um ein neutrales Profil oszilliert, dabei aber stark zwischen den Individuen variiert. Die Autoren konnten zudem demonstrieren, dass selbst bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten ein wiedererkennbares Bewegungsprofil bestehen bleibt, wie auch in der vorliegenden Arbeit erkennbar ist (71). Die Ergebnisse unterstützen darüber hinaus die Befunde von Huthwelker et al., wonach standardisierte Referenzwerte zwar orientierend zutreffen, die tatsächliche Bewegungsausführung jedoch stark individuell geprägt ist (22). Visualisierungstools wie die interpolierte Spline-Normalisierung ermöglichen es dabei, diese Charakteristika präzise darzustellen, etwa durch die Beschreibung von Amplitudenmaxima, Phasenverschiebungen oder segmentalen Unterschieden im Bewegungsverhalten der Wirbelkörper sowie des Beckens.

In der Untersuchung zeigte sich eine hohe intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Bewegungsprofile sowie eine deutliche interindividuelle Varianz, was auf stabil ausgeprägte individuelle Gangcharakteristika hinweist.

5.4 Beurteilung von Material und Methoden

Im Folgenden werden der Versuchsaufbau sowie dessen Planung, Umsetzung und mögliche Limitationen kritisch reflektiert, um die Aussagekraft der Studie einzuordnen. Dabei werden zunächst die Zusammensetzung und Auswahl des Probandenkollektivs betrachtet, gefolgt von einer Diskussion des Versuchsaufbaus und der Datenauswertung. Abschließend wird das verwendete Untersuchungsgerät hinsichtlich seiner Eignung zur Beantwortung der Forschungsfrage bewertet.

5.4.1 Akquise der Probanden

Die Rekrutierung der Studienteilnehmenden erfolgte größtenteils über den Bekanntenkreis der Forschenden, was zu einer Überrepräsentation von Studierenden und Akademikern führte. Zudem zeigten sich zwei Altersgruppenthäufungen: eine jüngere Gruppe von 26 bis 31 Jahren sowie eine ältere Gruppe von 50 bis 64 Jahren, während Personen zwischen 32 und 49 Jahren kaum vertreten waren.

Die Auswahl der Probanden kann die Studienergebnisse beeinflussen. Insbesondere die Rekrutierung über persönliche Netzwerke birgt methodische Herausforderungen. Ein potenzieller Selektionseffekt ergibt sich daraus, dass sich die Teilnehmenden in Lebensstil, körperlicher Aktivität oder sogar genetischen Faktoren ähneln könnten, was die Generalisierbarkeit der Ergebnisse einschränkt. In dieser Studie zeigte sich dieser Effekt in der Erhebung des Aktivitätsniveaus, das bei den meisten Teilnehmenden ähnlich ausfiel.

Darüber hinaus besteht das Risiko eines sozialen Erwünschtheitseffekts, bei dem Probanden ihr Verhalten bewusst oder unbewusst anpassen, um den vermeintlichen Erwartungen der Forschenden zu entsprechen (124). Dies könnte die natürliche Bewegungsausführung beeinflussen. Gleichzeitig könnte die Vertrautheit mit den Untersuchenden zu einer höheren Motivation und Compliance führen, was möglicherweise zur geringen Dropout-Rate dieser Studie beigetragen hat. Bei Studien mit extern rekrutierten Probanden sollte daher eine größere Stichprobe in Betracht gezogen werden, um die statistische Aussagekraft durch eine höhere Anzahl von Drop-outs nicht zu gefährden.

Weiterhin sind individuelle Unterschiede in der psychologischen Reaktion auf die Untersuchungssituation zu berücksichtigen. Während einige Probanden sich durch die Vertrautheit mit den Untersuchenden entspannter verhalten, könnten andere unter

Druck geraten, besonders gute Ergebnisse zu erzielen. Dies kann zu Variationen in den gemessenen Bewegungsmustern führen.

Des Weiteren wurde die Studie sowohl über das Intranet der Universitätsmedizin als auch durch Flyer in der Universität beworben. Der Kreis der Personen, die Zugang zu diesen Informationen hatten, war somit auf eine relativ geschlossene Gruppe von Universitätsmedizinzugehörigen beschränkt.

5.4.2 Auswahlkriterien zur Studienteilnahme

Nach der Diskussion der Probandenakquise folgt nun eine kritische Bewertung der gewählten Ein- und Ausschlusskriterien hinsichtlich ihrer wissenschaftlichen Begründung, praktischen Umsetzbarkeit und Auswirkungen auf die Generalisierbarkeit der Ergebnisse.

Die Ein- und Ausschlusskriterien wurden definiert, um eine Studienpopulation zu generieren, die möglichst unbeeinflusst von externen Faktoren wie Erkrankungen, Schwangerschaft oder wachstumsbedingten Veränderungen ist. Dies sollte die intraindividuelle Konstanz der Wirbelsäulenbewegung möglichst störungsfrei erfassen und generalisierbare Aussagen ermöglichen. Allerdings begrenzen die Kriterien die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die Allgemeinheit.

Ein zentrales Kriterium war die Altersbegrenzung auf 18 bis 70 Jahre. Diese Entscheidung ist aus mehreren Gründen begründet: Die Einbeziehung Minderjähriger hätte ethische Herausforderungen mit sich gebracht, insbesondere hinsichtlich der Einwilligungsfähigkeit zur Studienteilnahme. Zudem können wachstumsbedingte körperliche Veränderungen die Konstanz der Bewegungsmuster beeinflussen, auch wenn der Studienzeitraum von einem Monat nur geringe Effekte erwarten lässt. Die obere Altersgrenze wurde gewählt, da Studien zeigen, dass mit zunehmendem Alter senile Gangmuster häufiger auftreten und eine erhöhte Variabilität der Schrittfolge sowie Ganginstabilität dokumentiert sind (101). Dadurch bleibt offen, inwieweit die intraindividuelle Konstanz der Wirbelsäulenbewegung auch bei älteren Erwachsenen erhalten bleibt.

Insgesamt wurde mit einer Altersspanne von 52 Jahren eine breite Streuung der Probanden gewählt, die Kombination einer weiten Altersspanne mit einer vergleichsweise geringen Probandenzahl verhinderte jedoch eine differenzierte Einteilung nach Altersklassen. Dennoch scheint diese Auswahl für die

Hauptfragestellung der Studie ein geeignetes und robustes Probandenkollektiv ermöglicht zu haben.

Ein weiteres essenzielles Kriterium war die Schmerzfreiheit der Teilnehmenden. Diese Entscheidung sollte Kompensationsmechanismen im Gangbild vermeiden und eine möglichst konstante Bewegungsausführung gewährleisten. Schmerzen hätten nicht nur das Bewegungsmuster beeinflussen, sondern auch intraindividuell variieren können, was die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse beeinträchtigt hätte.

Eine in Hinsicht auf die Fragestellung begründete Einschränkung war die Entscheidung, Probanden mit kognitiven Einschränkungen oder Sehstörungen von der Studie auszuschließen.

Ein methodisch relevantes Ausschlusskriterium war ein $\text{BMI} \geq 30 \text{ kg/m}^2$. Die Messmethode basierte auf der Erfassung der Wirbelsäulenbewegung über die Hautoberfläche, wobei individuelle anatomische Unterschiede wie Hautstruktur, Muskelrelief oder Fettverteilung nicht ausreichend berücksichtigt werden. Besonders bei geringen Rotationsbewegungen, wie sie beispielsweise bei langsamen Gehgeschwindigkeiten auftreten, könnte subkutanes Fettgewebe die Messgenauigkeit beeinträchtigen, wie auch in der Studie von Kniepert et al. (19) vermutet wurde. Die Entscheidung, adipöse Probanden auszuschließen, ist aus methodischer Sicht nachvollziehbar, schränkt jedoch die Generalisierbarkeit der Ergebnisse ein, da 16,8 % der deutschen Bevölkerung an Adipositas erkrankt sind (125).

Zusätzlich wurde der 2-Minuten-Gehtest als Einschlusskriterium verwendet, um eine sichere Gehfähigkeit der Probanden bei 4 km/h sicherzustellen und potenzielle Schwankungen zwischen den Untersuchungsterminen zu erfassen. Die Auswahl und Relevanz dieses Kriteriums wird im Abschnitt zur methodischen Bewertung des Studiendesigns (Kapitel 5.4.3) detaillierter diskutiert.

Einfluss weiterer Faktoren wie Tagesform, Motivation und externe Bedingungen können die Ergebnisse ebenso beeinflussen (126). Während äußere Störvariablen durch standardisierte Testbedingungen minimiert wurden, blieben motivationale Faktoren unberücksichtigt.

Zusammenfassend ermöglichten die definierten Ein- und Ausschlusskriterien eine stabile Studienpopulation und eine störungsarme Analyse der intraindividuellen Konstanz der Wirbelsäulenbewegung. Gleichzeitig beschränken sie jedoch die externe

Validität, da sie primär auf gesunde, gefähige Erwachsene zutreffen. Rückschlüsse auf spezifische Gruppen wie ältere, schmerzgeplagte oder neurologisch erkrankte Personen sind daher nicht möglich.

5.4.3 Beurteilung des Versuchsaufbaus

Das verwendete Untersuchungsprotokoll erwies sich insgesamt als praktikabel umsetzbar. Der Versuchsaufbau war klar strukturiert und ermöglichte eine standardisierte und konsistente Durchführung der Messungen. Eine potenzielle Limitation stellt der 2-Minuten-Gehtest dar, der nur an zwei von drei Messterminen durchgeführt wurde. Dies könnte die Validität der Ergebnisse beeinflusst haben, da der Test als Erwärmungseinheit interpretiert werden kann, wodurch sich möglicherweise ein Einfluss auf die intraindividuelle Konstanz der Messwerte ergibt.

Um aussagekräftige Daten für den typischen Gang einer Person zu erhalten, wurden für jede Messung drei Gangzyklen dieser Person aufgenommen. Die Messdaten wurden gemittelt und auf den standardisierten Gangzyklus als zeitliche Referenzschiene bezogen. Auf diese Weise konnte sichergestellt werden, dass die kleine Schritt-zu-Schritt-Variabilität, welches das Gangbild stets beinhaltet (68), berücksichtigt werden konnte ohne das Messergebnis systematisch zu verfälschen.

Zwar wurde eine Eingephase berücksichtigt, und die Messung begann erst, nach zweiminütiger Gewöhnung des Probanden an die vorgegebene Geschwindigkeit, dennoch können Schwankungen im Gangbild nicht ausgeschlossen werden. Die Mittelung der Daten über drei Gangzyklen dient dazu, diese natürlichen Schwankungen auszugleichen. Während diese Vorgehensweise für konsistentere und robustere Daten sorgt, könnte sie gleichzeitig eine tendenziell höhere Übereinstimmung der Ergebnisse zwischen den Messterminen bewirken.

In Abwägung dieser Aspekte erscheint die Mittelung der Daten zur Darstellung der intraindividuellen Konstanz von Rotationsparametern als geeignete Methode, um die Schritt-zu-Schritt-Variabilität auszugleichen, ohne den Charakter der individuellen Gangmuster wesentlich zu verzerren.

Da die Gehgeschwindigkeit einen Einfluss auf die Bewegungsamplitude hat (71), wurden die Messungen bei zwei unterschiedlichen Tempi (2 km/h und 4 km/h) durchgeführt. Diese wurden so gewählt, dass sie weitere Erkenntnisse bezüglich des Einflusses der Gehgeschwindigkeit auf die Konstanz von Wirbelsäulenbewegungen

liefern konnten und zugleich im Rahmen des durch das Messinstrument gegebenen Untersuchungsspektrums lagen. Durch Perry et al. ist berichtet, dass die selbstgewählte Gehgeschwindigkeit bei Erwachsenen im Mittel bei ca. 5 km/h liegt, wobei Männer durchschnittlich mit 5,16 km/h und Frauen durchschnittlich mit 4,62 km/h gehen. (48) Die geschlechtsspezifischen Unterschiede in der habituellen Gehgeschwindigkeit wurden bei der Wahl der Messgeschwindigkeiten nicht explizit berücksichtigt. Dadurch lagen die gewählten Geschwindigkeiten für weibliche Probandinnen näher an ihrer habituellen Gehgeschwindigkeit als für männliche Probanden. Unter der Annahme, dass ein habituelles Gangmuster mit einer höheren intraindividuellen Konstanz einhergeht, könnte dies potenziell Einfluss auf die Ergebnisse haben. Die vorliegenden Daten konnten zwar keinen eindeutigen Zusammenhang zwischen der Abweichung zur habituellen Gehgeschwindigkeit und der Konstanz der maximalen Rotationsamplitude oder des Zeitpunkts der maximalen Rotation nachweisen, jedoch zeigte sich bei der Analyse der Rotationsamplitude männlicher Probanden bei 2 km/h niedrige ICC-Werte und breitere Konfidenzintervalle.

In der Studie von Meyer et al. wurde eine Mindestdauer von 6 Minuten genannt, um ein konstantes Gangmuster beim Laufen auf einem Laufband bei Ungeübten zu erzielen (127). Die Schwierigkeit an die Gewöhnung an das Gehen auf einem Laufband, kann zusätzlich je nach Laufband-Typ variieren. In der vorliegenden Untersuchung wurde in Summe eine Gehzeit von ca. 6 Minuten in verschiedenen Gehtempi erreicht, was die Reproduzierbarkeit des natürlichen Gangmusters potenziell erreicht haben könnte. Die Messungen waren auf die Gehgeschwindigkeiten von 2 km/h und 4 km/h begrenzt, wodurch die Ergebnisse nicht auf das gesamte Spektrum der Gehgeschwindigkeiten übertragbar sind.

Ein weiterer methodischer Aspekt betrifft die feste Reihenfolge der Messungen. Die Gehgeschwindigkeiten wurden stets in der gleichen Abfolge getestet, wodurch eine mögliche Verzerrung durch einen Gewöhnungseffekt nicht ausgeschlossen werden kann. Eine zufällige Zuweisung der Reihenfolge wäre hier methodisch vorzuziehen, um einen potenziellen Einfluss der Adaption an das Laufband auf die Konstanz des Ganges zu minimieren.

Abgesehen von den genannten Limitationen erwies sich der Versuchsaufbau als geeignet zur Beantwortung der Forschungsfrage. Das gewählte Studiendesign

ermöglicht eine aussagekräftige Analyse der intraindividuellen Konstanz der Wirbelsäulenbewegung.

5.4.4 Beurteilung des Untersuchungsgerätes

Das DIERS 4D Motionlab stellt eine rasterstereographische Methode zur Erfassung von Wirbelsäulenbewegungen beim Gehen dar und wurde bereits in mehreren Studien erfolgreich angewendet. Dennoch bestehen methodische Limitationen, die die Generalisierbarkeit auf den habituellen Gang und die klinische Anwendung einschränken könnten.

Die Untersuchung erfolgte unter Laborbedingungen auf einem Laufband bei festgelegter Gehgeschwindigkeit und barfuß, was die natürliche Gehweise der Probanden potenziell veränderte. Diese standardisierten Bedingungen weichen von alltäglichen Gehbedingungen ab und könnten die Generalisierbarkeit der Ergebnisse einschränken.

Die Reliabilität des Untersuchungsgerätes wurde bereits für statische Messungen bestätigt (11, 12) sowie erste Untersuchungen zur Intersession-Reliabilität bei dynamischen Messungen während des Gehens durchgeführt. Bei der Auswertung von Wiederholungsmessungen am selben Tag (Intersession-Reliabilität) lagen die Standardabweichungen für die untersuchten Wirbelkörper zwischen $0,51^\circ$ und $2,3^\circ$ und der Standardfehler der Mittelwerte zwischen $0,14^\circ$ und $0,51^\circ$. (14) In einer weiteren Studie von Konradi et al. wird betont, dass noch keine Validitätsprüfung der Messergebnisse des Gerätes mit einem Goldstandard wie EOS (Röntgentechnologie) vorliegen. Es wird jedoch angenommen, dass die Werte untereinander aufgrund der Intersessionreliabilität zu repräsentativen Aussagen führen können (50). Dies schränkt die Sicherheit der Aussagen des Gerätes ein.

Ein weiterer methodischer Aspekt mit potenziellem Einfluss auf die Reliabilität betrifft die Platzierung der Marker auf der Rückenoberfläche. Für die dynamische Videorasterstereographie im Diers 4D Motion® Lab wurden fünf reflektierende Marker verwendet (Lumbalgrübchen beidseits, Vertebra prominens sowie Apex Acromion rechts und links). Die manuelle Anbringung dieser Marker kann durch inter- und intraindividuelle Unterschiede in der Palpation zu Platzierungsungenauigkeiten führen. In der vorliegenden Studie wurde die Markerplatzierung von einer Untersucherin durchgeführt. Zur Reduktion möglicher Abweichungen erfolgte ein kombiniertes

Vorgehen: Nach initialer Palpation wurden die Marker angebracht und anschließend anhand der Formetric-Average-Darstellung über das Rückenrelief überprüft. Bei Abweichung zwischen der automatisiert erkannten anatomischen Struktur und der Markerplatzierung erfolgte eine erneute Palpation und ggf. Nachjustierung der Marker.

Trotz des standardisierten Vorgehens bleibt die anatomische Zuordnung der Oberflächenmarker eine potenzielle Fehlerquelle. So ist bekannt, dass die Lumbalgrübchen nahe der SIPS liegen, jedoch in der Regel etwa 0,5 bis 1 cm lateral und kranial davon versetzt sind (128). Dies könnte zu Abweichungen zwischen tatsächlicher knöcherner Bewegung und erfasster Oberflächenbewegung führen. Auch die Zuordnung des als VP markierten Wirbels ist nicht immer eindeutig: Eine anatomische Studie konnte zeigen, dass der Dornfortsatz von C7 zwar häufig als prominentester Wirbel gilt, jedoch in weniger als 50 % der untersuchten Fälle tatsächlich der am weitesten hervorstehende war (129).

Inwiefern dies die approximierte Wirbelkörperrotation beeinflusst, ist nicht abschließend geklärt. Nicht nur im Vergleich mit anderen Studien oder Normdaten, sondern auch im Hinblick auf intraindividuelle Verlaufsbeobachtungen ist der Einfluss der Markerpositionierung auf die Reliabilität der Messung nicht gesichert.

Die Nachbearbeitung der Messdaten erforderte in einigen Fällen eine manuelle Korrektur der automatisierten Erkennung, insbesondere bei nicht korrekt erkannten Referenzmarkern oder fehlerhaften Fußkontakten. Während die Mehrheit der Messartefakte korrigiert werden konnte, mussten einzelne Messungen von der Analyse ausgeschlossen werden. Dies verdeutlicht eine methodische Einschränkung, die die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse, insbesondere bei variierenden Untersuchenden, beeinflussen könnte.

Darüber hinaus traten technische Herausforderungen beim Export der Messdaten auf. Verschiedene Versionen der DICAM-Software wiesen Unterschiede in der Berechnung der Rumpfrotation und der Synchronisation der Zeitschiene auf. Um konsistente Ergebnisse sicherzustellen, wurden alle Messungen mit der Softwareversion 3.10.8 β exportiert. Die genauen mathematischen Modifikationen zwischen den Versionen sind jedoch nicht transparent ersichtlich, was die Vergleichbarkeit der Ergebnisse zwischen verschiedenen Softwaregenerationen erschwert.

Für eine verbesserte Reproduzierbarkeit und Anwendbarkeit im klinischen Alltag wäre eine weitergehende Automatisierung der Markerplatzierung sowie eine höhere Standardisierung der Software wünschenswert.

6 Zusammenfassung der Arbeit

In der am ISZB Mainz durchgeführten prospektiven, monozentrischen Studie wurde die intraindividuelle Konstanz transversaler segmentaler Wirbelsäulenrotationen und der Beckenbewegung beim Gehen untersucht. Eingeschlossen wurden 25 asymptomatische Probandinnen und Probanden im Alter von 23 bis 64 Jahren. Für jede Person erfolgten drei Messzeitpunkte (Wiederholungsmessung nach + 1 bis maximal 3 Tagen und eine weitere Wiederholungsmessung nach 30 ± 7 Tagen) bei zwei Gehgeschwindigkeiten (2 km/h und 4 km/h). Die Erfassung der transversalen Rotationsbewegungen erfolgte rasterstereographisch mit dem DIERS 4D motionlab. (DIERS International GmbH, Wiesbaden, Deutschland).

Es zeigte sich übergreifend eine statistisch signifikante intraindividuelle Konstanz der Bewegungsmuster sowohl der Wirbelsegmente als auch des Beckens. Die Rotationsamplitude erwies sich als konstanter als das Timing des Rotationsmaximums. Damit lassen sich für gesunde Erwachsene reproduzierbare, personenspezifische Bewegungsprofile der Wirbelsäule und des Beckens beim Gehen ableiten, während sich die Ausprägung zwischen verschiedenen Personen deutlich unterscheidet.

Die Konstanz der Messwerte war tendenziell bei 4 km/h höher als bei 2 km/h. Dies spricht dafür, dass ein zügigeres, näher am Alltagsgehen orientiertes Tempo zu regelhafteren motorischen Programmen führt und Schwankungen reduziert. Praktisch bedeutet dies, dass dynamische Beurteilungen der Wirbelsäulenrotation bevorzugt bei einer habituellen Gehgeschwindigkeit erfolgen sollten. Bei niedrigem Gehtempo (2 km/h) zeigten Frauen eine höhere intraindividuelle Konstanz als Männer. Dieser Effekt war bei 4 km/h weniger ausgeprägt.

Ein ähnliches selbstberichtetes Aktivitätsniveau zeigte kaum Einfluss auf die intraindividuelle Konstanz der zeitlichen Stabilität der Bewegungsmuster beim Gehen.

Zwischen der kurzzeitigen Wiederholung (Tage) und dem Intervall von etwa einem Monat fand sich keine eindeutige Zunahme der intraindividuellen Variabilität. Die Bewegungsmuster erwiesen sich somit über mehrere Wochen als stabil.

Die hohe Übereinstimmung wiederholter Messungen stützt die Eignung der Rasterstereographie für dynamische Analysen der Wirbelsäulenrotation beim Gehen. Ergänzend erwiesen sich Visualisierungstools als nützlich für die qualitative

Beurteilung intra- und interindividueller Unterschiede und zur Kommunikation der Befunde.

Die nachgewiesene Individualität und gleichzeitige Reproduzierbarkeit der Bewegungsmuster liefert eine Grundlage für personalisierte Diagnostik und Verlaufsbeurteilung, etwa bei pathologischen Gangbildern oder nach Interventionen. Künftige Studien sollten größere, alters- und geschlechtsbalancierte Kollektive einschließen, pathologische Populationen systematisch untersuchen und die Befunde um zusätzliche Parameter (z. B. verschiedene Bewegungsebenen, unterschiedliche Gehgeschwindigkeiten und Aktivitätslevel) erweitern. Ebenso sind Vergleiche zwischen standardisierten und alltagsnäheren Settings sinnvoll, um die Übertragbarkeit in die klinische Routine zu sichern.

Zusammenfassend bestätigt die vorliegende Arbeit, dass segmentale Rotationsbewegungen der Wirbelsäule und des Beckens beim Gehen in gesunden Personen intraindividuell hoch konsistent sind — insbesondere die transversalen Rotationsamplituden, stärker bei 4 km/h als bei 2 km/h, mit geschlechtsspezifischen Effekten bei niedrigem Tempo und stabil über mehrere Wochen.

7 Literaturverzeichnis

1. Fanghänel J, Pera F, Anderhuber F, Nitsch R. Waldeyer Anatomie des Menschen. Berlin: De Gruyter; 2009. S. 753
2. Lippert H. Lehrbuch Anatomie: 183 Tabellen. 6. Aufl. München: Urban und Fischer; 2003. S. 119-39
3. Suppé B, Bongartz M. FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics praktisch angewandt: Gehen – Analyse und Intervention. Berlin: Springer; 2013.
4. Mündermann L, Corazza S, Andriacchi TP. The evolution of methods for the capture of human movement. J NeuroEngineering Rehabil. 2006;3:6. doi:10.1186/1743-0003-3-6
5. Wiemann M. Kurzer Abriss zur Entwicklung der apparativen Ganganalyse: zwischen Klassik und Moderne. Phys Med Rehab Kuror. Stuttgart: Thieme; 2000; 10(06):227-30.
6. Sollmann AH. Röntgenkinematographie der Wirbelsäule. Dtsch Med Wochenschr. 1961;86(38):1811-5.
7. 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. 2005;20:320-9.
8. Andrada E. A new model of the human trunk mechanics in walking.[Dissertation]. Ilmenau: Technische Universität; Ilmenau; 2008.
9. Drerup B, Hierholzer E. Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape. Clin Biomech. 1994;9(1):28-36.
10. Hackenberg L, Hierholzer E, Liljenqvist U. Accuracy of rasterstereography versus radiography in idiopathic scoliosis after anterior correction and fusion. Stud Health Technol Inform. 2002;91:241-5.
11. Drerup B, Hierholzer E. Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using an improved mathematical model. Clin Biomech. 1996;11(7):376-83.
12. Barrett E, McCreesh K, Lewis J. Reliability and validity of non-radiographic methods of thoracic kyphosis measurement: a systematic review. Manual therapy. 2014;19(1):10-7.
13. Betsch M, Wild M, Hakimi M, Windolf J, Haex B. Reliability and validity of 4D rasterstereography under dynamic conditions. Computers in Biology and medicine. 2011:308-12.
14. Gipsman A, Rauschert L, Daneshvar M, Knott P. Evaluating the Reproducibility of Motion Analysis Scanning of the Spine during Walking. Adv Med. 2014:721829
15. Betsch M, Wild M, Johnstone B, Jungbluth P, Hakimi M, et. al. Evaluation of a Novel Spine and Surface Topography System for Dynamic Spinal Curvature Analysis during Gate. PLoS ONE. 2013;8(7).
16. Hackenberg L. Stellenwert der Rückenformanalyse in der Therapie von Wirbelsäulendeformitäten [Dissertation]. Münster:Universität; 2003.
17. Berryman F, Pynsent P, Fairbank J, Disney S. A new system for measuring three-dimensional back shape in scoliosis. Eur Spine J. 2008;17(5):663-72.

18. Wolf C, Betz U, Huthwelker J, Konradi J, Westphal RS, Cerpa M, et al. Evaluation of 3D vertebral and pelvic position by surface topography in asymptomatic females: presentation of normative reference data. *J Orthop Surg Res.* 2021;16(1):703.
19. Kniepert J, Rönsch H, Betz U, Konradi J, Huthwelker J, Wolf C, et al. Dynamic Surface Topography for Thoracic and Lumbar Pain Patients-Applicability and First Results. *Bioengineering.* 2025;12(3).
20. Betz U, Huthwelker J, Konradi J, Schmidtman I, Bodem F. First results of spinal segment- related motion analysis in human gait using rasterstereography. *Gait and Posture.* 2017 Sept:345-6.
21. Betz U, Huthwelker J, Konradi J, Wolf C, Westphal R, Werthmann F, et al. Apparative Bewegungsanalyse – Was heute möglich ist. *MuskuloSkelettal.* 2019.11.29.
22. Huthwelker J, Konradi J, Wolf C, Westphal R, Schmidtman I, Schubert P, et al. Reference values and functional descriptions of transverse plane spinal dynamics during gait based on surface topography. *Hum Mov Sci.* 2023;88:103054.
23. Mangone M, Raimondi P, Paoloni M, Pellanera S, Di Michele A, Di Renzo S, et al. Vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis calculated by radiograph and back surface analysis-based methods: correlation between the Raimondi method and rasterstereography. *Eur Spine J.* 2013;22(2):367-71.
24. Shiozawa-Bayer T. Taschenatlas Anatomie in 3 Bänden : Band 1 Bewegungsapparat. 12. Auflage. Stuttgart: Thieme; 2018: S. 35-63.
25. Aumüller G. Anatomie : 208 Tabellen. Stuttgart: Thieme; 2007. S. 232
26. Palastanga N, Soames R. Anatomie und menschliche Bewegung: Strukturen und Funktionen. 1. Aufl. auf Grundlage d. 6. engl. Aufl. München: Urban und Fischer; 2015: S. 412-33.
27. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem: 183 Tabellen. Prometheus: LernAtlas der Anatomie / Michael Schünke ; Erik Schulte ; Udo Schumacher III von Markus Voll 4., Stuttgart: Thieme; 2014: S. 103-39.
28. Huthwelker J, Konradi J, Wolf C, Westphal R, Schmidtman I, Drees P, et al. Reference Values for 3D Spinal Posture Based on Videorasterstereographic Analyses of Healthy Adults. *Bioengineering.* 2022;9(12).
29. Huthwelker J. Referenzwerte für die dreidimensionale Haltungs- und Bewegungsanalyse gesunder Probanden basierend auf videorasterstereographisch erhobenen Wirbelsäulendaten während des Stehens und des Gehens auf einem Laufband [Dissertation]. Mainz: Johannes Gutenberg-Universität, 2024.
30. Klein P, Sommerfeld P. Biomechanik der menschlichen Gelenke : 1. Grundlagen, Becken, untere Extremität. 1. Aufl. München: Urban und Fischer; 2004.
31. Kummer B. Biomechanik: Form und Funktion des Bewegungsapparates. Köln: Deutscher Aertze-Verlag; 2005.
32. Raschke C. Kinematik der Wirbelsäule Literaturanalyse [Dissertation]. Göttingen: Georg-August-Universität; 2016.
33. Brinckmann P, Frobin W, Leivseth G, Drerup B. Orthopädische Biomechanik. Wissenschaftliche Schriften der WWU Münster / Reihe V. Bd. 2. Stuttgart: Thieme; 2012. S. 402-10.
34. Böhni UW, Locher H-A, Zieglgänsberger W, Neuhuber W, Jänig W, Tal A, et al. Grundlagen der Manuellen Medizin. In: Böhni UW, Lauper M, Locher H-A, Hrsg. Manuelle Medizin 1. 2., Auflage. Stuttgart: Thieme; 2015.
35. Gregersen GG, Lucas DB. An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine. *Surg Am.* 1967;49(2):247-62.

36. Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P. Wirbelsäule. In: Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P, Hrsg. Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie. 8. Auflage. Stuttgart: Thieme Verlag; 2017.
37. Morita D, Yukawa Y, Nakashima H, Ito K, Yoshida G, Machino M, et al. Range of motion of thoracic spine in sagittal plane. *Eur Spine J*. 2014;23(3):673-8.
38. Fujimori T, Iwasaki M, Nagamoto Y, Matsuo Y, Ishii T, Sugiura T, et al. Kinematics of the thoracic spine in trunk lateral bending: in vivo three-dimensional analysis. *The spine journal : official journal of the North American Spine Society*. 2014;14(9): S. 1991-9.
39. Fujii R, Sakaura H, Mukai Y, Hosono N, Ishii T, Iwasaki M, et al. Kinematics of the lumbar spine in trunk rotation: in vivo three-dimensional analysis using magnetic resonance imaging. *European Spine Journal*. 2007;16(11):1867-74.
40. Tillman BN. Dorsale Rumpfwand. *Anatomie*. Berlin: Springer; 2010: S. 825-34.
41. Shin S, Yoon D-M, Yoon KB. Identification of the Correct Cervical Level by Palpation of Spinous Processes. *Anesthesia & Analgesia*. 2011;112(5):1232-5.
42. Imhoff AB, Linke RD, Baumgartner R. Checkliste Orthopädie : 82 Tabellen. 2., Ausgabe. Stuttgart: Thieme; 2019: S. 27
43. Turner-Smith A. A television/computer three-dimensional surface shape measurement system. *J Biomech*. 1988;21.
44. Hübner J, Hübner S. DIERS formetric III 4D - Gebrauchsanweisung. Revisionsstufe 8: DIERS bodyline; 2014: S. 77
45. Perry J, Burnfield, J. M. Gait Cycle. In: Perry J, Burnfield, J. M., Hrsg. *Gait Analysis-Normal and Pathological Function*. San Francisco: SLACK Incorporated; 1992: S. 3-6.
46. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4. Aufl. New Jersey: Hoboken; 2009.
47. Gage JR, Deluca PA, Renshaw TS. Gait Analysis: Principles and Applications. *JBJS*. 1995;77(10):1607-23.
48. Perry J, k ST, Davids JR. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 1992;12(6):815.
49. Götz-Neumann K. *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2011.
50. Konradi J, Betz U, Huthwelker J, Wolf C, Schmidtman I, Westphal R, et al. Using Surface Topography to Visualize Spinal Motion During Gait-Examples of Possible Applications and All Tools for Open Science. *Bioengineering*. 2025;12(4).
51. Bohannon RW, Wang YC, Gershon RC. Two-minute walk test performance by adults 18 to 85 years: normative values, reliability, and responsiveness. *Arch Phys Med Rehabil*. 2015;96(3):472-7.
52. Hollman JH, McDade EM, Petersen RC. Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait Posture*. 2011;34(1):111-8.
53. Lemhöfer C, Glogaza A. Gangzyklus und Ganganalyse – Eine Einführung. *Physikalische Medizin*. 2019;29(01):11-4.
54. Thomas KS, Russell DM, Van Lunen BL, Colberg SR, Morrison S. The impact of speed and time on gait dynamics. *Human Movement Science*. 2017;54:320-30.
55. Neumann D. *Kinesiology of the musculoskeletal system : foundations for rehabilitation*. 2. St. Louis, Mo.: Mosby Elsevier; 2010.
56. Taylor NF, Goldie PA, Evans OM. Angular movements of the pelvis and lumbar spine during self-selected and slow walking speeds. *Gait Posture*. 1999;9(2):88-94.

57. Feipel V, De Mesmaeker T, Klein P, Rooze M. Three-dimensional kinematics of the lumbar spine during treadmill walking at different speeds. *Eur Spine J*. 2001;10(1):16-22.
58. Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R. Patterns of spinal motion during walking. *Gait & Posture*. 1997;5(1):6-12.
59. Gunzburg R, Hutton W, Fraser R. Axial rotation of the lumbar spine and the effect of flexion. An in vitro and in vivo biomechanical study. *Spine*. 1991;16(1):22-8.
60. Rozumalski A, Schwartz MH, Wervey R, Swanson A, Dykes DC, Novacheck T. The in vivo three-dimensional motion of the human lumbar spine during gait. *Gait & Posture*. 2008;28(3):378-84.
61. Pearcy MJ, Tibrewal SB. Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography. *Spine*. 1984;9(6):582-7.
62. Syczewska M, Öberg T, Karlsson D. Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. *Clinical Biomechanics*. 1999;14(6):384-8.
63. Needham R, Naemi R, Healy A, Chockalingam N. Multi-segment kinematic model to assess three-dimensional movement of the spine and back during gait. *Prosthet Orthot Int*. 2016;40(5):624-35.
64. Gombatto SP, Brock T, DeLork A, Jones G, Madden E, Rinere C. Lumbar spine kinematics during walking in people with and people without low back pain. *Gait & Posture*. 2015;42(4):539-44.
65. Michalik R, Hamm J, Quack V, Eschweiler J, Gatz M, Betsch M. Dynamic spinal posture and pelvic position analysis using a rasterstereographic device. *J Orthop Surg Res*. 2020;15(1):389.
66. Dindorf C, Konradi J, Wolf C, Taetz B, Bleser G, Huthwelker J, et al. General method for automated feature extraction and selection and its application for gender classification and biomechanical knowledge discovery of sex differences in spinal posture during stance and gait. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2020;24(3):1-9.
67. Betz U, Konradi J, Huthwelker J, Wolf C, Werthmann F, Westphal R, et al. Analysis of Human Body Motion: Towards Comprehensive Pattern Recognition Techniques in the Processing of Measuring Data. 17th International Conference on Biomedical Engineering; 2019.12.12-09.
68. Jöllenbeck T, Witte K, Edelmann-Nusser J. Ganganalyse im Spannungsfeld zwischen Mensch und Technik. *Sporttechnologie zwischen Theorie und Praxis*. Düren: Shaker; 2015. S. 67-75.
69. Murray MP. Gait as a total pattern of movement. *American journal of physical medicine*. 1967;46(1):290-333.
70. Dindorf C, Konradi J, Wolf C, Taetz B, Bleser G, Huthwelker J, et al. Machine learning techniques demonstrating individual movement patterns of the vertebral column: the fingerprint of spinal motion. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2021;1-11.
71. Haimerl M, Nebel I, Linkerhägner A, Konradi J, Wolf C, Drees P, et al. Comprehensive visualization of spinal motion in gait sequences based on surface topography. *Human Movement Science*. 2022;81:102919.
72. Ciprandi D, Bertozzi F, Zago M, Ferreira C, Boari G, Sforza C, et al. Study of the association between gait variability and physical activity. *European Review of Aging and Physical Activity*. 2017;14.
73. Krell-Roesch J, Syrjanen JA, Moeller T, Krafft J, Barisch-Fritz B, Kremers WK, et al. Self-reported physical activity and gait in older adults without dementia: A longitudinal study. *Health Sci Rep*. 2024;7(11):e70108.
74. Egerton T, Paterson K, Helbostad JL. The Association Between Gait Characteristics and Ambulatory Physical Activity in Older People: A Cross-Sectional

- and Longitudinal Observational Study Using Generation 100 Data. *J Aging Phys Act.* 2017;25(1):10-9.
75. Perry J, Burnfield JM. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function.* Thorofare, New Jersey: SLACK Incorporated; 1992.
 76. Suppé B, Bongarz M, editors. *FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics praktisch angewandt. Gehen - Analyse und Intervention.* Heidelberg: Springer; 2013.
 77. Windolf M, Götzen N, Morlock M. Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems—exemplified on the Vicon-460 system. *Journal of Biomechanics.* 2008;41(12):2776-80.
 78. Colyer SL, Evans M, Cosker DP, Salo AI. A review of the evolution of vision-based motion analysis and the integration of advanced computer vision methods towards developing a markerless system. *Sports medicine-open.* 2018;4(1):24.
 79. Severijns P, Overbergh T, Schmid S, Moke L, Scheys L. Spinal Palpation Error and Its Impact on Skin Marker-Based Spinal Alignment Measurement in Adult Spinal Deformity. *Frontiers in bioengineering and biotechnology.* 2021;9:687323-.
 80. Adams LP, Spirakis A. Stereo photogrammetry. In: Orr JF, Shelton JC, Hrsg. *Optical measurement methods in biomechanics.* Boston, MA: Springer US; 1997. S. 17-38.
 81. Herron RE. Stereophotogrammetry in biology and medicine. *Photographic Applications in Science, Technology, and Medicine.* 1970;5(19): S.26-35.
 82. Takasaki H. Moiré Topography. *Applied Optics.* 1970;9(6):1467-72.
 83. Frobin W, Hierholzer E. Rasterstereography a photogrammetric method for measurement of body surfaces. *Photogrammetric Engineering and Remote Sensing.* 1981;47(12):1717-24.
 84. Frobin W, Hierholzer E. Automatic measurement of body surfaces using rasterstereography. II: Analysis of the rasterstereographic line pattern and three-dimensional surface reconstruction. *Photogrammetric engineering and remote sensing.* 1983;49(10):1443-52.
 85. Drerup B. Principles of measurement of vertebral rotation from frontal projections of the pedicles. *J Biomech.* 1984;17(12):923-35.
 86. DIERS 4Dmotion®Lab /// high performance Stand 2022 [zitiert am 19.01.2022]. URL: https://diers.eu/en/products/integrated-solutions/diers-4d-motion-lab_high-performance/
 87. DIERS International GmbH. DIERS formetric 4D. The pioneer technology for light-optical 3D/4D Spine & Posture Analysis. Stand 2017 [Zitiert am 19.01.2022]. URL: <http://diers.eu/en/products/spine-posture-analysis/diers-formetric-4d/>
 88. DIERS International GmbH. 3D/4D Wirbelsäulen- und Haltungsvermessung, therapeutische Konsequenzen Fallbeispiele aus der Praxis. Stand 2014: S. 6-19.
 89. Knott P, Betsch M. Evaluation Spinal Deformity Using Surface Topography. SSTSG Website. Spine and Surface Topography Study Group. Stand Juli 2013. [zitiert am 11.10.2023] URL: www.sstsg.org/related-literature.html
 90. Hackenberg L. Stellenwert der Rückenformanalyse in der Therapie von Wirbelsäulendeformitäten [Habilitationsschrift]. Münster: Westfälische Wilhelms-Universität; 2003.
 91. Turner-Smith AR. A television/computer three-dimensional surface shape measurement system. *J Biomech.* 1988;21(6):515-29.
 92. Lienert GA, Raatz U. *Testaufbau und testanalyse.* Weinheim: Beltz; 1998.
 93. Bühner M. *Einführung in die Test-und Fragebogenkonstruktion.* München: Pearson Deutschland GmbH; 2011.
 94. Guidetti L, Bonavolontà V, Tito A, Reis V. Intra- and Interday Reliability of Spine Rasterstereography. *Biomed Res Int.* 2013;2013:745480

95. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med.* 2016;15(2):155-63.
96. Wirtz MA, Caspar F. Beurteilerübereinstimmung und Beurteilerreliabilität: Methoden zur Bestimmung und Verbesserung der Zuverlässigkeit von Einschätzungen mittels Kategoriensystemen und Ratingskalen. Göttingen: Hogrefe; 2002.
97. Betz U, Konradi J, Huthwelker J, Wolf C, Schmidtman I, Drees P. First results of spinal segment-related motion analysis in human gait using rasterstereography. 26th Annual Meeting of the European Society for Movement analysis in Adults and Children, European Congress; Trondheim, Norway. 2017-09-08.
98. Haimerl M, Nebel I, Linkerhägner A, Konradi J, Wolf C, Drees P, et al. Consistency of vertebral motion and individual characteristics in gait sequences. *Hum Mov Sci.* 2023;87:103036.
99. Largo RH. Wachstum und Entwicklung. In: Lentze MJ, Schulte FJ, Schaub J, Spranger J, Hrsg. *Pädiatrie: Grundlagen und Praxis.* Berlin: Springer; 2003. S. 8-62.
100. Exner GU. Pubertätsentwicklung. In: Exner GU, Hrsg. *Normalwerte in Wachstum und Entwicklung.* 2. Auflage. Stuttgart: Thieme Verlag; 2003.
101. Sliwka U. Stürze im Alter — eine interdisziplinäre Herausforderung. *InFo Neurologie & Psychiatrie.* 2018;20(1):28-40.
102. Hawker GA, Mian S, Kendzerska T, French M. Measures of adult pain: Visual analog scale for pain (vas pain), numeric rating scale for pain (nrs pain), mcgill pain questionnaire (mpq), short-form mcgill pain questionnaire (sf-mpq), chronic pain grade scale (cpgs), short form-36 bodily pain scale (sf-36 bps), and measure of intermittent and constant osteoarthritis pain (icoap). *Arthritis care & research.* 2011;63(Suppl11):S.240-52.
103. Knott P, Mardjetko S, Tager D, Hund R, Thompson S. The influence of body mass index (BMI) on the reproducibility of surface topography measurements. *Scoliosis.* 2012;7(Suppl 1):O18.
104. Asamoah V, Mellerowicz H, Venus J, Klöckner C. Oberflächenvermessung des Rückens. *Der Orthopäde.* 2000;29(6):480-9.
105. Degenhardt B, Starks Z, Bhatia S, Franklin GA. Appraisal of the DIERS method for calculating postural measurements: an observational study. *Scoliosis Spinal Disord.* 2017;12:28.
106. Swanson CW, Haigh ZJ, Fling BW. Two-minute walk tests demonstrate similar age-related gait differences as a six-minute walk test. *Gait Posture.* 2019;69:36-9.
107. Bohannon RW. Normative reference values for the two-minute walk test derived by meta-analysis. *J Phys Ther Sci.* 2017;29(12):2224-7.
108. Bohannon RW, Bubela D, Magasi S, McCreath H, Wang YC, Reuben D, et al. Comparison of walking performance over the first 2 minutes and the full 6 minutes of the Six-Minute Walk Test. *BMC research notes.* 2014;7:269.
109. Baecke JA, Burema J, Frijters JE. A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *Am J Clin Nutr.* 1982;36(5):936-42.
110. Wagner P, Singer R. Ein Fragebogen zur Erfassung der habituellen körperlichen Aktivität verschiedener Bevölkerungsgruppen. *Sportwissenschaft.* 2003;33:383-97.
111. Kranz D, Ludwig-Mayerhofer W. Intraklassenkorrelation; Stand 2006 [zitiert am 16.01.2023]. URL: https://wlm.userweb.mwn.de/llmes/ilm_i21.htm
112. Zou GY. Sample size formulas for estimating intraclass correlation coefficients with precision and assurance. *Stat Med.* 2012;31(29):3972-81.
113. Weiß C. Basiswissen Medizinische Statistik. 6. Auflage. Berlin: Springer, 2013.

114. Chumanov E, Wall-Scheffler C, Heiderscheit B. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clinical biomechanics*. 2008;23:1260-8.
115. Dindorf C, Konradi J, Wolf C, Taetz B, Bleser G, Huthwelker J, et al. General method for automated feature extraction and selection and its application for gender classification and biomechanical knowledge discovery of sex differences in spinal posture during stance and gait. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2021;24(3):299-307.
116. England SA, Granata KP. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait & Posture*. 2007;25(2):172-8.
117. Dindorf C, Konradi J, Wolf C, Taetz B, Bleser-Taetz G, Huthwelker J, et al. Visualization of interindividual differences in spinal dynamics in the presence of intraindividual variabilities. In: *Proceedings of Levias Artificial Intelligence and Machine Learning in Biomechanics*; 2022. doi:10.36730/2022.1.levia.6
118. Haimerl M, Linkerhägner A, Konradi J, Wolf C, Drees P, Betz U. Dynamic surface topography data for assessing intra- and interindividual variation of vertebral motion. *Data Brief*. 2023;48:109178. doi:10.1016/j.dib.2023.109178.
119. Horst F, Kramer F, Schaefer B, Eekhoff A, Hegen P, Nigg BM, et al. Daily changes of individual gait patterns identified by means of support vector machines. *Gait & Posture*. 2016;49:309-14.
120. Knott P, Sturm P, Lonner B, Cahill P, Betsch M, McCarthy R, et al. Multicenter Comparison of 3D Spinal Measurements Using Surface Topography With Those From Conventional Radiography. *Spine Deformity*. 2016;98-103.
121. Schroeder J, Reer R, Braumann KM. Video raster stereography back shape reconstruction: a reliability study for sagittal, frontal, and transversal plane parameters. *Eur Spine J*. 2015;24(2):262-9.
122. MacWilliams BA, Rozumalski A, Swanson AN, Werver R, Dykes DC, Novacheck TF, et al. Three-Dimensional Lumbar Spine Vertebral Motion During Running Using Indwelling Bone Pins. *Spine*. 2014;39(26):E1560-E5.
123. Schache AG, Blanch PD, Rath DA, Wrigley TV, Starr R, Bennell KL. A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. *Clin Biomech*. 2001;16(8):667-80.
124. Fisher R, Katz J. Social Desirability Bias and the Validity of Self-Reported Values. *Psychology and Marketing*. 2000;17:105 - 20.
125. Statistisches Bundesamt (Destatis). Gesundheit in Deutschland – Übergewicht und Adipositas. Stand 2019 [zitiert am: 26. April 2025]. URL: https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Gesundheit/Gesundheitszustand-Verhalten/Publikationen/_publikationen-innen-gesundheitszustand-uebergewicht.html
126. Homagain A, Ehgoetz Martens KA. Emotional states affect steady state walking performance. *PLoS One*. 2023;18(9):e0284308.
127. Meyer C, Killeen T, Easthope C, Curt A, Bolliger M, Linnebank M, et al. Familiarization with treadmill walking: How much is enough? *Scientific Reports*. 2019;9.
128. Hierholzer E. Valuation of body surface measurements: accuracy rating of anatomical landmarks. *Research into Spinal Deformities 2*; Amsterdam, Niederlande: IOS Press; 1999. S. 25-8.
129. Totlis T, Sammer A, Piagkou M, Natsis K, Emfietzis PK, Karageorgos F, et al. Variability in the projection level of the vertebra prominens: a cadaveric study. *Anat Cell Biol*. 2024;57(3):378-83.

Anhang- Dokumenten- und Abbildungsanhang

1 Anhang: Flyer- zur Akquise von Probanden.....	116
2 Anhang: Informationsschreiben zur Studienteilnahme	118
3 Anhang: Einwilligungserklärung zur Studienteilnahme	121
4 Anhang: Dokumentationsprüfbogen	123
5 Anhang: Berechnung Gehgeschwindigkeit 2-Mintuen-Gehtest	125
6 Anhang: Durchschnittliche Gehstrecke beim 2-Minuten-Gehtest getrennt nach Alter und Geschlecht	126
7 Anhang: Fragebogen zur körperlichen Aktivität	127
8 Anhang: Auswertung des Fragebogens zur körperlichen Aktivität	129
9 Anhang: Referenzdaten Baecke Questionnaire	131
10 Anhang: Fallzahlkalkulation	132
11 Anhang: Ergänzende Tabellen und Graphiken	134

1 Anhang: Flyer- zur Akquise von Probanden

Wo findet die Untersuchung statt?

Wo findet die Untersuchung statt?
Die Untersuchung findet im Motionlab in Gebäude 505 auf dem Gelände der Universitätsmedizin Mainz statt (siehe Lageplan auf der Rückseite).

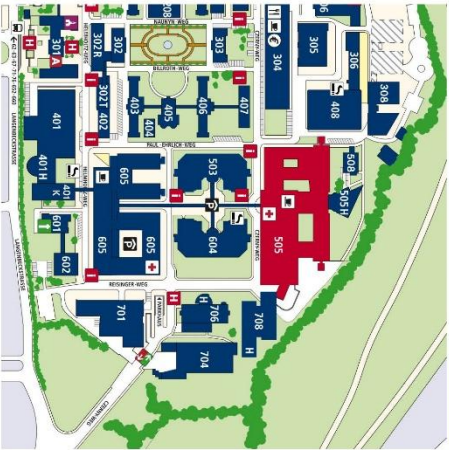
Bitte vereinbaren Sie bei Interesse vorher per Telefon oder Email einen Termin.

An wen kann ich mich bei Fragen und Interesse wenden?

Organisation und Kontakt
Frederike Werthmann
Cand. med., Physiotherapeutin
Motionlab
Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie
Tel.: 06131 / 17-2362
Email: frederike.werthmann@unimedizin-mainz.de

Lageplan

Universitätsmedizin Mainz

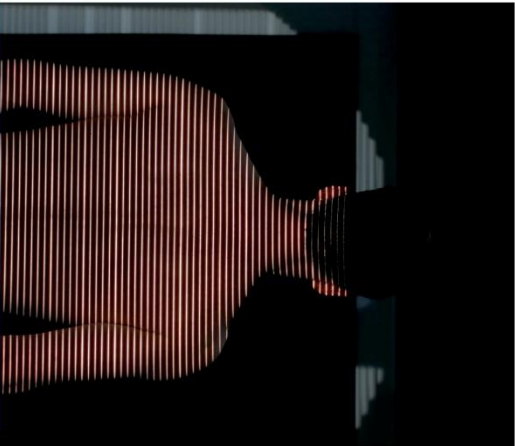


Gebäude 505 / UG / U 509 (MotionLab)

Universitätsmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz,
Langenbeckstr. 1, 55131 Mainz

Universitätsmedizin
Der Johannes Gutenberg-Universität, Mainz,
Langenbeckstr. 1, 55131 Mainz

Auf unserer Homepage www.unimedizin-mainz.de finden Sie Anfahrtsskizzen sowie mögliche Busverbindungen.



Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie
Institut für Physikalische Therapie, Prävention und Rehabilitation

**Studie zur Konstanz von
Bewegungsmustern der
Wirbelsäule**

**Gesunde Teilnehmer gesucht ab
August 2018**

Unser Wissen für Ihre Gesundheit

ig|u UNIVERSITÄTS**medizin.**
MAINZ

Studie zur Konstanz von Bewegungsmustern der Wirbelsäule

Sehr geehrte Damen und Herren,

Gehen ist ein Zusammenspiel von Bewegungen der Gelenke, Muskelaktivität und Positionswahrnehmung, die es einem Menschen ermöglichen, sich mit einer bestimmten Geschwindigkeit zu bewegen. Wir nehmen an, dass jeder Mensch eine eigene, charakteristische Art hat zu Gehen, ähnlich der Individualität eines Fingerabdrucks.

Mithilfe eines neuartigen Untersuchungsverfahrens ist es möglich, die Wirbelsäule strahlungsfrei im Gang darzustellen. In einem dreidimensionalen Modell wird die Wirbelsäule zu jedem Zeitpunkt der Bewegung genau rekonstruiert und analysiert.

Die Studie soll herausfinden, ob dieses charakteristische Gang-Muster einer Person gleichbleibend ist.

Um diese Frage beantworten zu können, werden binnen eines Monats drei Bewegungsanalysen/jedes Probanden/jeder Probandin durchgeführt.

Hierfür suchen wir ab August 2018 interessierte Studienteilnehmerinnen und -Teilnehmer im Alter zwischen 18 und 70 Jahren.

Organisation

Was passiert im Rahmen der Untersuchungen?

- Besprechung Ihrer bisherigen Krankengeschichte
- Erfassung Ihrer körperlichen Aktivität im Alltag
- Evaluation Ihrer Gehgeschwindigkeit
- 1 statische Vermessung Ihrer Rückenoberfläche im Stand
- 2 dynamische Vermessungen der Rückenoberfläche während des Gehens auf einem Laufband bei (bei 4km/h, 2km/h)

Gibt es bestimmte Voraussetzungen um an der Studie teilnehmen zu können?

Ja, zur Teilnahme sollten Sie:

- zwischen 18 und 70 Jahre alt sein
- ohne Gehhilfen oder Verwendung der Handgriffe für mehrere Minuten auf einem Laufband gehen (nicht rennen) können
- am Tag der Untersuchung schmerzfrei sein
-

Für Interessenten mit schweren Seh-, Geh-, oder Gleichgewichtsstörungen sind die Untersuchungen und damit auch die Studienteilnahme leider nicht geeignet.

Sie können auch an der Untersuchung teilnehmen, wenn Sie Voroperationen haben, jedoch schmerzfrei sind.

Erfolgt für die Darstellung meiner Wirbelsäule eine Strahlennutzung?

NEIN! Die Darstellung der Wirbelsäule erfolgt durch eine rein lichtoptische Vermessung Ihrer Rückenoberfläche und ist absolut frei von Nebenwirkungen.

Was ist mein persönlicher Gewinn bei einer Studienteilnahme?

Sie erhalten die Ergebnisse Ihrer statischen dreidimensionalen Wirbelsäulenanalyse, sowie Ihrer dynamischen Fußdruckmessung. Durch Ihre Studienteilnahme sind diese Untersuchungen für Sie kostenlos.

Wie werden meine Daten geschützt?

Ihre Daten werden pseudonymisiert auf einem passwortgeschützten Laufwerk der Universitätsmedizin Mainz gespeichert und vor dem Zugriff durch Unbefugte geschützt.

2 Anhang: Informationsschreiben zur Studienteilnahme

Mainz, 01.07.2018

Studienverantwortlicher

Prof. Dr. med. Philipp Drees,
Leiter Orthopädie, Rheumaorthopädie der
Universitätsmedizin Mainz
Langenbeckstr. 1, 55131 Mainz
Tel. 06131 17 7302
E-Mail: philipp.drees@unimedizin-mainz.de

Studiendurchführende

Friederike Werthmann
Cand. med., Doktorandin
Langenbeckstraße 1, 55131 Mainz,
E-Mail: fwerthma@students.uni-mainz.de

Probandeninformation

Intra-individuelle Konstanz von rasterstereographisch gemessenen Bewegungsmustern im Gang

Sehr geehrte Probandin, sehr geehrter Proband,

wir freuen uns, dass Sie sich für eine Teilnahme an der oben genannten Studie interessieren.

Dieses Informationsschreiben soll Sie über Ziele, Ablauf und mögliche Risiken des Projektes aufklären.
Ergänzend wird die Studiendurchführende mit Ihnen in einem persönlichen Gespräch alle offenen Fragen klären.

Das Forschungsvorhaben wird vom Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie des
Universitätsklinikums Mainz durchgeführt.

Wer kann mitmachen?

Es können Personen im Alter zwischen 18 und 70 Jahren an der Studie teilnehmen, die ohne Schmerzen bei moderatem Tempo gehen können. Die Teilnahme ist freiwillig und kann von Ihnen jederzeit ohne Entstehung von Nachteilen abgebrochen werden.

Welches Ziel verfolgt die Studie?

Gehen ist ein Zusammenspiel von Bewegungen der Gelenke, Muskelaktivität und Positionswahrnehmung, die es einem Menschen ermöglichen, sich mit einer bestimmten Geschwindigkeit zu bewegen.

Wir nehmen an, dass jeder Mensch eine eigene, charakteristische Art hat zu Gehen.
Die Studie soll herausfinden, ob dieses charakteristische Gang-Muster einer Person im Verlauf eines Monats gleichbleibend ist.

Um diese Frage beantworten zu können, werden binnen eines Monats drei Bewegungsanalysen jeder Probandin / jedes Probanden durchgeführt.

Wie werden die Studiendaten erhoben?

Die Bewegungsanalyse erfolgt mittels des Untersuchungsgerätes „MotionLab“. Das Messverfahren wendet eine optische Methode (Video-Rasterstereographie) zur dynamischen Bewegungsanalyse an.

Es ermöglicht eine strahlenfreie, berührungslose Vermessung des menschlichen Rückens und der Wirbelsäule. Das Ergebnis ist ein digitales, dreidimensionales Wirbelsäulen-Modell mit Darstellung des Wirbelsäulenverlaufes, der Wirbelkörper-Rotation sowie der Beckenstellung. Die Probandin / der Proband läuft während der Ganganalyse auf einem Laufband in alltäglicher Geschwindigkeit.

In das Laufband ist eine Fußdruck-Messplatte integriert. Die gleichzeitige Vermessung von Wirbelsäule, Beinstellung und Fußdruck während des Gehens ermöglicht es, ein genaues Bewegungsmuster der untersuchten Person zu beschreiben.

Wie gestaltet sich der Ablauf der Studie?

Zwischen den Probandinnen/Probanden und der Untersucherin werden telefonisch oder per E-Mail drei Untersuchungstermine ausgemacht. Die ersten beiden Untersuchungen finden an aufeinanderfolgenden Tagen statt. Der letzte Termin schließt sich nach einem Monat an.

Gemeinsam mit diesem Informationsbogen wird Ihnen postalisch ein Fragebogen zur körperlichen Aktivität zugesandt. Bitte bringen Sie den ausgefüllten Fragebogen zur ersten Untersuchung mit.

Am ersten Untersuchungstag können Sie alle offenen Fragen zur Studie klären. Im Aufnahmegespräch wird die Untersucherin Ihnen Fragen zur Eignung stellen. Anschließend wird ein Gehetest mit der Dauer von zwei Minuten durchgeführt, in der Ihre Gehfähigkeit überprüft wird. Dies ist wichtig, um das Sturzrisiko so klein wie möglich zu halten.

Die Bewegungsanalyse findet in einem eigens für das Untersuchungsgerät eingerichteten Raum statt. Sie werden gebeten in einer Umkleidekabine Ihre Oberkörper-Bekleidung und Ihre Schuhe auszuziehen. Es ist möglich die Oberkörpervorderseite mit einem Tuch zu bedecken. Damit die Messungen fehlerfrei ablaufen können, müssen gegebenenfalls Haare aus dem Nacken hochgebunden und Schmuck abgelegt werden. Bringen Sie hierfür bitte Haargummis und Haarspangen mit. Die Untersucherin bringt fünf selbstklebende, hautfreundliche Markierungspunkte auf Ihrem Rücken auf. Sie dienen der exakten Erfassung der Rückenoberfläche durch das System.

Nach der Vorbereitung erfolgt die Bewegungsanalyse auf dem Laufband. Diese setzt sich aus einer Haltungsanalyse im Stand und zwei Bewegungsanalysen bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten (4km/h und 2km/h) zusammen. Insgesamt gehen Sie für nur wenige Minuten auf dem Laufband. Die Datenerfassung erfolgt geräuschlos, strahlenfrei und berührungslos. Nach der Untersuchung werden die Markerpunkte von Ihrem Rücken entfernt und der erste Untersuchungstermin ist beendet.

Die zweite Messung findet am Folgetag zur gleichen Tageszeit statt. Die Bewegungsanalyse wird wie beim ersten Termin durchgeführt.

Der dritte Termin findet nach einem Monat statt. Zunächst wird mit Ihnen erneut der 2-Minuten-Gehtest durchgeführt. Dann folgt die Bewegungsanalyse wie in den vorangegangenen Terminen.

Nach der Untersuchung werden Ihnen Ihre persönlichen Ergebnisse der Bewegungsanalyse erläutert und ausgedruckt.

Wie viel Zeit müssen Sie für die Untersuchungen einplanen?

Für den ersten Tag ist mit einer Dauer von circa 90 Minuten zu rechnen. Der zweite Termin dauert circa 45 Minuten und der letzte Untersuchungstermin ist mit einer Dauer von 60 Minuten angesetzt.

Welche Risiken bestehen durch die Studie?

Bei der Bewegungsanalyse durch das Motionlab sind Sie keinen alltagsfernen Risiken ausgesetzt. Beim Eingehen können Sie sich festhalten, bis sie sich an das Laufgefühl auf einem Laufband gewöhnt haben. Diese Untersuchungsmethode erfolgt komplett strahlenfrei.

Was ist der Nutzen für Probandinnen/Probanden?

Die Probandinnen/Probanden erhalten eine Erläuterung der ganzheitlichen Analyse Ihres Bewegungsmusters. Sie bekommen eine Kopie der gemessenen Daten. Es erfolgt keine Diagnosestellung. Eine finanzielle Aufwandsentschädigung oder Fahrtkostenerstattung ist nicht möglich.

Wie wird der Datenschutz umgesetzt?

Alle Daten, die wir von Ihnen erheben, werden unter Einhaltung strenger Datenschutzrichtlinien behandelt. Alle Messergebnisse und Fragebögen werden ausschließlich pseudonymisiert, das heißt unter Verwendung eines Nummern- oder Buchstabencodes, abgespeichert. Der Code lässt keine Rückschlüsse auf Ihre Person zu. Dies gewährleistet, dass nur direkt an dem Forschungsvorhaben beteiligte Personen, Ihre erhobenen Daten mit Ihrem Namen in Verbindung bringen können. Die Weitergabe der Messergebnisse an Dritte erfolgt nur pseudonymisiert. Es entsteht keinerlei Bildmaterial, auf dem Ihr Gesicht oder Ihre Körpervorderseite erkennbar ist.

Besteht für mich ein besonderer Versicherungsschutz?

Vorsorglich werden Sie darauf hingewiesen, dass eine Versicherung für nicht schuldhaft verursachte Schäden, die im Zusammenhang mit der Studie auftreten können, nicht abgeschlossen wurde. Ein Versicherungsschutz besteht damit nur, wenn den Arzt oder einen anderen Mitarbeiter der Prüfstelle der Vorwurf eines schuldhaften Fehlverhaltens trifft. Zugunsten des Studienteilnehmers können dabei in bestimmten Fällen Beweiserleichterungen eintreten (Bürgerliches Gesetzbuch, § 630h: zur Beweislast bei Haftung für Aufklärungs- oder Behandlungsfehler). Wegeunfälle sind ebenfalls nicht versichert.

Kann ich wieder aus der Studie austreten?

Der Widerruf der Studienteilnahme durch den/die Probanden/Probandin ist jederzeit mündlich oder schriftlich ohne Angaben von Gründen und ohne Nachteile möglich. Die erhobenen Daten werden in dem Fall schnellstmöglich gelöscht.

Haben Sie Interesse oder weitere Fragen zu der beschriebenen Studie?
So kontaktieren Sie mich gerne!

Organisation und Kontakt:

E-Mail: motionlab@unimedizin-mainz.de
Tel: 06131-17-2362

3 Anhang: Einwilligungserklärung zur Studienteilnahme

Intra-individuelle Konstanz von rasterstereographisch gemessenen Bewegungsmustern im Gang

Einwilligungserklärung zur Studienteilnahme

Hiermit erkläre ich,

Herr/Frau

Name

Vorname

Geburtsdatum

mich bereit an der oben genannten Studie freiwillig teilzunehmen. Ich bin in einem persönlichen Gespräch ausführlich und verständlich über Wesen, Bedeutung, Risiken und Tragweite der Studie aufgeklärt worden. Alle meine Fragen wurden zufriedenstellend beantwortet, ich kann jederzeit neue Fragen stellen. Ich habe darüber hinaus den Text der studienaufklärenden Probandeninformation gelesen und verstanden.

Ich hatte ausreichend Zeit, mich zu entscheiden. Mir ist bekannt, dass ich jederzeit und ohne Angabe von Gründen meine Einwilligung zur Teilnahme an der Studie zurückziehen kann (mündlich oder schriftlich), ohne dass mir daraus Nachteile entstehen.

Ich habe verstanden und bin damit einverstanden, dass meine studienbezogenen Gesundheitsdaten pseudonymisiert (das heißt kodiert, ohne Angabe von Namen, Anschrift, Initialen, Geburtsdatum oder Ähnliches) erhoben, auf Datenträgern gespeichert und vom Auftraggeber der Studie ausgewertet werden. Die Daten werden für mindestens 10 Jahre gespeichert. Die Weitergabe der Daten an Dritte, einschließlich Publikationen, erfolgt ausschließlich in pseudonymisierter Form und können und können so meiner Personen nur unter Zuhilfenahme eines Code-Schlüssels zugeordnet werden.

Für den Fall, dass ich die Studienteilnahme widerrufe, werden meine bereits erhobenen personenbezogenen Daten zum frühestmöglichen Zeitpunkt gelöscht.

Mir ist bekannt, dass die Daten vom Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie erhoben und unter Mithilfe des Instituts für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik der Universitätsmedizin Mainz ausgewertet werden.
Mir ist außerdem bewusst, dass meine studienbezogenen Daten auch nach Abschluss des Forschungsvorhabens im Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie der Universitätsmedizin Mainz pseudonymisiert für mindestens 10 Jahre gespeichert bleiben, und für nachfolgende Studien als Vergleichswerte verwendet werden können.

Ein Exemplar der studieninformierenden Probandeninformation und Einwilligungserklärung habe ich erhalten, gelesen und verstanden.

Mainz, den _____, _____
Unterschrift Studienteilnehmer/In

Wird von der Studiendurchführenden ausgefüllt:

Hiermit erkläre ich, den/die oben genannte Studienteilnehmer/In über Wesen, Bedeutung und Tragweite der oben genannten Studie mündlich und schriftlich aufgeklärt und ein Exemplar der Studieninformation, sowie dieser Einverständniserklärung übergeben zu haben.

Mainz, den _____, _____
Unterschrift Studiendurchführende

4 Anhang: Dokumentationsprüfbogen

Intra-individuelle Konstanz von rasterstereographisch gemessenen Bewegungsmustern im Gang

Dokumentationsprüfbogen

Datum der Erstuntersuchung	
Name der Untersucherin	Friederike Werthmann
Proband (Codenummer)	
Alter des Probanden	
NAS > 0 beim Gehen	
Nutzung einer Gehhilfe	
akutes Krankheitsgeschehen (beispielsweise Fieber, Verletzungen, Schwindel, Übelkeit, Gleichgewichtsprobleme)	
chronische Erkrankungen, die Einfluss auf das Bewegungsverhalten, die Gangsicherheit und das Gleichgewicht vermuten lassen (beispielhaft Morbus Parkinson, Hemiplegie, Polyneuropathie)	
fluktuierenden Krankheitsverläufe (beispielhaft Multiple Sklerose)	
Medikamenteneinnahme mit Wirkung auf Vigilanz, Muskeltonus oder zentrales Nervensystem	
Rückenkonturveränderungen durch große Narben, einen BMI $\geq 30\text{kg/m}^2$ oder Tattoos auf dem Rücken haben	
Schwangerschaft	
eingeschränkte Einwilligungsfähigkeit oder Einsichtsfähigkeit	
Geschlecht	
Körpergröße	
Körpergewicht	
BMI	
Ergebnis HPA	
Datum Messzyklus 1	

Intra-individuelle Konstanz von rasterstereographisch gemessenen Bewegungsmustern im Gang

Ergebnis 2-Minuten-Gehtest, Messtag 1	
Datum Messzyklus 2	
Datum Messzyklus 3	
keine Veränderungen mit Einfluss auf das Gehverhalten (akutes Krankheitsgeschehen, Müdigkeit, Schmerzen) zwischen Messtag 1 und Messtag 2	
keine Veränderungen mit Einfluss auf das Gehverhalten (akutes Krankheitsgeschehen, Müdigkeit, Schmerzen) Zwischen Messtag1 und Messtag3	
Ergebnis 2-Minuten-Gehtest, Messtag 3	

5 Anhang: Berechnung Gehgeschwindigkeit 2-Minuten-Gehtest

Patient Codenummer:

- Anhang 4 -

2 Minuten Gehtest

→ Berechnung der maximalen Laufbandgeschwindigkeit

Gehstrecke in Metern in 2 min	Geschwindigkeit in km/h	Runden bei 15.24m/ Runde (50foot)
166,666m	5km/h	11 Runden
133,333m	4km/h	8 3/4 Runden
116,666m	3,5km/h	7 2/3 Runden
100m	3km/h	6 2/3 Runden
66,666m	2km/h	4 1/2 Runden

> 11 Runden	Max 5km/h
<11 Runden	Max 4km/h
<8 3/4 Runden	Max 3,5km/h
<7 2/3 Runden	Max 3km/h
<6 2/3 Runden	Max 2km/h
<4 1/2 Runden	Ausschluss Studie

6 Anhang: Durchschnittliche Gehstrecke beim 2-Minuten-Gehtest getrennt nach Alter und Geschlecht

Table 2. Summary of two-minute walk test distance stratified by gender and age from four studies

Group (n)	Bohannon (2017)	Bohannon, et al. (2015)	Priya & Verma (2015)	White et al. (2014)	Consolidated		
	Mean (SD) [n]	Mean (SD) [n]	Mean (SD) [n]	Mean (SD) [n]	Weighted Mean (SE) [n]	95% CI	I ²
Men 20–29	219.6 (25.0) [10]	210.2 (28.8) [67]	225.4 (26.4) [31]		217.9 (5.4) [108]	207.2–228.6	0.00
Women 20–29	203.2 (15.3) [10]	180.7 (24.9) [171]	199.9 (24.4) [22]		194.1 (8.4) [203]	177.7–210.5	0.00
Men 30–39		201.4 (29.7) [74]	204.2 (28.3) [24]		202.1 (3.0) [98]	196.3–207.9	0.00
Women 30–39		181.8 (27.1) [215]	179.3 (26.0) [33]		181.4 (1.7) [248]	178.1–184.8	0.00
Men 40–49		191.1 (30.1) [85]	194.6 (27.9) [31]		192.1 (2.7) [116]	186.8–197.5	0.00
Women 40–49		183.3 (29.4) [151]	170.3 (18.3) [38]		180.7(10.4) [189]	160.3–201.0	0.00
Men 50–59		189.1 (28.7) [73]	190.9 (20.4) [25]		189.8 (2.6) [98]	184.7–194.9	0.00
Women 50–59		178.8 (22.6) [99]	158.8 (24.1) [31]		169.1 (10.0) [130]	149.6–188.7	0.00
Men 60–69	219.5 (28.7) [4]	177.3 (34.2) [60]	174.9 (19.4) [30]		183.0 (7.0) [94]	169.3–196.8	61.3
Women 60–69	184.5 (25.0) [6]	161.9 (29.7) [75]	151.7 (25.9) [18]		163.7 (6.9) [99]	150.0–177.3	36.5
Men 70–79	183.9 (27.2) [6]	164.4 (30.1) [59]	138.7 (28.2) [13]	167.7 (30.1) [1,131]	163.1 (5.3) [1,209]	152.7–173.5	55.1
Women 70–79	166.3 (29.6) [4]	145.4 (27.5) [56]	153.3 (16.2) [4]	150.7 (27.9) [1,124]	150.3 (1.3) [1,188]	147.7–152.9	0.00

7 Anhang: Fragebogen zur körperlichen Aktivität

Proband Codenummer:

- Anhang 1 -

Fragebogen zur körperlichen Aktivität

Sie sind angestellt ()
 beamtet ()
 selbständig ()
 Rentner/in ()
 sonstiges _____

Ihre berufliche oder tägliche Tätigkeit ist:

sitzend:	nie ()	selten ()	manchmal ()	oft ()	immer ()
stehend:	nie ()	selten ()	manchmal ()	oft ()	immer ()
gehend	nie ()	selten ()	manchmal ()	oft ()	immer ()
körperlich schwer	nie ()	selten ()	manchmal ()	oft ()	immer ()
schwitzen bei der Arbeit:	nie ()	selten ()	manchmal ()	oft ()	immer ()
Müdigkeit nach der Arbeit:	nie ()	selten ()	manchmal ()	oft ()	immer ()

Wenn Sie sich mit Altersgleichen vergleichen, ist Ihre Arbeit körperlich:

viel schwerer () schwerer () genauso schwer () leichter () viel leichter ()

Wieviele Minuten pro Tag laufen Sie bzw. fahren Sie Fahrrad z. B. zur Arbeit, zum Einkaufen etc.?

<5 () 5-15 () 15-30 () 30-45 () >45 ()

In der Freizeit:

Schwitzen	nie ()	selten ()	manchmal ()	oft ()	immer ()
Sport	nie ()	selten ()	manchmal ()	oft ()	immer ()
Fernsehen	nie ()	selten ()	manchmal ()	oft ()	immer ()
Spaziergehen	nie ()	selten ()	manchmal ()	oft ()	immer ()
Fahrradfahren	nie ()	selten ()	manchmal ()	oft ()	immer ()

Wenn Sie sich mit Altersgleichen vergleichen, ist Ihre körperliche Aktivität in der Freizeit:

viel schwerer () schwerer () genauso schwer () leichter () viel leichter ()

31.07.18

Proband Codenummer:

Sport:

Treiben Sie Sport? ja () nein ()

Wenn ja, welche Sportart hauptsächlich _____

Wieviele Stunden pro Woche: <1 () 1-2 () 2-3 () 3-4 () >4 ()

Wieviele Monate im Jahr: <1 () 1-3 () 4-6 () 7-9 () >9 ()

Treiben Sie weitere Sportarten ja () nein ()

Wenn ja , welche? _____

Wieviele Stunden pro Woche: <1 () 1-2 () 2-3 () 3-4 () >4 ()

Wieviele Monate im Jahr: <1 () 1-3 () 4-6 () 7-9 () >9 ()

31.07.18

8 Anhang: Auswertung des Fragebogens zur körperlichen Aktivität

Proband Codenummer:

Zur Auswertung des ‚Fragebogen zur körperlichen Aktivität‘

Schlüssel zur Ermittlung des HPA-Score

Beruf

1	welcher	1		3		5
2	sitzende Tätigkeit	1	2	3	4	5
3	stehende Tätigkeit	1	2	3	4	5
4	gehende Tätigkeit	1	2	3	4	5
5	körperlich schwere Tätigkeit	1	2	3	4	5
6	schwitzen bei der Arbeit	1	2	3	4	5
7	Müdigkeit nach der Arbeit	1	2	3	4	5
8	Wenn Sie sich mit Altersgleichen vergleichen, ist Ihre Arbeit körperlich	5	4	3	2	1
9	Wie viele Minuten pro Tag laufen Sie bzw. fahren Sie Fahrrad, z.B. zur Arbeit, zum Einkaufen etc.?	1	2	3	4	5

In der Freizeit

10	Schwitzen	1	2	3	4	5
11	Sport	1	2	3	4	5
12	Fernsehen /Computer /Internet	1	2	3	4	5
13	Spaziergehen	1	2	3	4	5
14	Fahrradfahren	1	2	3	4	5
15	Wenn Sie sich mit Altersgleichen vergleichen, ist Ihre körperliche Aktivität in der Freizeit	5	4	3	2	1

Sport

Treiben Sie Sport?		ja ()	nein ()		
16	wenn ja, welche Sportart hauptsächlich	0,76	1,26		1,76
17	wie viele Stunden pro Woche	0,5	1,5	2,5	3,5
18	wie viel Monate im Jahr	0,04	0,17	0,42	0,67
			0,92		
Treiben Sie weitere Sportarten?		ja ()	nein ()		
16a	welche?	0,76	1,26		1,76
17a	wie viele Stunden pro Woche	0,5	1,5	2,5	3,5
18a	wie viele Monate im Jahr	0,04	0,17	0,42	0,67
			0,92		

Sportscore ist das **Produkt** aus den Zahlenwerten der Nummern 16, 17 und 18 einer Spalte **plus** dem **Produkt** aus den Zahlenwerten der Nummern 16a, 17a und 18a derselben Spalte $(N16 \cdot N17 \cdot N18) + (N16a \cdot N17a \cdot N18a)$

	0	0,01-4	4-8	8-12	> 12
19	1	2	3	4	5

und wird gerundet

Sportindex: $(N19 + N15 + N10 + N11) / 4$
 Workindex: $[N1 + (6 - N2) + N3 + N4 + N5 + N6 + N7 + N8] / 8$
 Freizeitindex: $[(6 - N12) + N13 + N14 + N9] / 4$
HPA SUMME(Sportindex+Workindex+Freizeitindex)

31.07.18

Proband Codenummer:

Zur Auswertung des ‚Fragebogen zur körperlichen Aktivität‘

Als Orientierungshilfe für die Bewertung der einzelnen Sportarten wurde hier festgelegt:

0,76	Gymnastik, Yoga, Aquajogging
1,26	Schwimmen, Joggen, (Nordic)Walking, Radfahren, Fitnesstraining, Squash, Tennis
1,76	Basketball, Fußball, Rugby, Boxen

31.07.18

9 Anhang: Referenzdaten Baecke Questionnaire

	Mittelwert	SD
Workindex	2,75	0,1
Freizeitindex	2,95	0,1
Sportindex	2,6	0,1

Tabelle 7: Referenzdaten Baecke Questionnaire (109)

10 Anhang: Fallzahlkalkulation

Sample Size Calculation - Friederike Werthmann (Motion Lab)

Ruben Westphal

08 May 2018

Intra Class Correlation

Method

The Intra Class Correlation (ICC) is a measure for how well repeated measures of subjects agree across a sample. The following power calculations use the method described by Zou (2012) to calculate the required sample size to discriminate between two ICC values. Additionally, the achievable rejections for a fixed sample size are displayed graphically. For a detailed description see <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/sim.5466>.

Setting

The sample size calculations were run for the following setting:

Parameter	Value
ICC (true)	0 - 1 by 0.1
ICC (H0)	0 - 1 by 0.1
N measurements	3
alpha	0.05
tails	2
power	0.8

Sample sizes

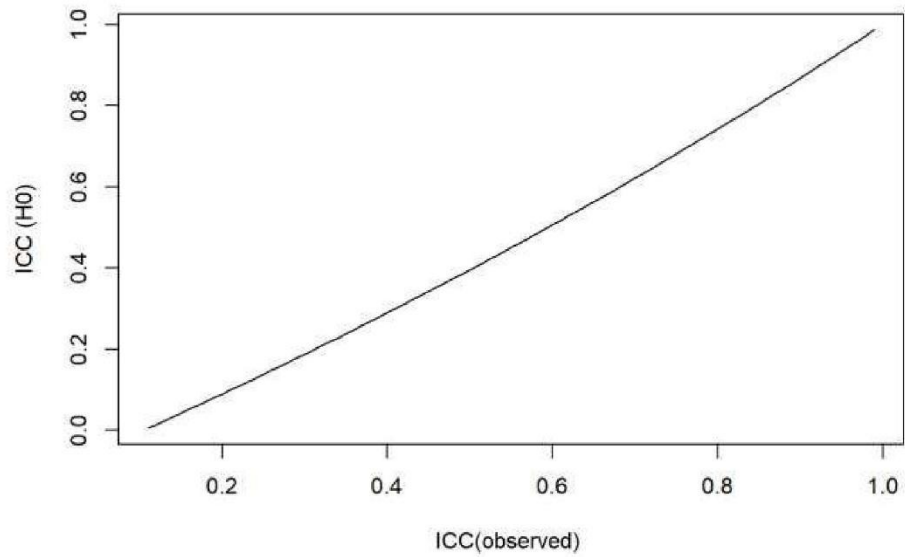
The following table shows the required sample sizes for combinations of null hypothesis ICC values and true ICC values:

ICC (true)	ICC (H0)										
	0	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1
0	Inf	286	77	36	21	14	10	7	5	4	2
0.1	286	Inf	320	83	37	21	13	9	6	4	2
0.2	77	320	Inf	332	83	36	19	12	7	5	2
0.3	36	83	332	Inf	320	77	32	17	9	5	2
0.4	21	37	83	320	Inf	286	66	26	12	6	2
0.5	14	21	36	77	286	Inf	234	51	18	8	2

ICC (true)	ICC (H0)											
	0	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1	
0.6	10	13	19	32	66	234	Inf	169	33	10	2	
0.7	7	9	12	17	26	51	169	Inf	101	17	2	
0.8	5	6	7	9	12	18	33	101	Inf	41	2	
0.9	4	4	5	5	6	8	10	17	41	Inf	2	
1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	Inf	

Achievable rejections

For a sample size of **30** subjects the following combinations of null hypothesis and true ICC are achievable, other parameters as specified above:



Achievable combinations

11 Anhang: Ergänzende Tabellen und Graphiken

Tabellen im Anhang:

Tabelle 8: Aufgetretene Artefakte der Messungen und durchgeführte Korrekturen.....	S.135
Tabelle 9: Übersicht der Messungen mit nicht möglichen und manuell durchgeführten Korrekturen.....	S.136
Tabelle 10: Angabe über Anzahl der Wiederholungsmessungen.....	S.136
Tabelle 12: Intraklassenkorrelation (ICC) der maximalen Rotationsamplitude der Wirbelkörper T1–L4, des Beckens sowie VP. Dargestellt sind die ICC-Werte für das Gesamtkollektiv sowie stratifiziert nach Geschlecht und Gehgeschwindigkeit (2 km/h und 4 km/h). Höhere Werte zeigen eine größere intraindividuelle Konstanz der Rotationsamplitude an, Werte < 0,4 und negative Werte deuten auf eine geringe bzw. fehlende Konstanz hin.....	S.137
Tabelle 11: Darstellung der durchgeführten Korrekturmaßnahmen.....	S.136

Abbildungen im Anhang:

Abbildung 35: In der Graphik werden die ICC-Werte der Amplitude der maximalen Rotation der Wirbelkörper bzw. des Beckens dargestellt. Die ICC-Werte wurden unter Einbeziehung von Messdaten aller drei Messzeitpunkte bei 2 km/h, weibliche Probanden, geschätzt. Die Fehlerindikatoren zeigen das 95 % - Konfidenzintervall an. (n = 13 Messungen je Messtag).....	S.138
Abbildung 36: In der Graphik werden die ICC-Werte der Amplitude der maximalen Rotation der Wirbelkörper bzw. des Beckens dargestellt. Die ICC-Werte wurden unter Einbeziehung von Messdaten aller drei Messzeitpunkte bei 2 km/h, männliche Probanden, geschätzt. Die Fehlerindikatoren zeigen das 95 % - Konfidenzintervall an. (n = 12 Messungen je Messtag).....	S.139
Abbildung 37: In der Graphik werden die ICC-Werte der Amplitude der maximalen Rotation der Wirbelkörper bzw. des Beckens dargestellt. Die ICC-Werte wurden unter Einbeziehung von Messdaten aller drei Messzeitpunkte bei 4 km/h, 13 weibliche Probanden, geschätzt. Die Fehlerindikatoren zeigen das 95 % - Konfidenzintervall an. (n = 13 Messungen je Messtag).....	S.140
Abbildung 38: In der Graphik werden die ICC-Werte der Amplitude der maximalen Rotation der Wirbelkörper bzw. des Beckens dargestellt. Die ICC-Werte wurden unter Einbeziehung von Messdaten aller drei Messzeitpunkte bei 4 km/h, 12 männliche Probanden, geschätzt. Die Fehlerindikatoren zeigen das 95 % - Konfidenzintervall an. (n = 12 Messungen je Messtag).....	S.141

Abbildung 39: Diese Graphik veranschaulicht die ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen Rotation der Wirbelkörper sowie des Beckens. Die ICC-Werte wurden unter Berücksichtigung von Messdaten aller drei Zeitpunkte bei Geschwindigkeiten von 2 km/h geschätzt, 13 weibliche Probanden. Die Fehlerindikatoren zeigen das 95 %-Konfidenzintervall an (n = 13 Messungen pro Messtag).....	S.142
Abbildung 40: Diese Graphik veranschaulicht die ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen Rotation der Wirbelkörper sowie des Beckens. Die ICC-Werte wurden unter Berücksichtigung von Messdaten aller drei Zeitpunkte bei Geschwindigkeiten von 2 km/h geschätzt, 12 männliche Probanden. Die Fehlerindikatoren zeigen das 95 %-Konfidenzintervall an (n = 12 Messungen pro Messtag).....	S.143
Abbildung 41: Diese Graphik veranschaulicht die ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen Rotation der Wirbelkörper sowie des Beckens. Die ICC-Werte wurden unter Berücksichtigung von Messdaten aller drei Zeitpunkte bei Geschwindigkeiten von 4 km/h geschätzt, 13 weibliche Probanden. Die Fehlerindikatoren zeigen das 95 %-Konfidenzintervall an (n = 13 Messungen pro Messtag).....	S.144
Abbildung 42: Diese Graphik veranschaulicht die ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen Rotation der Wirbelkörper sowie des Beckens. Die ICC-Werte wurden unter Berücksichtigung von Messdaten aller drei Zeitpunkte bei Geschwindigkeiten von 4 km/h geschätzt, 12 männliche Probanden. Die Fehlerindikatoren zeigen das 95 %-Konfidenzintervall an (n = 12 Messungen pro Messtag).....	S.145

Tabelle 8: Aufgetretene Artefakte der Messungen und durchgeführte Korrekturen

Artefakt	Korrektur
Unplausible Abweichung des Graphen der Rotationsdarstellung in der frontal- und sagittal-Ebene	Manuelle Korrektur der entlang der Dornfortsätze laufenden Symmetrielinie
Lateraler Versatz lumbaler und zervikaler Wirbelkörper	Manuelle Korrektur der entlang der Dornfortsätze laufenden Symmetrielinie durch einfaches Anwählen
Markerpunkte der Lumbalgrübchen falsch zugeordnet	Manuelle Markierung der Marker
Unschärfe Linienmuster durch Veränderung des Abstandes zum Kamerasystem (Vor- und Zurücklaufen auf dem Laufband)	Korrektur möglich durch manuelle Markierung der Marker

Lückenhafte Darstellung der Oberflächenstruktur am Rückenmodell	Rein „kosmetischer“ Fehler, ohne Auswirkung auf Datensatz. Bedarf keiner Korrektur
Oberster Nackenpunkt nicht erkannt	Stellte keinen Fehler mit Einfluss auf den Datensatz dar, wurde trotzdem korrigiert

Tabelle 9: Übersicht der Messungen mit nicht möglichen und manuell durchgeführten Korrekturen

Anzahl der Messungen	Keine Korrektur möglich	Manuelle Korrektur
150	3	26
	2 %	17,33 %

Tabelle 10: Angabe über Anzahl der Wiederholungsmessungen

Messungen gesamt	Ausgewertete Messungen	Wiederholungsmessungen
210	150	60
	71,43 %	28,57 %

Tabelle 11: Darstellung der durchgeführten Korrekturmaßnahmen

Fehlerbeschreibung	Korrekturmaßnahme
Proband RDfw9021: 4 Gangzyklen statt 3 aufgeführt	Löschung der Zeilen des 4. Gangzyklus
Spalten der Messtage beinhalten Zeilen, die sich hinsichtlich der Prozentangabe des Gangzyklus und des Messwertes doppeln. Es wurden nur fälschlicherweise doppelt aufgeführte Werte gelöscht, die Datenwerte sind unverändert.	Löschung der Duplikatur: Erstmessung: 10 Zeilen gelöscht Wiederholungsmessung: 1 Zeile gelöscht

Tabelle 12: Intraklassenkorrelation (ICC) der maximalen Rotationsamplitude der Wirbelkörper T1–L4, des Beckens sowie VP. Dargestellt sind die ICC-Werte für das Gesamtkollektiv sowie stratifiziert nach Geschlecht und Gehgeschwindigkeit (2 km/h und 4 km/h). Höhere Werte zeigen eine größere intraindividuelle Konstanz der Rotationsamplitude an, Werte < 0,4 und negative Werte deuten auf eine geringe bzw. fehlende Konstanz hin. Niedrige ICC-Werte sind blau markiert, hohe ICC-Werte rot.

Parameter	ICC (gesamt)	ICC (weiblich)	ICC (männlich)	ICC 2 km/h (gesamt)	ICC 2 km/h (weiblich)	ICC 2 km/h (männlich)	ICC 4 km/h (gesamt)	ICC 4 km/h (weiblich)	ICC 4 km/h (männlich)
VP	0,47	0,65	0,14	0,32	0,66	-0,59	0,67	0,67	0,71
T1	0,66	0,59	0,80	0,61	0,60	0,70	0,68	0,56	0,88
T2	0,78	0,78	0,76	0,77	0,82	0,58	0,81	0,75	0,90
T3	0,69	0,76	0,55	0,58	0,77	-0,66	0,85	0,76	0,94
T4	0,69	0,76	0,59	0,55	0,78	-0,83	0,86	0,63	0,95
T5	0,71	0,77	0,64	0,60	0,81	-0,68	0,86	0,47	0,95
T6	0,73	0,78	0,66	0,64	0,81	-0,28	0,84	0,42	0,95
T7	0,78	0,83	0,70	0,63	0,77	-0,46	0,95	0,93	0,96
T8	0,77	0,81	0,68	0,54	0,61	-0,56	0,94	0,94	0,95
T9	0,81	0,84	0,71	0,57	0,53	-0,23	0,91	0,89	0,93
T10	0,85	0,88	0,72	0,86	0,82	0,68	0,69	0,71	0,68
T11	0,88	0,95	0,46	0,89	0,85	0,73	0,84	0,96	0,05
T12	0,79	0,80	0,54	0,88	0,86	0,72	0,72	0,77	0,41
L1	0,81	0,82	0,58	0,89	0,89	0,77	0,89	0,79	0,46
L2	0,77	0,84	0,66	0,89	0,90	0,21	0,39	0,79	0,57
L3	0,77	0,69	0,82	0,85	0,87	0,81	0,67	0,45	0,78
L4	0,75	0,55	0,88	0,74	0,81	0,64	0,61	0,04	0,85
Becken	0,89	0,92	0,84	0,50	0,76	0,21	0,89	0,90	0,89

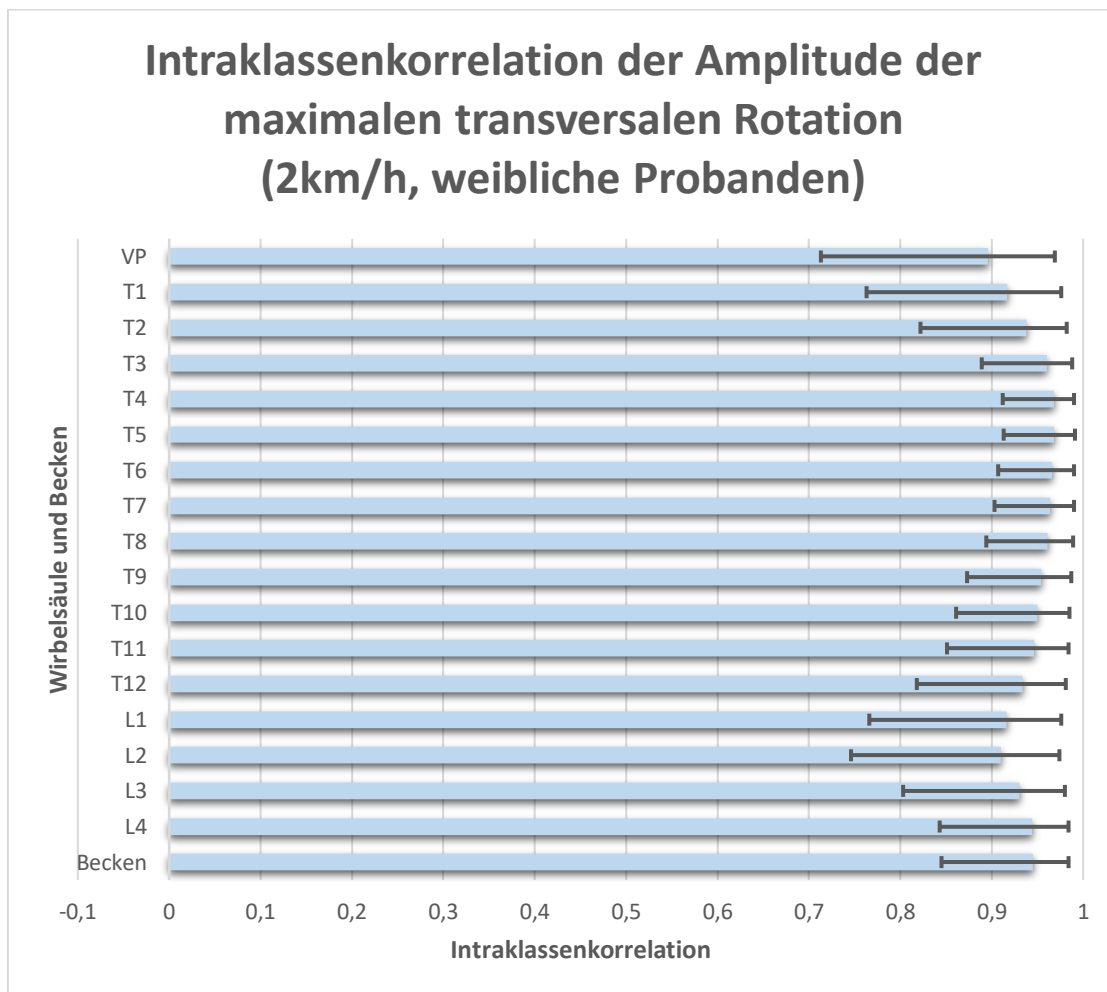


Abbildung 35: In der Graphik werden die ICC-Werte der Amplitude der maximalen Rotation der Wirbelkörper bzw. des Beckens dargestellt. Die ICC-Werte wurden unter Einbeziehung von Messdaten aller drei Messzeitpunkte bei 2 km/h, weibliche Probanden, geschätzt. Die Fehlerindikatoren zeigen das 95 % - Konfidenzintervall an. (n = 13 Messungen je Messtag)

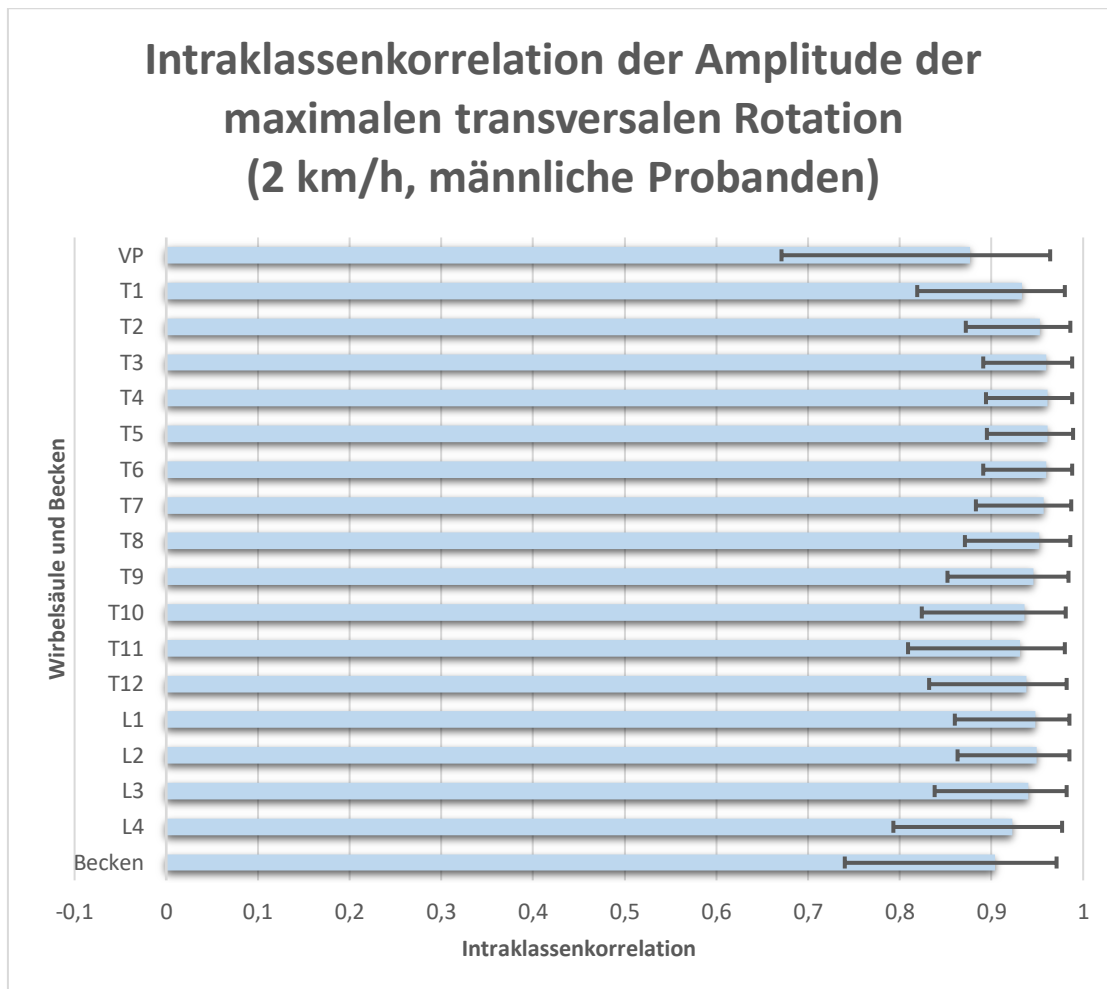


Abbildung 36: In der Graphik werden die ICC-Werte der Amplitude der maximalen Rotation der Wirbelkörper bzw. des Beckens dargestellt. Die ICC-Werte wurden unter Einbeziehung von Messdaten aller drei Messzeitpunkte bei 2 km/h, männliche Probanden, geschätzt. Die Fehlerindikatoren zeigen das 95 % - Konfidenzintervall an. (n = 12 Messungen je Messtag)

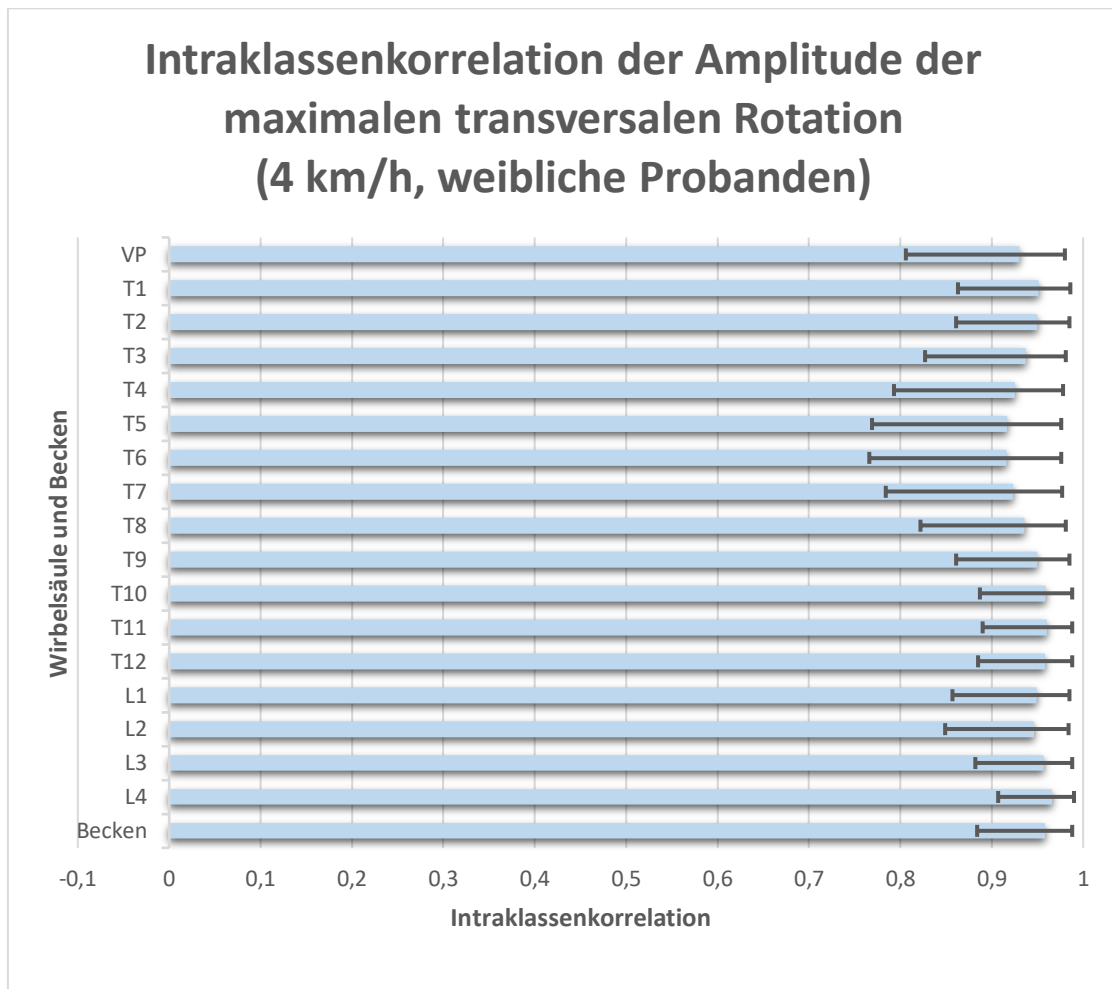


Abbildung 37: In der Graphik werden die ICC-Werte der Amplitude der maximalen Rotation der Wirbelkörper bzw. des Beckens dargestellt. Die ICC-Werte wurden unter Einbeziehung von Messdaten aller drei Messzeitpunkte bei 4 km/h, 13 weibliche Probanden, geschätzt. Die Fehlerindikatoren zeigen das 95 % - Konfidenzintervall an. (n = 13 Messungen je Messtag)

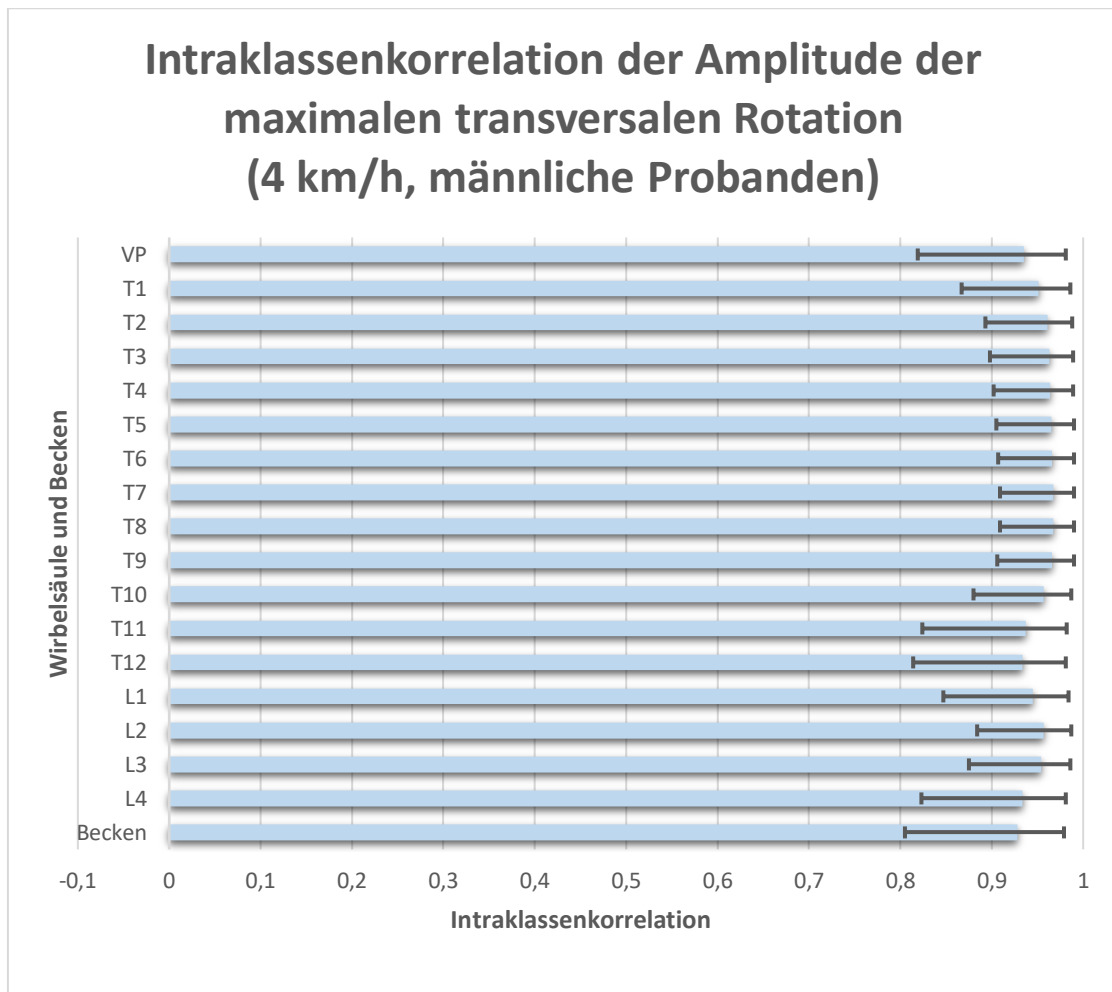


Abbildung 38: In der Graphik werden die ICC-Werte der Amplitude der maximalen Rotation der Wirbelkörper bzw. des Beckens dargestellt. Die ICC-Werte wurden unter Einbeziehung von Messdaten aller drei Messzeitpunkte bei 4 km/h, 12 männliche Probanden, geschätzt. Die Fehlerindikatoren zeigen das 95 % - Konfidenzintervall an. (n = 12 Messungen je Messtag)

Intraklassenkorrelation der Zeitpunkte der Rotationsmaxima (2 km/h, weibliche Probanden)

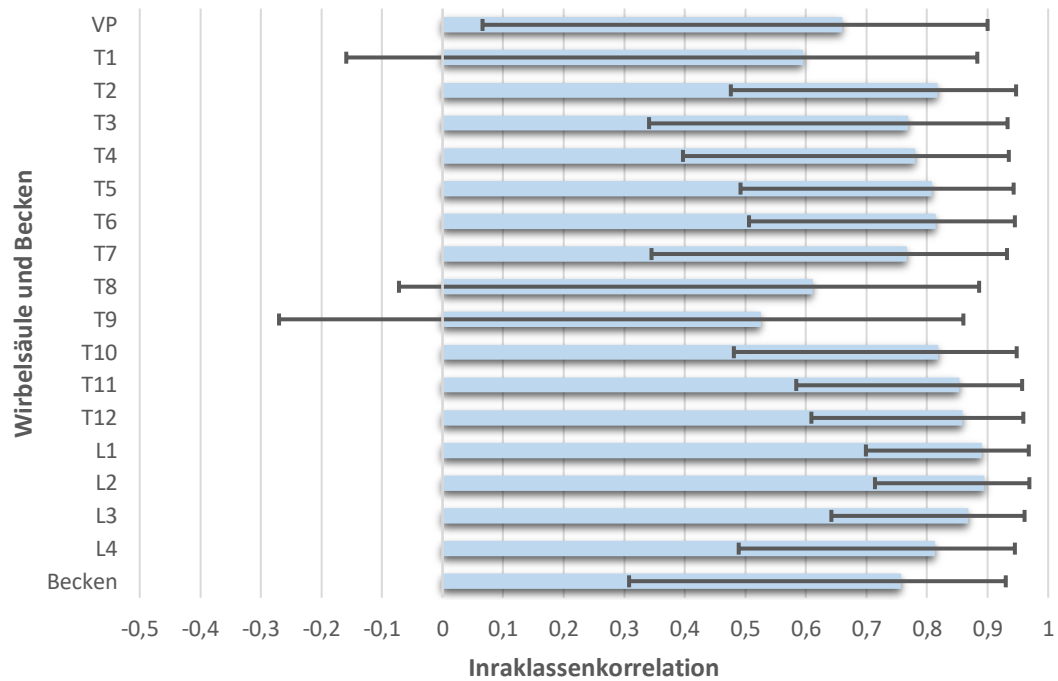


Abbildung 39: Diese Graphik veranschaulicht die ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen Rotation der Wirbelkörper sowie des Beckens. Die ICC-Werte wurden unter Berücksichtigung von Messdaten aller drei Zeitpunkte bei Geschwindigkeiten von 2 km/h geschätzt, 13 weibliche Probanden. Die Fehlerindikatoren zeigen das 95 %-Konfidenzintervall an (n = 13 Messungen pro Messtag).

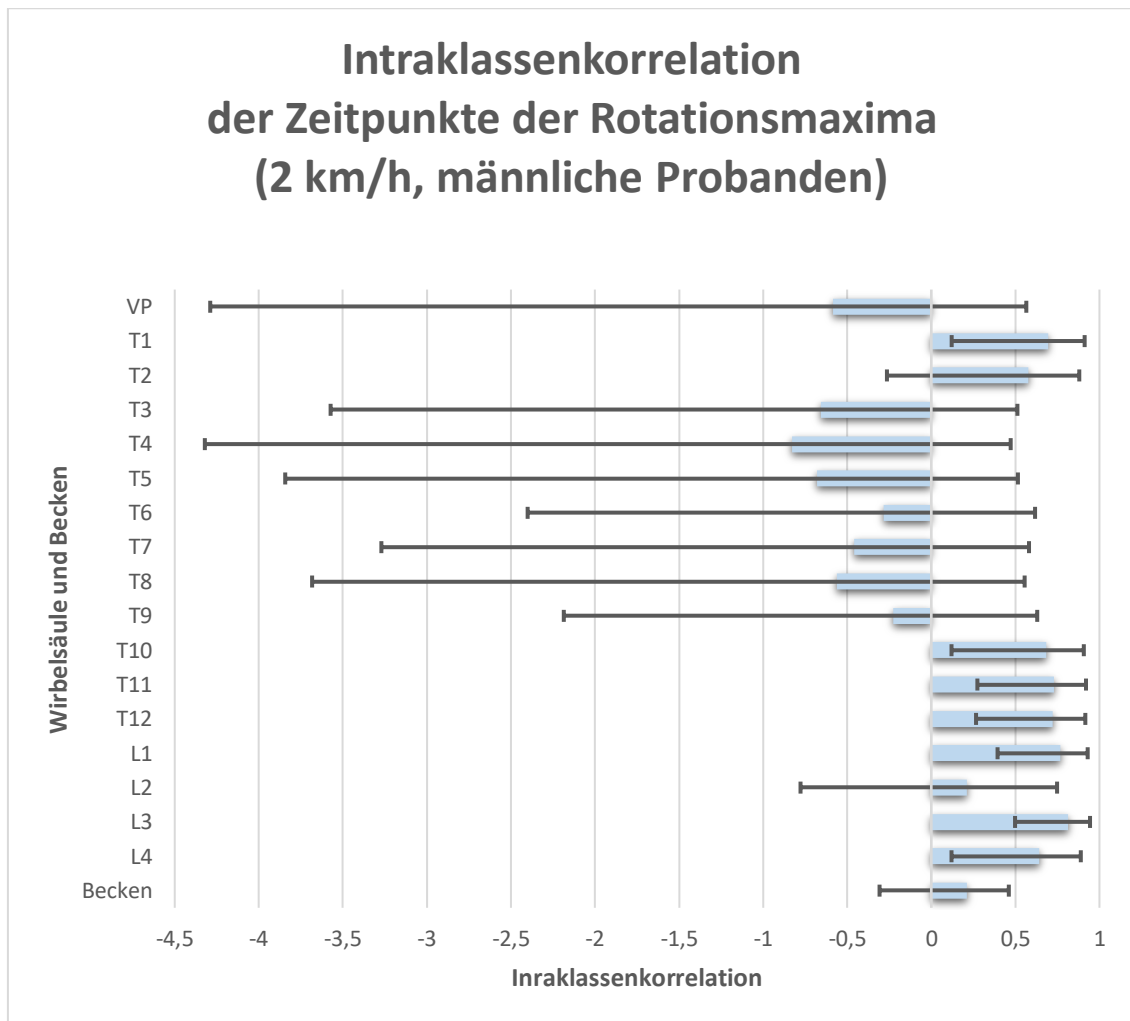


Abbildung 40: Diese Graphik veranschaulicht die ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen Rotation der Wirbelkörper sowie des Beckens. Die ICC-Werte wurden unter Berücksichtigung von Messdaten aller drei Zeitpunkte bei Geschwindigkeiten von 2 km/h geschätzt, 12 männliche Probanden. Die Fehlerindikatoren zeigen das 95 %-Konfidenzintervall an (n = 12 Messungen pro Messtag).

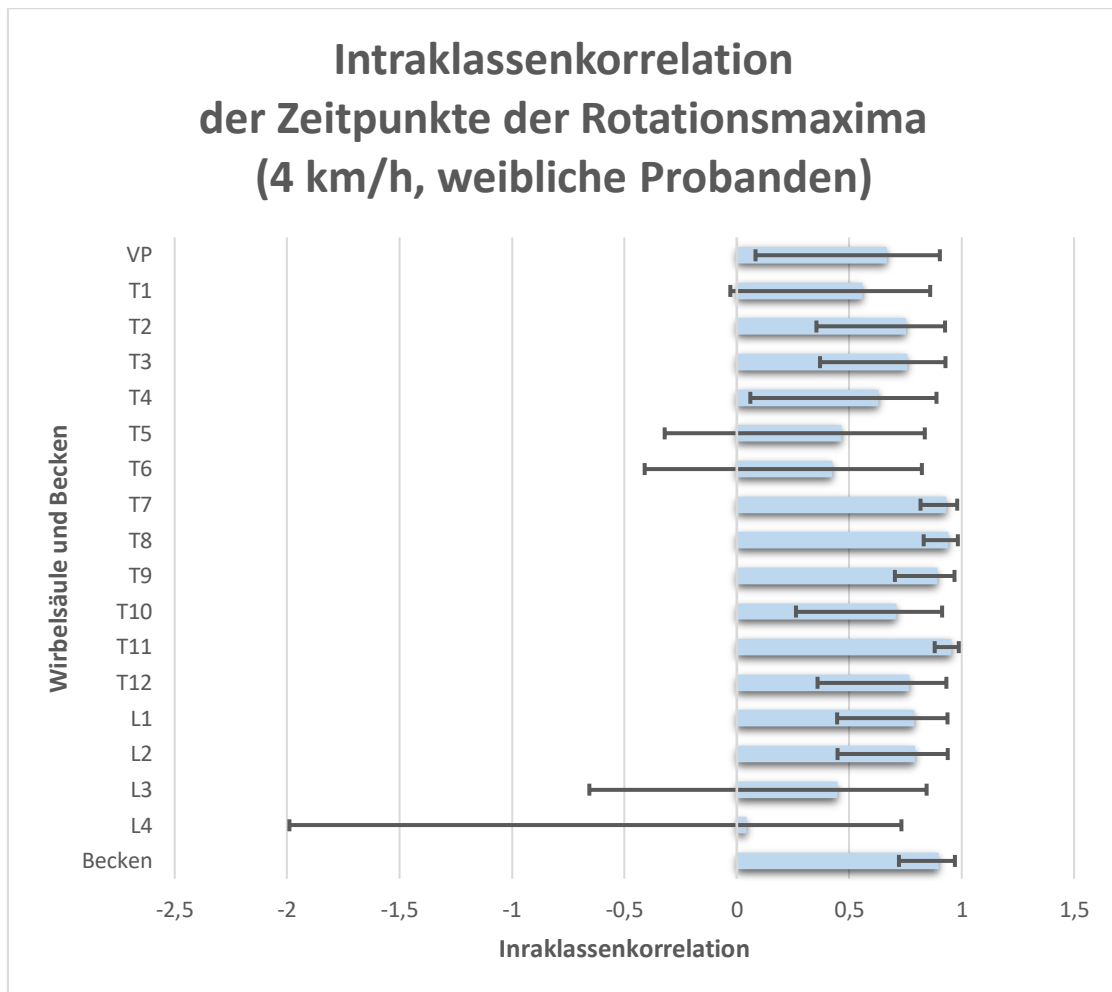


Abbildung 41: Diese Graphik veranschaulicht die ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen Rotation der Wirbelkörper sowie des Beckens. Die ICC-Werte wurden unter Berücksichtigung von Messdaten aller drei Zeitpunkte bei Geschwindigkeiten von 4 km/h geschätzt, 13 weibliche Probanden. Die Fehlerindikatoren zeigen das 95 %-Konfidenzintervall an (n = 13 Messungen pro Messtag).

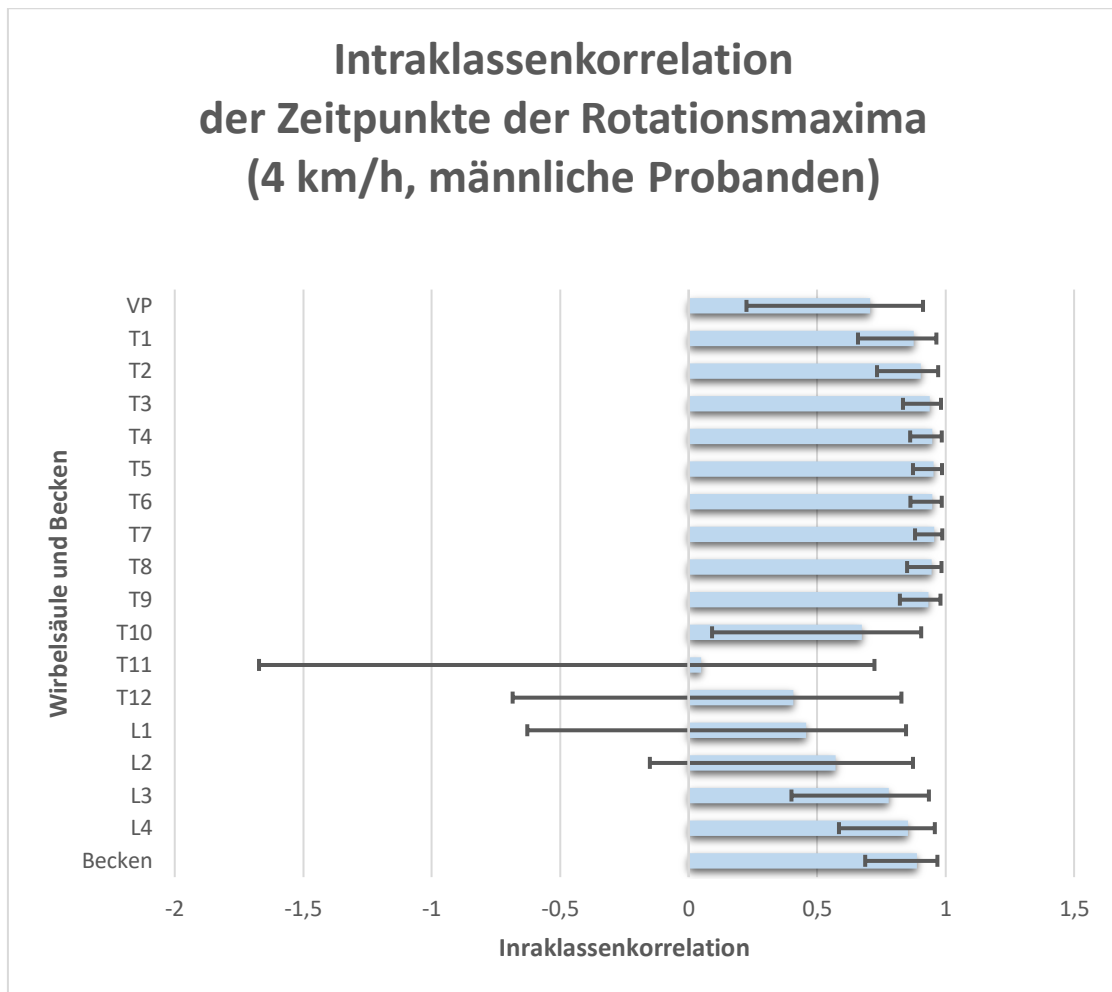


Abbildung 42: Diese Graphik veranschaulicht die ICC-Werte für den Zeitpunkt der maximalen Rotation der Wirbelkörper sowie des Beckens. Die ICC-Werte wurden unter Berücksichtigung von Messdaten aller drei Zeitpunkte bei Geschwindigkeiten von 4 km/h geschätzt, 12 männliche Probanden. Die Fehlerindikatoren zeigen das 95 %-Konfidenzintervall an (n = 12 Messungen pro Messtag).

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt zunächst den ProbandInnen, die durch ihre Teilnahme die Durchführung dieser Arbeit ermöglicht haben. Ebenso danke ich meinem Forschungsteam für die wertvolle Zusammenarbeit und die Möglichkeit zur Promotion.

Von Herzen danke ich meiner Familie. Meiner Tochter, die mit Lebensfreude, Rücksicht und ihrer liebevollen Art stets eine Quelle der Kraft war und mir auch in schwierigen Phasen den Sinn des Lebens nie hat vergessen lassen. Meinen Eltern danke ich für ihre bedingungslose Unterstützung, ihre Förderung und ihr unerschütterliches Vertrauen in mich. Sie waren mir immer ein sicherer Hafen.

Ganz besonders danke ich D., der mir in den vergangenen Monaten Kraft, Zuversicht und das gute Gefühl gegeben hat, weitermachen zu können. Ohne ihn hätte ich diese Arbeit nicht vollenden können.

Tabellarischer Lebenslauf

Friederike Marlene Elsbet Werthmann

Geboren am: 22.08.1989 in Darmstadt

Akademische Laufbahn:

Seit 01/2018 Dissertationsschrift: „Intra-Individuelle Konstanz von rasterstereographisch gemessenen Bewegungsmustern im Gang“

Doktorvater: Univ.-Prof. Dr. med. Philipp Drees,
Universitätsmedizin Mainz

30/12/2021 Erteilung Approbation als Ärztin

04/2015 – 11/2021 Studium der Humanmedizin an der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz

3. Staatsexamen 11/2021

2. Staatsexamen 09/2020

1. Staatsexamen 08/2017

09/2014 – 03/2015 Studium Humanmedizin Georg-August-Universität Göttingen

Berufsausbildung:

08/2011 – 07/2014 Ausbildung Physiotherapie, WA Dresden

Berufliche Erfahrung:

04/2022 - laufend Assistenzärztin der Inneren Medizin

Darmstadt, 23.05.2026