

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

Die Analyse der maximalen Beckenrotation im Gang von Leistungssportlern
unter Verwendung der Videorasterstereographie

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

Vorgelegt von

Werner Derksen
aus Linz am Rhein

Mainz, 2025

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

Tag der Promotion: 05. Mai 2026

Nachnutzungslizenz: CC BY-SA

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	I
Abbildungsverzeichnis.....	II
Tabellenverzeichnis.....	IV
1 Einleitung und Ziel der Dissertation	1
2 Literaturdiskussion.....	3
2.1 Bewegungsphysiologie des Beckens	3
2.2 Die Messtechnik der Videorasterstereographie	4
2.2.1 Methode der Videorasterstereographie	4
2.2.2 Vergleich der Videorasterstereographie mit konventionellem Röntgen	5
2.2.3 Rasterstereographie als Instrument zur wirbelsäulenspezifischen Ganganalyse	6
2.3 Ganganalyse	7
2.3.1 Ganganalyse im Allgemeinen.....	7
2.3.2 Ganganalyse im Spezifischen von Freizeit- und Leistungssportlern.....	11
2.3.3 Ganganalyse mittels Videorasterstereographie	13
2.4 Problemdarstellung	18
2.5 Zielsetzung der Ganganalyse	19
2.6 Wissenschaftliche Hypothesen der Hauptfragestellung.....	20
3 Material und Methoden	20
3.1 Studienpopulation mit Ein- und Ausschlusskriterien	21
3.2 Vortests zur Prüfung der Ausschlusskriterien	24
3.3 Darstellung des Studienablaufs und der Durchführung	26
3.4 Zeitschiene der Studie	27
3.5 Statistische Auswertung der Messdaten	27
3.5.1 Datenaufbereitung	29
3.5.2 Datenauswertung	29
4 Ergebnisse	30
4.1 Studienpopulation	30
4.2 Ergebnisse der Vortests	34

4.3	Ergebnisse der dynamischen Messungen	35
4.3.1	Verlaufskurven der Rotation der Wirbelkörper und des Beckens im SGZ	35
4.3.2	Analyse der Zeitpunkte der Beckenmaxima der gesunden Bevölkerung und der Leistungssportler im SGZ	38
4.3.3	Vergleich des Beckenmaximums und -minimums	52
4.3.4	Analyse der Zeitpunkte der Beckenmaxima nach Geschlecht	53
4.3.5	Analyse der Zeitpunkte der Beckenmaxima zwischen den Sportarten Fußball und Triathlon	56
4.3.6	Maximale Rotationsamplitude des Beckens im SGZ	59
5	Diskussion	61
5.1	Analyse der Probandencharakteristika	61
5.2	Analyse der Kurvenverläufe im SGZ	63
5.3	Analyse der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation im SGZ	63
5.4	Analyse des Beckenmaximums und -minimums	66
5.5	Analyse der Zeitpunkte der Beckenmaxima nach Geschlecht	66
5.6	Analyse der Zeitpunkte der Beckenmaxima zwischen den Fußballspielern und den Triathleten	67
5.7	Analyse der maximalen Rotationsamplitude des Beckens im SGZ	68
5.8	Stärken und Limitationen der Studie	69
6	Zusammenfassung	70
7	Literaturverzeichnis	72

Abkürzungsverzeichnis

2MG	2-Minuten-Gehtest
BMI	Body-Mass-Index
BPS.....	Back Performance Scale
BWS.....	Brustwirbelsäule
C7	Halswirbelkörper 7
DL	Dimple left
DR.....	Dimple right
HWS	Halswirbelsäule
IMBEI.....	Institut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik
JGU.....	Johannes Gutenberg-Universität
L1.....	Lendenwirbelkörper 1
L3.....	Lendenwirbelkörper 3
L4.....	Lendenwirbelkörper 4
LWS	Lendenwirbelsäule
NRS	Numerische Rating-Skala
OSG.....	Oberes Sprunggelenk
ROM	Range Of Motion
SGZ	Standardisierter Gangzyklus
T3.....	Brustwirbelkörper 3
T4.....	Brustwirbelkörper 4
T7.....	Brustwirbelkörper 7
T8.....	Brustwirbelkörper 8
TUG	Timed-up-and-Go
VP	Vertebra Prominens
VRS	Videorasterstereographie

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Die drei Hauptebenen des menschlichen Körpers	3
Abbildung 2: Dreidimensionale Bewegungen am Becken beim Gehen	4
Abbildung 3: Einzelphasen des Gangzyklus und Beckenbewegungen	8
Abbildung 4a-c: Beckenrotation beim Gehen	9
Abbildung 5: Bewegungsanalysesystem DIERS formetric III 4D	14
Abbildung 6: Mittelwerte der maximalen Rotation der Wirbelkörper und des Beckens der gesunden Bevölkerung	15
Abbildung 7: Mittelwerte der Rotationsgrade der Wirbelkörper und des Beckens der gesunden Bevölkerung	16
Abbildung 8: Verteilung der Einzelwerte für die maximale Beckenrotation nach rechts und links der gesunden Bevölkerung	17
Abbildung 9: Power Analyse für die Fallzahlplanung von n = 60.	28
Abbildung 10: Relative Häufigkeitsverteilung der eingeschlossenen Sportarten	32
Abbildung 11: Darstellung der Auswertung der präferierten Wohlfühlgeschwindigkeit	33
Abbildung 12: Mittelwerte der maximalen Rotationsgrade der Wirbelkörper und des Beckens der gesunden Bevölkerung bei 4 km/h	36
Abbildung 13: Mittelwerte der maximalen Rotationsgrade der Wirbelkörper und des Beckens der Leistungssportler bei 4 km/h.	36
Abbildung 14: Mittelwerte der maximalen Rotationsgrade der Wirbelkörper und des Beckens der gesunden Bevölkerung bei 5 km/h	37
Abbildung 15: Mittelwerte der maximalen Rotationsgrade der Wirbelkörper und des Beckens der Leistungssportler bei 5 km/h	37
Abbildung 16: Die Abbildung zeigt die Verteilung der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation in einem SGZ	38
Abbildung 17: Die Abbildung illustriert die Verschiebung der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation ab 90 % eines SGZ vor dem dargestellten Initialkontakt anhand eines Beispiels.	39
Abbildung 18: Häufigkeitsverteilung der individuellen Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der gesunden Bevölkerung bei 4 km/h mit zwei Häufigkeitsgruppen	40
Abbildung 19: Häufigkeitsverteilung der individuellen Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der Leistungssportler bei 4 km/h mit zwei Häufigkeitsgruppen	40
Abbildung 20: Häufigkeitsverteilung der individuellen Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der gesunden Bevölkerung bei 5 km/h mit zwei Häufigkeitsgruppen	41
Abbildung 21: Häufigkeitsverteilung der individuellen Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der Leistungssportler bei 5 km/h mit zwei Häufigkeitsgruppen	41

Abbildung 22: Darstellung der Verteilung der Zeitpunkte der maximalen und minimalen Beckenrotation der gesunden Bevölkerung bei 4 km/h	45
Abbildung 23: Darstellung der Verteilung der Zeitpunkte der maximalen und minimalen Beckenrotation der einzelnen Leistungssportler bei 4 km/h	45
Abbildung 24: Darstellung der Verteilung der Zeitpunkte der maximalen und minimalen Beckenrotation der gesunden Bevölkerung bei 5 km/h	46
Abbildung 25: Darstellung der Verteilung der Zeitpunkte der maximalen und minimalen Beckenrotation der einzelnen Leistungssportler bei 5 km/h innerhalb eines SGZ	46
Abbildung 26: Darstellung der Verteilung der Zeitpunkte der maximalen und minimalen Beckenrotation der Kohorte „Sprint“ und der Kohorte „Ausdauer“ bei 4 km/h	47
Abbildung 27: Darstellung der Verteilung der Zeitpunkte der maximalen und minimalen Beckenrotation der Kohorte „Sprint“ und der Kohorte „Ausdauer“ bei 5 km/h	47
Abbildung 28: Die Graphik visualisiert die Höhe der Varianz der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation innerhalb eines SGZ	50
Abbildung 29: Die Graphik visualisiert die Höhe der Varianz der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der frühen Beckenmaximum-Gruppe innerhalb eines SGZ	51
Abbildung 30: Die Graphik visualisiert die Höhe der Varianz der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der späten Beckenmaximum-Gruppe innerhalb eines SGZ	51
Abbildung 32: Individuelle Zeitpunkte der maximalen und minimalen Beckenrotation der männlichen und weiblichen Leistungssportler bei 4 km/h	53
Abbildung 33: Individuelle Zeitpunkte der maximalen und minimalen Beckenrotation der männlichen und weiblichen Leistungssportler bei 5 km/h	53
Abbildung 34: Individuelle Zeitpunkte der Beckenmaxima der Sportarten Fußball und Triathlon bei 4 km/h	56
Abbildung 35: Individuelle Zeitpunkte der Beckenmaxima der Sportarten Fußball und Triathlon bei 5 km/h	56
Abbildung 36: Graphische Darstellung der statistischen Ergebnisse der maximalen Beckenrotation bei 4 km/h	60
Abbildung 37: Graphische Darstellung der statistischen Ergebnisse der maximalen Beckenrotation bei 5 km/h	60

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Eingeschlossene Sportarten	21
Tabelle 2: Zeitschiene der Durchführung der Studie	27
Tabelle 3: Biometrische Merkmale der gesunden Bevölkerung und Leistungssportler	31
Tabelle 4: Sportliche Merkmale der eingeschlossenen Leistungssportler	32
Tabelle 5: Ergebnisse der Vortests (TUG, 2MG und BPS) der Leistungssportler	34
Tabelle 6: Korrigierte Zeitpunkte (%) ab 90 % eines SGZ	38
Tabelle 7: Anteil mit frühem Beckenmaximum aller Gruppen	42
Tabelle 8: Mittelwerte der Maxima-Zeitpunkte der Beckenrotation	43
Tabelle 9: Mittelwerte und Standardabweichung der Maxima-Zeitpunkte der Beckenrotation innerhalb beider Häufigkeitsgruppen	44
Tabelle 10: Mittlere zeitliche Verschiebung der Beckenmaxima auf einen früheren Zeitpunkt in einem SGZ bei Erhöhung der Geschwindigkeit von 4 km/h auf 5 km/h	44
Tabelle 11: Spannweite der Maxima- und Minima-Zeitpunkte der Beckenrotation	48
Tabelle 12: Varianzen der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation	48
Tabelle 13: Varianzen der frühen und späten Beckenmaxima	49
Tabelle 14: Anteil der Probanden, die sich in einem SGZ in der frühen Beckenmaximum- bzw. Beckenminimum-Gruppe befinden	52
Tabelle 15: Prozentualer Anteil der männlichen und weiblichen Probanden mit frühem Beckenmaximum	54
Tabelle 16: Spannweite der Maxima-Zeitpunkte der Beckenrotation der männlichen und weiblichen Leistungssportler	54
Tabelle 17: Mittlere Zeitpunkte der Beckenmaxima und deren Varianz der frühen Beckenmaximum-Gruppe der männlichen und weiblichen Leistungssportler	55
Tabelle 18: Mittlere zeitliche Verschiebung der Beckenmaxima auf einen früheren Zeitpunkt in einem SGZ bei Erhöhung der Geschwindigkeit von 4 km/h auf 5 km/h der männlichen und weiblichen Leistungssportler	55
Tabelle 19: Prozentualer Anteil der Fußballer und Triathleten mit frühem Beckenmaximum	57
Tabelle 20: Spannweite der Zeitpunkte der Beckenmaxima der Fußballspieler und Triathleten	57
Tabelle 21: Mittlerer Zeitpunkt des Beckenmaximums in der frühen Beckenmaximum-Gruppe der Fußballspieler und Triathleten	58
Tabelle 22: Mittlere zeitliche Verschiebung der Beckenmaxima auf einen früheren Zeitpunkt im SGZ bei Erhöhung der Geschwindigkeit von 4 km/h auf 5 km/h der Fußballer und Triathleten	58
Tabelle 23: Mittlere maximale Beckenrotation (°) bei 4 km/h und 5 km/h	59

1 Einleitung und Ziel der Dissertation

Die Analyse der Wirbelsäulen- und Beckenbewegung im Gang ist unerlässlich, um die Funktion der menschlichen Wirbelsäule in ihrer Gangbewegung verstehen und beurteilen zu können. Ein Verständnis der physiologischen Bewegungsmuster der einzelnen Wirbelkörper und des Beckens im Gang ist Voraussetzung, um Pathologien im funktionellen Bereich erkennen und behandeln zu können. Besonders Rückenschmerzen sind in Deutschland weit verbreitet und gehören zu einer der großen Volkskrankheiten, was zu einer großen Belastung des Gesundheitssystem führt (1). Um die Pathophysiologie funktioneller Rückenschmerzen während des Gehens zu verstehen, ist es zunächst erforderlich, die physiologischen Gangprofile einer gesunden Bevölkerung zu erforschen, die die präzisen Bewegungsmuster der einzelnen Wirbelkörper und des Beckens in Relation zueinander berücksichtigen.

Eine Studie zur Ganganalyse der gesunden Bevölkerung zeigt jedoch, dass es kein einheitliches physiologisches Gangprofil für alle Menschen gibt, sondern jedes Gangprofil individuell ist (2). Die meisten bisherigen Studien, die die Drehbewegungen der Wirbelsäule während des Gehens untersuchten, beschrieben, dass sich das Becken und die Lendenwirbelkörper im Sinne einer funktionellen Einheit beim Initialkontakt nach vorne rotieren, wobei sich gleichzeitig die Brustwirbelkörper ab einem bestimmten Umschlagspunkt in der mittleren Brustwirbelsäule in entgegengesetzte Richtung drehen (3-6). Die jüngsten Untersuchungen haben offenbart, dass es erhebliche interindividuelle Unterschiede in Bezug auf die Rotationsbewegungen des Beckens und der Lendenwirbelsäule gibt (2). Jedoch können trotz der individuellen Bewegungsmuster eines jeden Menschen, einheitliche grobe funktionelle Bewegungsmuster als Norm festgelegt werden. Die von der Norm abweichenden Bewegungsmuster sollten jedoch stets individuell und im Gesamtbild des Menschen beurteilt werden. Die Individualität der Bewegungsmuster macht die Ganganalyse zu einem wichtigen Instrument bei der Identifikation von Ursachen und möglichen Behandlungsansätzen für Rückenschmerzen sowie bei der Verlaufsbeobachtung von Behandlungserfolgen (7).

Ein Problem bei der Ermittlung individueller Gangprofile liegt in der Komplexität der Anatomie und Physiologie der Wirbelsäule und aller beteiligten Gelenke des Körpers. Um die Funktion der gesamten Wirbelsäule, der einzelnen Wirbelkörper und des Beckens analysieren und verstehen zu können, reicht es so nicht mehr aus, die Wirbelsäule nur in die Standardbereiche HWS, BWS und LWS einzuteilen und demnach die Bewegungsmuster der gesamten Wirbelsäule zu beurteilen. Eine detaillierte Analyse der Wirbelsäulenbewegung im Gang ist aber aufgrund der hohen Anzahl der beteiligten Wirbelkörper und Gelenke sowie der begrenzten Messtechnik nur schwer durchzuführen.

Eines der bedeutsamsten Bewegungsmuster in der Funktion der Wirbelsäule stellen die transversalen Rotationsbewegungen der einzelnen Wirbelkörper im Gang im Verhältnis zu den einzelnen Gangphasen dar (8).

Diese Ganganalyse setzt eine komplexe Messtechnik voraus, die die Rotationen aller Wirbelkörper in Relation zum Gangzyklus einzeln detektieren kann. Die Komplexität der Messtechnik ist der Grund dafür, dass Messdaten von Wirbelkörperrotationen im Gang in der Literatur nur selten zu finden sind. Bisher lieferte die Literatur nur grundlegende funktionelle Bewegungsverhalten einzelner Wirbelsäulenabschnitte während des Gehens (3, 9-12). Eine detaillierte Analyse des intra- und interindividuellen Bewegungsmuster einzelner Wirbelkörper wurde hier nicht vorgenommen. Eine solche Analyse wäre mit einer röntgenbasierten Messtechnik aufgrund der erheblichen Strahlenbelastung ethisch nicht vertretbar sowie nur in geringem Umfang möglich. Zwar sind für statische Messungen die Röntgenbildgebung immer noch der Standard (13), für dynamische Messungen muss aber auf alternative Messtechniken zurückgegriffen werden.

Als Alternative zur röntgenbasierten Messtechnik wurde die Oberflächentopographie entwickelt, die auch Videorasterstereographie (VRS) bezeichnet wird (14). Hierbei können umfangreiche dynamische Wirbelsäulenmessungen an Probanden durchgeführt werden, ohne dass letztere einer Strahlenbelastung ausgesetzt werden. Die Methode basiert auf einer optischen Technik, bei der ein Lichtmuster auf den Rücken des Probanden projiziert wird und die Rotationsausrichtung der einzelnen Wirbelkörper indirekt aus der 3D-Form der Körperoberfläche abgeleitet wird. Der Rotationsausschlag kann dabei in allen drei Koordinatenrichtungen bestimmt werden, d. h. in der Frontal-, Sagittal- und Transversalebene.

Mit diesem neuen Messverfahren wurde eine aktuelle Studie zur Ganganalyse von 201 gesunde Probanden der allgemeinen Bevölkerung durchgeführt (2). Die Messergebnisse dieser Studie zeigen, dass der Zeitpunkt der maximalen Beckenrotation während des Gehens bei den gesunden Probanden keiner Normalverteilung folgt. Die Zeitpunkte erstrecken sich nämlich von kurz vor dem Initialkontakt bis etwa 35 % eines Standardisierten Gangzyklus (SGZ). Der optimale Zeitpunkt der maximalen Beckenrotation während des Gehens ist soweit bekannt noch nicht umfassend erforscht worden. Diese Forschungslücke soll nun durch diese vorliegende prospektive Querschnittsstudie unter Verwendung der Videorasterstereographie durch die Analyse der Beckenrotation der Leistungssportler während des Gehens weiter erschlossen werden.

2 Literaturdiskussion

Für das Verständnis dieser Studie sind grundlegende Kenntnisse der Messtechnik der Videorasterstereographie und der Bewegungsphysiologie des Beckens während des Gehens nötig. Ein besonderer Fokus wird auf die intra- und interindividuellen Bewegungsmuster einzelner Wirbelkörper und des Beckens im Gang der Referenzstudie dieser Forschungsarbeit gelegt.

2.1 Bewegungsphysiologie des Beckens

Die Bewegungsphysiologie des Beckens befasst sich mit der Funktionsweise und den Bewegungen des Beckens in den drei Körperebenen. Das Becken ist eine komplexe Struktur, die aus mehreren Knochen, Muskeln, Bändern und Gelenken besteht (15). Es bildet die Verbindung zwischen dem Rumpf und den unteren Extremitäten und spielt eine wichtige Rolle bei der Stabilisierung und Fortbewegung des Körpers (16). Um die Bewegungen des Körpers besser verstehen zu können, werden die Bewegungen in der Sagittalebene, der Frontalebene und der Transversalebene betrachtet (Abbildung 1) (17).

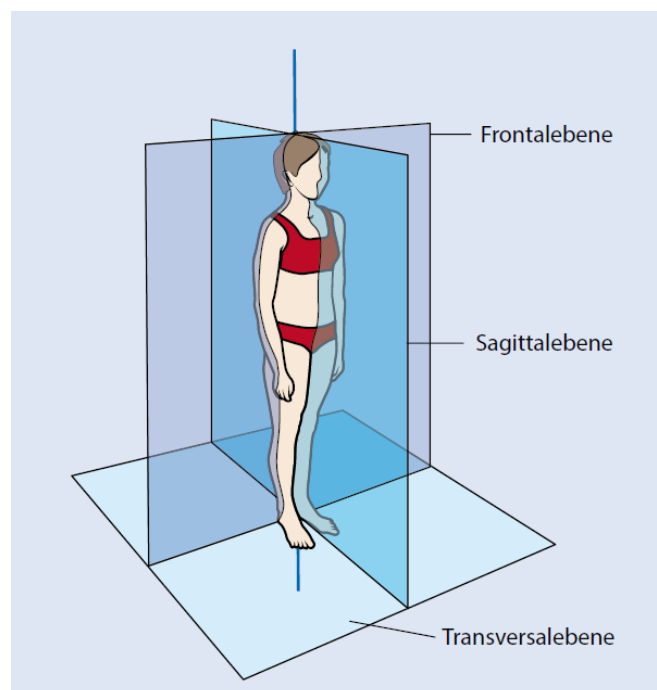


Abbildung 1: Die drei Hauptebenen des menschlichen Körpers: Frontalebene (lila), Sagittalebene (blau), Transversalebene (türkis) (17)

Die dreidimensionalen Bewegungen des Beckens während des Gehens reduzieren die Auslenkungen des Körperschwerpunkts und sorgen somit für eine Energieeinsparung während des Gehens (8). Sowohl die Beckenabsenkung von 4–7° in der Frontalebene also auch die Beckenkipfung von 4° in der Sagittalebene verhindern eine zu große vertikale

Anhebung des Körperschwerpunkts (8). Die Rotation des Beckens in der Transversalebene während des Gehens, die sich aus 5° Vorwärtsrotation und 5° Rückwärtsrotation zusammensetzt, bewirkt eine Reduktion der vertikalen Absenkung des Körperschwerpunkts (8) (Abbildung 2). Somit wird der benötigte Energieaufwand zum Gehen reduziert.

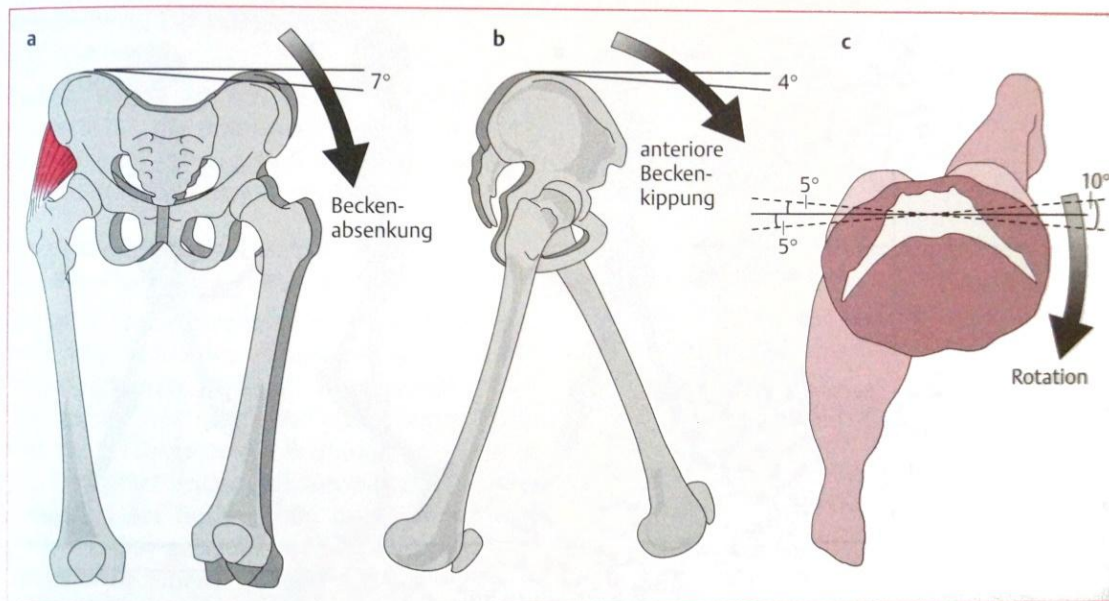


Abbildung 2: Dreidimensionale Bewegungen am Becken beim Gehen. a. Beckenabsenkung. b. anteriore Beckenkipfung. c. transversale Beckenrotation (8)

2.2 Die Messtechnik der Videorasterstereographie

Im folgenden Abschnitt wird die Funktionsweise der statischen und dynamischen Videorasterstereographie erläutert, um ein verbessertes Verständnis der Messmethode zu ermöglichen.

2.2.1 Methode der Videorasterstereographie

Die Rasterstereographie ist ein nicht-invasives, optisches Messverfahren, welches zur visuellen dreidimensionalen Oberflächenvermessung des Rückens angewendet werden kann. Grundlage der Technik ist das Prinzip der Stereophotogrammetrie und der Triangulation. Dabei projiziert ein Lichtprojektor ein parallel verlaufendes Linienraster auf die Rückenoberfläche des Probanden, welches von einer Kameraeinheit erfasst wird. Die Daten werden anschließend in eine Software übertragen. Dort werden die durch die Rückenoberfläche des Probanden deformierten Linien so analysiert, dass ein dreidimensionales Oberflächenprofil des Rückens rekonstruiert werden kann. Durch die Verwendung von Farben können konvexe und konkave Stellen des Oberflächenreliefs des

Rückens visuell sichtbar gemacht werden. Mithilfe der erfassten Daten zum Oberflächenrelief des Rückens kann eine spezielle Computersoftware die Position der unter der Rückenoberfläche befindlichen Wirbelsäule ermitteln und ein dreidimensionales Wirbelsäulenmodell erstellen. (18)

Zur Erfassung der Oberfläche durch das System werden jedoch standardisierte Fixpunkte am Rücken benötigt. Dies sind der konvexgewölbte Vertebra Prominens (VP) und die konkavgewölbten Lumbalgrübchen. Anhand der Symmetrielinie, die vom VP bis zur Mitte der Verbindungslinie der beiden Lumbalgrübchen verläuft, und der Wirbelkörperrotation, die aus der Oberflächenrotation des Rückens berechnet wird, können Rückschlüsse auf skoliotische und kyphotische Krümmungen der Wirbelsäule gezogen werden (19).

2.2.2 Vergleich der Videorasterstereographie mit konventionellem Röntgen

Untersuchungen zeigten, dass für bestimmte Wirbelsäulenparameter die statische Rasterstereographie eine hohe Korrelation mit konventionellen Röntgenbildern aufweist. So wurde in einer prospektiv angelegten Vergleichsstudie mit 95 Patienten mit idiopathischen Skoliosen oder skoliotischen Fehlhaltungen gezeigt, dass es eine gute Übereinstimmung zwischen den beiden bildgebenden Verfahren bei Cobb-Winkeln $< 50^\circ$ gibt (19). Weitere Untersuchungen zeigten im Stand nur eine geringe Abweichung von 4 mm der rasterstereographisch ermittelten Mittellinie der Wirbelkörper und eine geringe Abweichung von 3° der segmentalen Wirbelkörperrotation im Vergleich zur radiologischen Bildgebung (20). Auch bei der Erfassung des Kyphose- und Lordosewinkels in Normalhaltung ergibt sich eine typische Messabweichung von 3° im Vergleich zur radiologischen Winkelbestimmung (21). In der Verlaufskontrolle von Skoliose-Patienten konnte eine ausgeprägte Korrelation zwischen rasterstereographischen und radiologischen Ergebnissen bezüglich des Ausmaßes der Wirbelkörperrotation sowie der Seitenabweichung festgestellt werden (22). Eine deutlich geringere Korrelation zeigten Ergebnisse bei ausgeprägtem Übergewicht (BMI > 30) und bei stark asymmetrischem Muskelrelief (23). Weiterhin ergaben sich erhebliche Messabweichungen bei schwergradiger Skoliose (Cobb-Winkel > 50). Diese beschriebenen Messabweichungen entstanden dadurch, dass das Formetric®-System bei der Rekonstruktion der Wirbelsäule von durchschnittlichen anatomischen Strukturen ausgeht, da es selbst die knöchernen Strukturen nicht erkennen kann (24).

Die statische Rasterstereographie bietet für die Beurteilung von Wirbelsäulendeformitäten eine strahlenfreie Alternative zur konventionellen radiologischen Bildgebung (25). Einige Studien, die die Messtechnik bei statischen Analysen untersuchten, zeigten, dass das Verfahren bei der Analyse der Wirbelsäulenhaltung anhand der Rückenoberflächentopographie im Vergleich zum klinischen Goldstandard (Röntgenbildgebung) valide sowie zuverlässig ist (26, 27). Die Rasterstereographie ersetzt zwar nicht die radiologische Diagnostik, sie kann aber sinnvoll im klinischen Alltag zur Reduktion von Strahlenbelastung eingesetzt werden. In den letzten Jahrzehnten wurde sie so bereits für das Screening auf mögliche Haltungsanomalien (23) oder die Verlaufskontrolle von Skoliosen verwendet (22).

2.2.3 Rasterstereographie als Instrument zur wirbelsäulenspezifischen Ganganalyse

Mit dem auf der Rasterstereographie basierenden Bewegungsanalysesystem DIERS formetric III 4D der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität (JGU) Mainz steht ein Gerät zur Verfügung, das sich technisch zur intersegmentalen dreidimensionalen Analyse von Wirbelsäulenbewegungen während des Gehens eignet. Die Rückenoberfläche kann während des Gehens auf einem Laufband bei unterschiedlichen Gehgeschwindigkeiten mithilfe der rasterstereographischen Technik vierdimensional erfasst sowie analysiert werden. Mithilfe der vierten Dimension, der zeitlichen Komponente der Messung, ist es durch das Untersuchungsgerät möglich, auf die tieferliegenden Positionen der Wirbelkörper und des Beckens in Relation zum Gangzyklus zu schließen, ohne dabei konventionelle Röntgenstrahlen zu benutzen (28). Die Durchführung der rasterstereographischen Datenerhebung geschieht auf einem Laufband, um den Abstand zwischen dem Lichtprojektor und dem Probanden über die Dauer der Aufnahme konstant zu halten. So kann das Kamerasystem die projizierten Linienmuster auf dem Rücken adäquat erfassen und eine Oberflächentopografie des Rückens erstellen.

Betsch et al. führten eine Vergleichsstudie durch, in der die Genauigkeit der vierdimensionalen, dynamischen Rasterstereographie mit dem Formetric®-System (Formetric 4Dmotion® System der Firma DIERS International GmbH, Schlangenbad) in der Erkennung anatomischer Marker und der Erfassung der dazwischenliegenden Abstände untersucht wurde (14). Die Daten wurden unter anderem unter dynamischen Bedingungen bei unterschiedlichen Gehgeschwindigkeiten (1,5 km/h, 3 km/h, und 6 km/h) auf einem Laufband erfasst und mit den Daten des VICON-Systems (Goldstandard) verglichen. Zur Durchführung des Vergleiches wurde bei beiden Messsystemen unter dynamischen Bedingungen die Abstände zwischen den beklebten anatomischen Fixpunkten gemessen. Dabei wichen die Messdaten des Formetric®-Systems durchschnittliche nur 0,43–3,57 mm (0,12–0,77 %) von denjenigen des VICON Systems ab, was statistisch gesehen nicht signifikant war. Das Formetric®-System ist somit

mit Hilfe der Rasterstereographie in der Lage, die anatomischen Fixpunkte auf dem Rücken des Probanden während des Gehens wie das VICON-System zu erfassen.

Gipsman et al. untersuchten die Reproduzierbarkeit der Messdaten von gesunden Probanden während des Gehens, die mit dem Formetric 4Dmotion® System gewonnen wurden (29). Die klinischen relevanten Parameter wie der maximale und minimale Kyphose- und Lordosewinkel, die Rotation von Brustwirbelkörper 4 (T4) und Lendenwirbelkörper 1 (L1), die Rumpflänge und die Beckenrotation wiesen eine Reproduzierbarkeit mit einer Standardabweichung von 0,51–2,3° auf. Diese geringe Standardabweichung, die vergleichbar mit den Messabweichungen des VICON-Systems ist, zeigt, dass das Formetric®-System eine alternative Methode zur Erfassung von klinischen relevanten Parametern darstellt (30).

Obwohl die Genauigkeit der gemessenen Rotationswerte auf Höhe der Wirbelkörper in allen drei Körperebenen noch nicht bestätigt wurde, ist das Formetric®-System trotzdem in der Lage, Messdaten für den klinischen Einsatz im Bereich der funktionellen wirbelsäulenspezifischen Ganganalyse zu erfassen. Da die Vergleichsstudie ebenso mit demselben auf der Rasterstereographie basierenden Bewegungsanalysesystem durchgeführt wurde, hat die Studie den Vorteil, dass die Ergebnisse vergleichbar sind, und dass die daraus gewonnenen Erkenntnisse für die klinische Praxis und auch für weitere Forschungen ohne Einschränkungen verwendet werden können.

2.3 Ganganalyse

Im folgenden Abschnitt wird der Schwerpunkt auf die bestehende Fachliteratur zur Ganganalyse bei gesunden Probanden aus der allgemeinen Bevölkerung sowie bei Sportlern gelegt. Dabei findet die Ganganalyse der gesunden Probanden der Referenzstudie besondere Berücksichtigung.

2.3.1 Ganganalyse im Allgemeinen

Die Ganganalyse des Menschen ist ein wichtiges Forschungsgebiet, um die menschliche Bewegungsphysiologie in seiner Gesamtheit verstehen zu können. Deswegen haben bereits viele bekannte Wissenschaftler systematische Ganganalysen durchgeführt, um physiologische Bewegungsmuster des Menschen objektiv festlegen zu können (5, 31). Nur durch das Verstehen von physiologischen Gangparametern, können anschließend Pathologien im Gehen detektiert werden. Zu Beginn war die bloße Beobachtung mit dem Auge das gewählte Mittel um Gehbewegungen ohne technische Hilfsmittel erkennen und beschreiben zu können (9, 32, 33). Da aber beim Gehen viele Körperteile des Menschen

gleichzeitig verschiedene Bewegungen durchführen (5), ist das Hinzufügen technischer Hilfsmittel unerlässlich. Nur so lassen sich, einzelne Körperteile in ihren Bewegungen differenziert voneinander beschreiben. Dank des fortlaufenden technologischen Fortschritts und der stetigen Verbesserung von Messtechniken wurde die menschliche Bewegungsphysiologie wiederholt neu untersucht, um neue Erkenntnisse über die Funktionsweise des menschlichen Ganges zu erlangen (31).

Die Brüder Wilhelm und Eduard Weber haben bereits 1836 die Mechanik des menschlichen Gehens durch Beobachtungen und Messungen von Bewegungsabfolgen beschrieben (9). Dabei wurde das bis heute noch angewandte Konzept eines Gangzyklus innerhalb eines Gehvorganges erarbeitet, bei dem der Gangzyklus in die Gangphasen Schwung- und Standphase unterteilt wurde. Suppé et al. beschreiben die erste Gangphase eines Gangzyklus als Standphase, die mit dem Initialkontakt des Fußes am Boden beginnt. Nach dem Durchlaufen der einzelnen, auf den Initialkontakt des Fußes folgenden Unterphasen der Standphase, beginnt nach ca. 60 % des Gangzyklus die Schwungphase, die mit der terminalen Schwungphase desselben Fußes endet (Abbildung 3) (5). Darauf beginnt der Gangzyklus wieder von vorn.

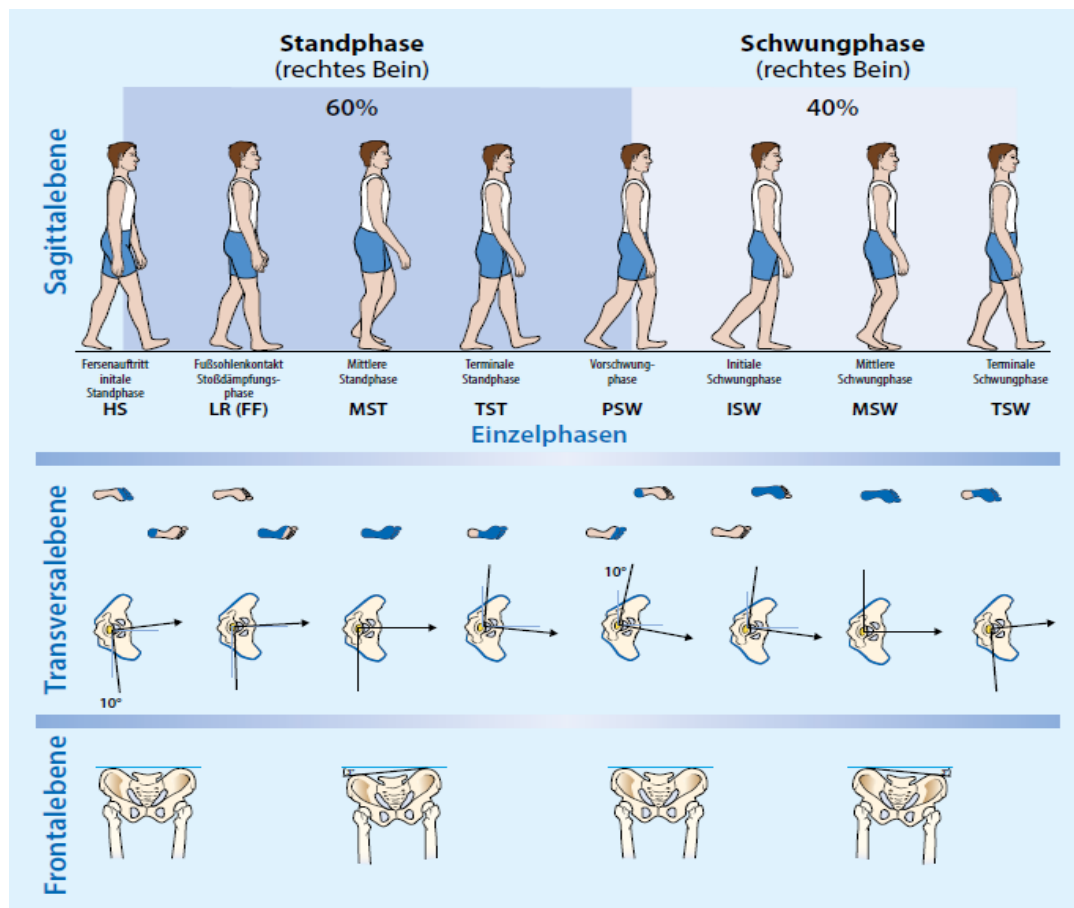


Abbildung 3: Einzelphasen des Gangzyklus in der Sagittalebene. Beckenbewegungen abhängig vom Gangzyklus in der Transversalebene und Frontalebene. (5)

Durch die Definition eines Gangzyklus konnten nun Bewegungsabläufe einzelner Körperteile differenziert und in Relation zueinander während der einzelnen Gangphasen beschrieben werden. Die meisten klinischen Studien haben jedoch in der Vergangenheit hauptsächlich die Bewegungsmuster der unteren Extremitäten analysiert und erforscht (34-45). Komplexe Bewegungsanalysen der Wirbelsäule und ihrer Segmente waren aufgrund technischer Einschränkungen nicht möglich. Dies führte dazu, dass die komplex aufgebaute Wirbelsäule mit ihren 23 Bewegungssegmenten meistens nur als eine Einheit angesehen wurde, und dass sich die Untersuchungen lediglich auf die Bewegung des Rumpfes im Gang in Bezug auf die Beckendynamik beschränkten (46). Um die Funktion und Aufgabe des Rumpfes und des Beckens beim Gehen verstehen zu können, ist allerdings die Analyse des Rotationsverhaltens einzelner Wirbelkörpersegmente und des Beckens von entscheidender Bedeutung.

In der Vergangenheit wurden bereits einige Parameter der Wirbelsäulen- und Beckendynamik in der transversalen Ebene im Gang von einigen Forschern untersucht und beschrieben (3, 11, 12, 47, 48). Bisher wurde angenommen, dass die maximale Beckenrotation in einem Gangzyklus zu Beginn des Initialkontaktes stattfindet, und dass das Becken am Ende der Standphase des Referenzbeines seine maximale Gegenrotation erreicht (10). Ferner wurde bisher beschrieben, dass bei zunehmender Gehgeschwindigkeit bis ca. 5 km/h beim Initialkontakt des rechten Fußes in der Standphase eines Gangzyklus eine Beckenrotation in der Transversalebene gegen den Uhrzeigersinn und gleichzeitig eine gegenphasige Rotation des Rumpfes mit dem Uhrzeigersinn stattfindet (3, 4, 11, 49) (Abbildung 4). Die Ergebnisse einer Studie zur Grundlagenforschung von Rotationsbewegungen der Wirbelkörper und des Beckens während des Gehens deuten darauf hin, dass das bisherige Gangmodell hinsichtlich des Zeitpunkt und der Dynamik der transversalen Rotationen überdacht werden muss (2).



Abbildung 4a-c: Das Becken rotiert beim Gehen gegen den Uhrzeigersinn, gegenphasige Rotation des Rumpfes mit dem Uhrzeigersinn. a. von vorn, b. von hinten, c. schematische Darstellung (5)

Gregersen et al. (3) ermittelten mittels invasiver Messtechnik durch das Setzen von Stiften in die Wirbelkörper und anschließender Messung der Rotationsbewegungen mit Hilfe eines Drehungsmessgerät, dass sich der Umschlagspunkt der transversalen Rotationsachse, an dem sich die Rotationsrichtung von links nach rechts umkehrt, auf der Höhe von Brustwirbelkörper 7 (T7) befindet. Dies würde bedeuten, dass auf der Höhe von T7 keine oder nur eine geringe Bewegung beobachtet werden kann, und dass dieser Bereich somit dynamisch stabil ist. Weiterhin wurde beschrieben, dass das Becken und die Lendenwirbelkörper beim Initialkontakt im Sinne einer funktionellen Einheit nach vorne rotieren. Anschließend soll die Amplitudenhöhe der Rotation der Brustwirbelkörper unterhalb von T7 bis zum Umschlagspunkt kontinuierlich abnehmen, während die Gegenrotationsamplitude der Brustwirbelkörper oberhalb von T7 zunehmen und am ersten Brustwirbelkörper ihr Maximum erreichen soll. (3)

Needham et al. kamen unter der Anwendung der 3D-Cluster-Technik, bei der Marker über die Dornfortsätze von Brustwirbelkörper 3 (T3), 8 (T8) und Lendenwirbelkörper 3 (L3) platziert wurden, zum selben Ergebnis, dass der mittlere Brustwirbelkörper dynamisch stabil ist und keine Bewegung beim Gehen aufweist (4). Suppé und Bongartz unterstützen diese Annahmen, indem sie beschreiben, dass der „frontotransversale Brustkorbdurchmesser“, was ungefähr T7 entspricht, im Gehen rechtwinklig zur Bewegungsrichtung dynamisch stabilisiert ist und keine Gelenkbewegungen aufweist (5).

Brujin et al. analysierten mittels 3D-Cluster von Infrarot-LEDs und Kamertechnik die transversale Becken- und Thoraxrotation in Relation zu den Bewegungsmustern der oberen Extremitäten (6). Dabei kamen sie zum Ergebnis, dass die Rotationsbewegungen des Thorax, gemessen an T6, stets gegenphasisch zur Vorwärtsbewegung des Beckens verläuft, während die Beckenrotation mit zunehmender Geschwindigkeit von 2 bis 5,4 km/h von gegenphasisch zu phasengleich übergeht. Dies gibt einen Hinweis darauf, dass auf der Höhe des mittleren Brustkorbes im Gegensatz zu den vorhergegangenen Studien Rotationsbewegungen stattfinden.

Die Diskrepanz der Messungen und Angaben über das Rotationsverhalten der Wirbelsäule zeigen, dass die Details über das Rotationsverhalten noch nicht eindeutig erforscht sind.

2.3.2 Ganganalyse im Spezifischen von Freizeit- und Leistungssportlern

Die bisherigen Ganganalysen von Sportlern konzentrieren sich größtenteils auf die Kinematik der Gelenke der unteren Extremitäten (34, 50). Auf die Analyse der Becken- und Rumpfdynamik von Sportlern während des Gehens wurde in der Vergangenheit noch nicht viel Wert gelegt. Die meisten Studien untersuchen die Beckendynamik von Sportlern beim Laufen und nicht beim Gehen (51-55). Deswegen sind in der Literatur wirbelsäulen- und beckenspezifische Ganganalysen von Sportlern, die die Bewegungsmuster der einzelnen Wirbelkörper und des Beckens erfassen und in Relation zum Gangzyklus stellen, bisher, zumindest soweit bekannt, noch nicht erfolgt.

Schache et al. führten eine Studie mit 20 gesunden männlichen Läufern auf einem Laufband durch und untersuchten die Lendenwirbelsäulen- und Beckenrotation bei einer Laufgeschwindigkeit von 14,4 km/h mit Hilfe eines VICON Bewegungsanalysesystems. Die Analyse ergab, dass das Becken während der Standphase unterschiedliche Rotationsbewegungen durchläuft. Beim Initialkontakt zeigte sich eine Rotation zur gleichen Seite des aufsetzenden Beins (ipsilaterale Rotation), während am Ende der Standphase eine entgegengesetzte Rotation zur gegenüberliegenden Körperseite (kontralaterale Rotation) festgestellt wurde. Die durchschnittliche Amplitudenhöhe der Beckenrotation lag zu Beginn des Initialkontaktes bei $3,9^\circ (\pm 2,5^\circ)$ und erreichte bei 10,2 % ($\pm 5,8$ %) eines Laufzyklus ein Maximum von $7,2^\circ (\pm 3,5^\circ)$. Hier zeigt sich, dass die maximale Beckenrotation beim Laufen nicht um den Initialkontakt liegt, sondern bei ca. 10,2 % eines Laufzyklus. (55)

Whitcome et al. untersuchten mit Hilfe eines videobasierten Bewegungsanalysesystems die Gangprofile von 30 gesunden Sportlern und Freizeitläufern auf einem Laufband. Bei den Männern konnte eine durchschnittliche maximale Beckenrotation von $7,20^\circ$ mit einer Standardabweichung von $3,98^\circ$ bei einer Gehgeschwindigkeit von 4,5 km/h festgestellt werden (48). Bei den Frauen wurde eine größere maximale Beckenrotation als bei den Männern ermittelt. Die Autoren vermuten, dass Frauen ihr breiteres Becken möglicherweise dazu nutzen, die Schrittlänge im Verhältnis zu ihren kürzeren Gliedmaßen zu erhöhen, indem sie das Becken stärker rotieren. Dadurch erreichen Frauen eine größere Schrittlänge im Verhältnis zu ihren Beinen als Männer. Dies könnte darauf hinweisen, dass die erhöhte Beckendynamik ein effizientes Bewegungsmuster in Hinblick auf die Schrittlänge und den Energieverbrauch ist. Mit zunehmender Gehgeschwindigkeit (bis 6,3 km/h) erhöhte sich auch die Amplitude sowohl bei den Männern als auch bei den Frauen. Diese Ganganalyse von Sportlern zeigt, dass die Läufer eine durchschnittliche höhere maximale Beckenrotation als gesunde Probanden der allgemeinen Bevölkerung haben. Denn Crosbie et al. führten eine Studie zur Ganganalyse mittels eines automatisierten Videosystems an 108 gesunden Freiwilligen der allgemeinen Bevölkerung durch. Dabei wurde eine durchschnittliche

Beckenrotation von $4^\circ (\pm 2,5^\circ)$ bei einer durchschnittlichen Gehgeschwindigkeit von 4,68 km/h festgestellt (11). Huthwelker et al. kamen unter Verwendung der Videorasterstereografie zu einem ähnlichen Ergebnis und ermittelte eine durchschnittliche Beckenrotation von $4,3^\circ$ bei einer Gehgeschwindigkeit von 5 km/h (2).

Liang et al. führten eine Studie mittels videobasiertes Analysesystems an 20 gesunden Männern zwischen 20 und 30 Jahren auf dem Laufband zwischen 1 und 5 km/h durch und untersuchten den Einfluss der transversalen Beckenrotation auf die Schrittlänge (47). Die Erhöhung der Amplitude der Beckenrotation bei steigender Gehgeschwindigkeit ab 3 km/h stellt einen wichtigen Faktor dar, um einen positiven Einfluss auf die Schrittlänge zu nehmen. Je größer die transversale Beckenrotation beim Gehen ist, desto größer ist die Schrittlänge, und somit der Weggewinn. Gleichzeitig führt die Rotation zur Reduzierung von Auf- und Abwärtsbewegungen in sagittaler Ebene des Körperschwerpunkts (56), um möglicherweise den Energieverbrauch zu reduzieren. Außerdem bewirkt eine erhöhte Beckendynamik beim Gehen eine gleichmäßige Bewegungsverteilung der einzelnen Wirbelkörper und überträgt somit die Abstoßimpulse des Fußes über die LWS zur BWS (16). Wird das Becken nicht ausreichend bewegt, führt dies zu einer Hemmung der Bewegung der Brustwirbelkörper und des Brustkorbes. Folge ist, dass zusätzliche Energie benötigt wird, um den Oberkörper in Bewegung zu versetzen und um die dadurch erschwerte Koordination beim Gehen besser kontrollieren zu können (12). Zusätzlich resultiert die beschriebene Einschränkung der Brustkorbdynamik in einer reduzierten Atemeffizienz, was sich negativ auf die Leistung des Gehens und des Laufens auswirkt (16). Diese Annahmen passen zu den bisherigen Messungen der erhöhten Beckendynamik von Sportlern, sodass angenommen werden kann, dass Sportler die erhöhte Beckenrotation nutzen, um die Schrittlänge zu verlängern und den Energieverbrauch zu senken.

Clermont et al. untersuchten in einer Studie, die mit Hilfe eines videobasierten Analysesystems durchgeführt wurde, auf einem Laufband bei 9,72 km/h das Laufmuster von 35 freiwilligen Läufern (57). Die Läufer wurden in 15 normale Freizeitläufer und 20 wettbewerbsfähige Langstreckenläufer unterteilt. Die Wettkampfläufer wiesen dabei eine klassifizierbare Beckendynamik auf. Insbesondere fällt die vordere Beckenneigung bei Wettkampfläufern geringer aus, sodass der Körperschwerpunkt besser platziert ist. Diese spezifische Beckendynamik der Läufer gibt ein Hinweis, dass sich Sportler effiziente Laufmuster durch anhaltendes optimales Training erarbeiten. Weiterhin besaßen die Freizeitläufer verschiedene Laufmuster bei verschiedenen Geschwindigkeiten, während die Wettkampfläufer stets dasselbe Laufmuster beibehielten. Allerdings wurde eine größere maximale Beckenrotation bei den Freizeitläufern (bis ca. $4,8^\circ$) als bei den Wettkampfläufern (bis ca. $3,8^\circ$) festgestellt, wofür keine Erklärung gefunden wurde.

Leroy et al. analysierten verschiedene Gangvariablen von 10 Schwimmern, 10 Basketballspielern und 16 Fußballspielern, wobei alle Probanden rechtshändig waren (58). Die Messungen erfolgten mithilfe des Bessou-Ganganalysator (59). Die Studie zeigte, dass sowohl Basketball- als auch Fußballspieler asymmetrische Gangvariablen aufwiesen, die weder bei den Schwimmern noch bei Nicht-Athleten festgestellt wurden. Insbesondere bei Athleten mit überwiegend einseitigen Bewegungsmustern war die Dauer der Antriebsdoppelstützphase, die Zyklusdauer und die Dauer der späten Schwungphase jeweils auf der rechten Seite länger als auf der linken. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass antizipatorische posturale Anpassungen, die vor einem Sprung oder Schuss erfolgen, das motorische Programm der spontanen Fortbewegung beeinflussen. Darüber hinaus könnten aber die beobachteten Gangasymmetrien auch durch eine asymmetrische Muskelentwicklung bedingt sein.

Yaserifar et al. untersuchten bei 14 Fußballspielern und 16 Nicht-Athleten mithilfe von IMU-Sensoren auf einem Laufband die Gelenkwinkel von Hüfte, Knie und Sprunggelenk während des Gehens (60). Sie kamen zu dem Ergebnis, dass die Fußballer während der mittleren und terminalen Standphase im Vergleich zur Kontrollgruppe eine reduzierte Hüft-Knie-Kopplungswinkel-Variabilität aufweisen. Zusammenfassend, zeigen einseitige Sportarten, wie Fußball, sportartspezifische Gangmuster. Dies gibt ein Hinweis, dass veränderte Gangdynamiken während des normalen Gehens möglicherweise Folge des intensiven Trainings sind. Dagegen zeigen Sportarten mit symmetrischen Bewegungen keine Gangasymmetrien oder unterschiedliche Gangvariablen gegenüber Nicht-Athleten auf.

2.3.3 Ganganalyse mittels Videorasterstereographie

Die Diskrepanz der Messungen und Angaben über das Rotationsverhalten der Wirbelsäule während des Gehens von gesunden Probanden führte zur Entwicklung der vierdimensionalen Videorasterstereographie zur Erfassung von dynamischen Bewegungen (28). Diese Messtechnik ermöglicht es unter anderem, strahlenfrei das Rotationsverhalten der einzelnen Wirbelkörper und des Beckens im Gang in allen drei Dimensionen analysieren zu können.

Huthwelker et al. führten eine prospektive, explorative Querschnittsstudie mit dem auf der Rasterstereographie basierenden Bewegungsanalyzesystem DIERS formetric III 4D (Abbildung 5) an 201 gesunden Probanden zwischen 18 und 70 Jahren durch (2). Die Studie wurde an der Universitätsmedizin der JGU Mainz durchgeführt.



Abbildung 5: Bewegungsanalysesystem DIERS formetric III 4D (61)

Das Ziel dieser Studie war es, Referenzdaten für die rotatorischen Bewegungsmuster jedes Wirbelkörpers von Halswirbelkörper 7 (C7) bis Lendenwirbelkörper 4 (L4) und des Beckens während eines Gangzyklus zu ermitteln. Die Probanden waren zum Zeitpunkt der Datenerfassung gesund sowie schmerzfrei und wiesen in der Vergangenheit keine Operationen oder Frakturen zwischen dem Wirbelsäulensegment C7 und des Beckens auf. Bei jedem Probanden erfolgte eine Ganganalyse auf dem Laufband bei einer Gehgeschwindigkeiten von 2–5 km/h. Jeweils wurden drei komplette Gangzyklen analysiert. Die gewonnenen Messdaten stellten das bisherige funktionelle Verständnis über die Rotationsbewegungen der Wirbelkörper und des Beckens beim Gehen in Frage. Die neuen Messdaten zeigen spezifische Bewegungsverhalten einzelner Wirbelkörper hinsichtlich des zeitlichen Auftretens des maximalen Rotationsausschlages sowie der maximalen Amplitude des Rotationsausschlages.

In erster Linie ergaben die Analysen, dass es auf der Höhe von T7 kein dynamisch stabilisiertes Wirbelsäulensegment gibt. Stattdessen zeigt das Wirbelsäulensegment auf der Höhe von T7 den größten Rotationsausschlag auf (Abbildung 6).

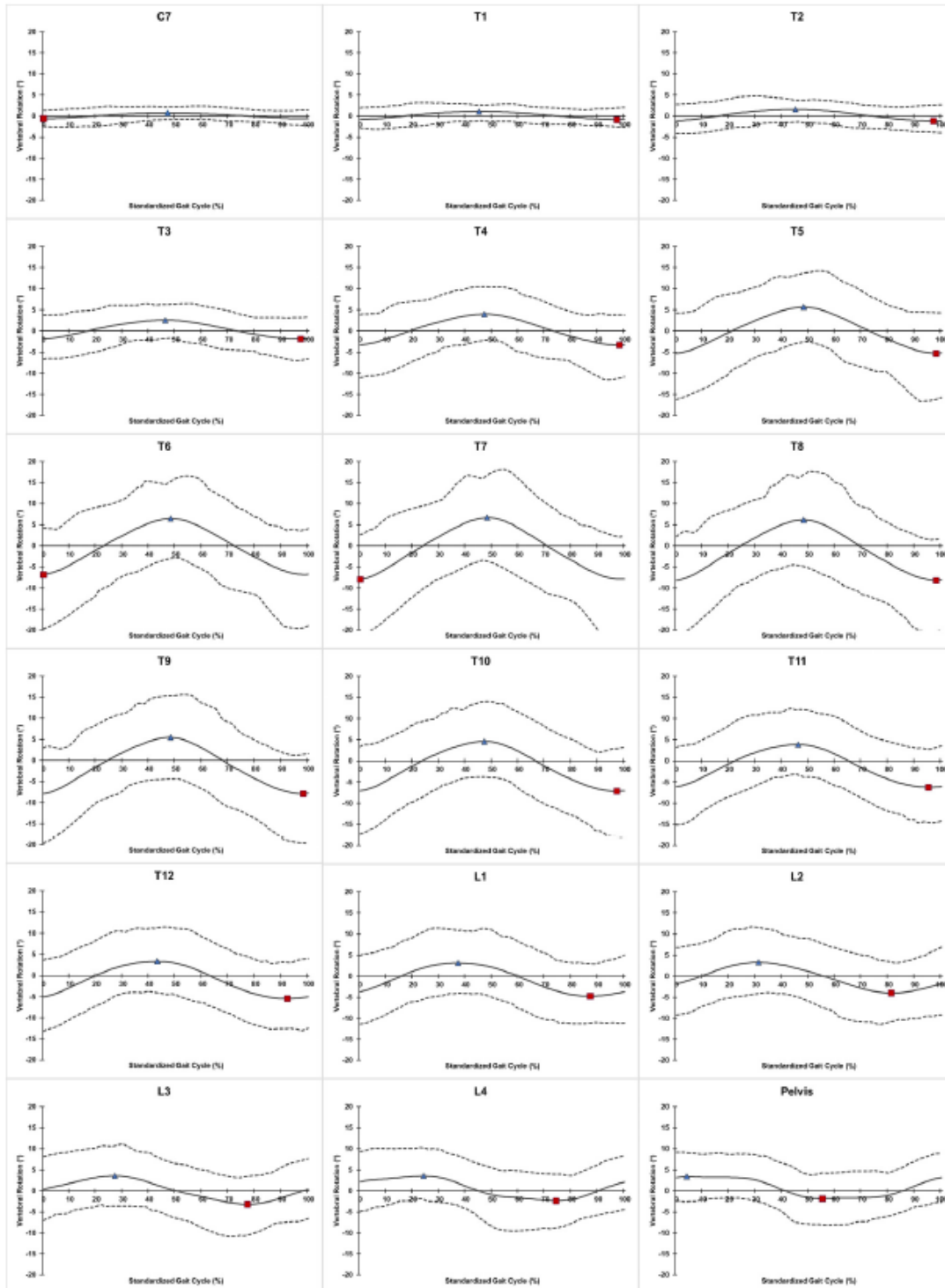


Abbildung 6: Mittelwerte (durchgezogene Linie) und der Bereich zwischen dem 2,5. und 97,5. Perzentil (punktierte Linie) der maximalen Rotation der untersuchten Wirbelkörper und des Beckens aller Probanden ($n = 201$) im Standardisierten Gangzyklus. Die Drehbewegung der Wirbel und des Beckens ($^{\circ}$) wird auf der y-Achse dargestellt (Bereich: $-20^{\circ}/+20^{\circ}$), die Zeit des Auftretens innerhalb des Gangzyklus wird auf der x-Achse dargestellt (Bereich: $0\%/+100\%$). (2)

In der Abbildung 6 nimmt die Amplitude des Rotationsausschlages im Verlauf der Wirbelsäule von C7 bis T7 stetig zu und sinkt dann bis zum Becken wieder ab. Die Rotationsausschläge der Lendenwirbelkörper 1–4 erfolgen beim Beginn eines Gangzyklus mit dem rechten Fuß zeitlich nacheinander gegen den Uhrzeigersinn (Abbildung 7). Die maximale Amplitudenhöhe

der transversalen Rotation ist bei allen vier Lendenwirbelkörper annähernd konstant. Die Brustwirbelkörper rotieren hingegen zur selben Zeit in die entgegengesetzte Richtung und weisen zudem deutliche Unterschiede in den Rotationsamplituden auf. In Abbildung 7 zeigt sich, dass der Brustwirbel T7 bei einer Linksrotation (positive Werte) den größten Rotationswinkel im Vergleich zu den anderen Wirbelkörpern aufweist. Hingegen ist bei einer Rechtsrotation (negative Werte) der Brustwirbel T8 am stärksten rotiert. Der Umschlagspunkt der Rotationsachse, der Point of Intersection, wandert während eines standardisierten Gangzyklus von kaudal nach kranial. Der Umschlagspunkt ist somit eher dynamisch und nicht stabil. Daraus lässt sich ein qualitativ diametral entgegengesetztes Bewegungsverhalten der Lenden- und Brustwirbelsäule ableiten. (2)

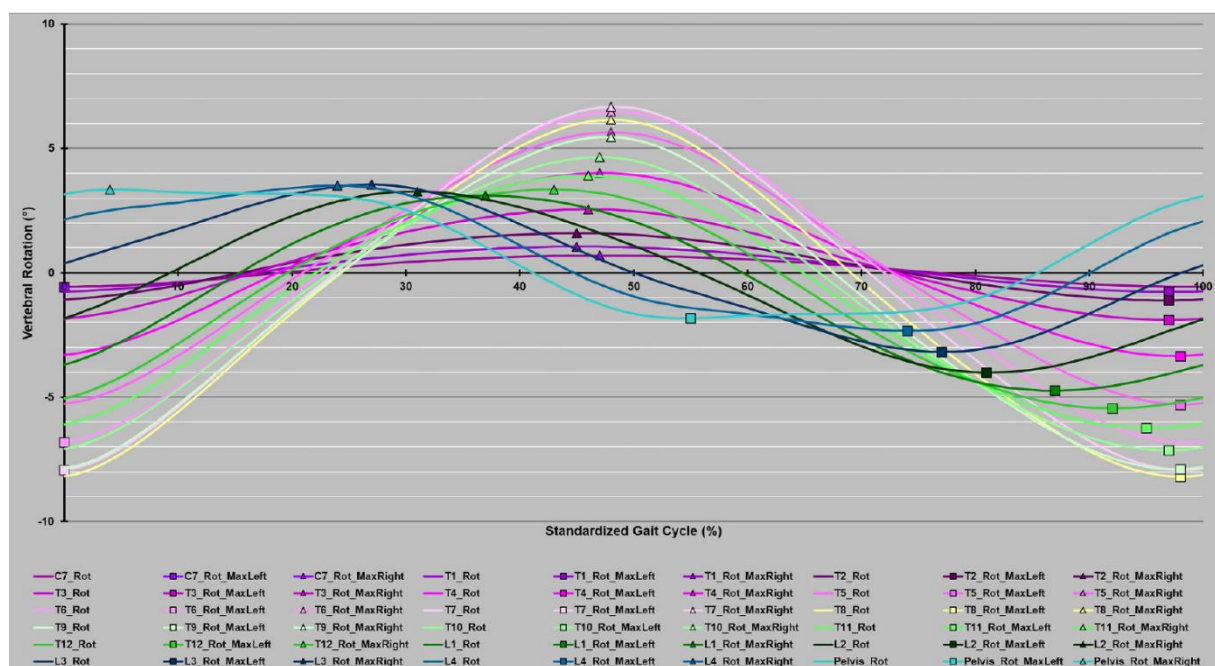


Abbildung 7: Mittelwerte der Rotationsgrade der Wirbelkörper und des Beckens aller Probanden im Standardisierten Gangzyklus bei 5 km/h. Die Drehbewegung der Wirbel (°) wird auf der y-Achse dargestellt (Bereich: -10°/+10°), die Zeit des Auftretens innerhalb des Standardisierten Gangzyklus wird auf der x-Achse dargestellt (Bereich: +1%/+101%). (2)

Die Analyse der Wirbelsäulen- und Beckendynamik zeigt darüber hinaus, dass nicht alle Abschnitte ein einheitliches Bewegungsmuster in der allgemeinen Bevölkerung ergeben. So ergibt sich aus dem Rotationsverhalten des Beckens, dass die Amplitudenhöhe in der allgemeinen Bevölkerung zwar annähernd normalverteilt ist, das zeitliche Auftreten in Relation zum Standardisierten Gangzyklus allerdings weit gestreut ist. Die Streuung der Maxima-Zeitpunkte der Beckenrotation erstreckt sich gleichmäßig von kurz vor dem Initialkontakt bis ca. 35 % eines Standardisierten Gangzyklus (Abbildung 8). Die große Streuung der Zeitpunkte der transversalen Rotation setzt sich von L4 bis L1 fort. Erst die Wirbelkörper T12 bis T7 weisen beim zeitlichen Auftreten der Rotation im Gangzyklus eine Gleichmäßigkeit auf. (2)

Diese neuen Erkenntnisse zum Bewegungsverhalten des Beckens und der Wirbelkörper in einem Gangzyklus erweitert das Verständnis in der Physiologie des Ganges, wirft jedoch gleichzeitig auch neue Fragestellungen im Hinblick auf das optimale physiologische Gangprofil auf. Die neuen Messdaten dieser Grundlagenforschung werden als Vergleichsdaten für das vorliegende Forschungsprojekt der Ganganalyse von Leistungssportlern verwendet.

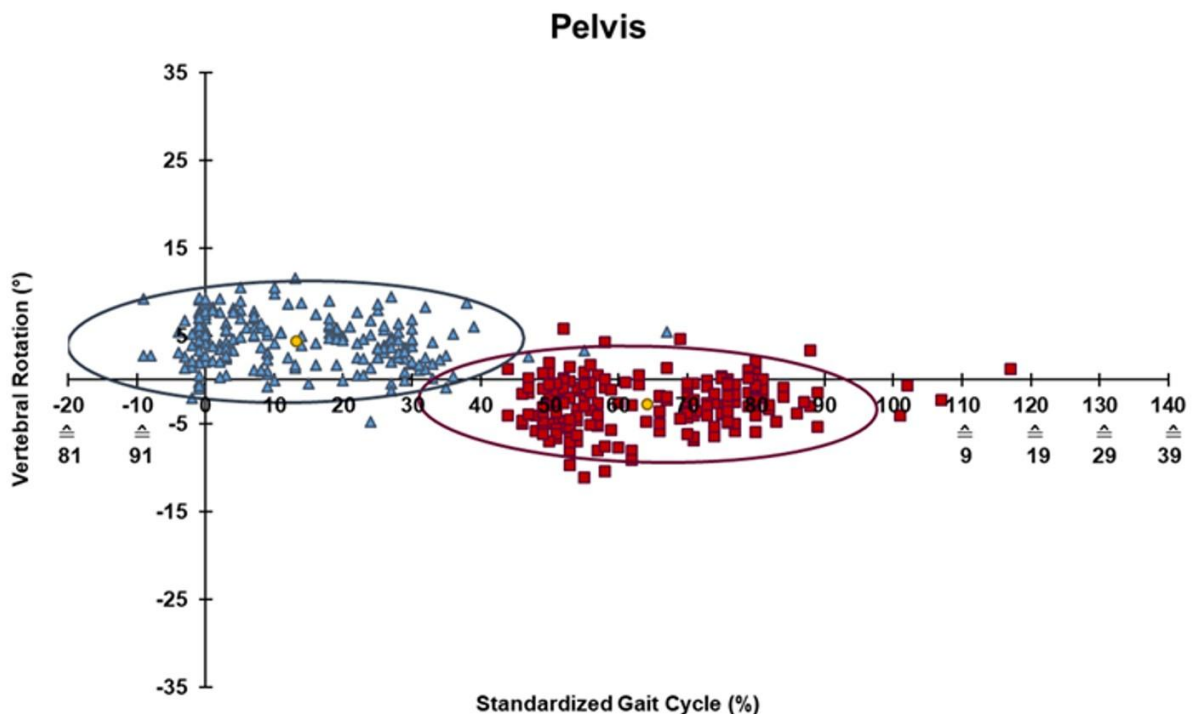


Abbildung 8: Verteilung der Einzelwerte ($n = 201$) für die maximale Beckenrotation nach rechts (rote Quadrate) und links (blaue Dreiecke) in Relation zum Standardisierten Gangzyklus. Die Drehbewegung der Wirbel ($^{\circ}$) wird auf der y-Achse dargestellt (Bereich: $-35^{\circ}/+35^{\circ}$), die Zeit des Auftretens innerhalb des Standardisierten Gangzyklus wird auf der x-Achse dargestellt (Bereich: $-20\%/+140\%$). (2)

Weitere Studien über das intersegmentale Bewegungsverhalten der Wirbelsäule während des Gehens von Probanden mit Rückenschmerzen (62) oder mit einer Knie-Osteoarthritis (63) sind mit Hilfe der Videorasterstereographie bereits erfolgt. Neuere Studien werden in Zukunft aufgrund der immer größer werdenden Bedeutung der Videorasterstereographie in der Analyse der Funktion der Wirbelsäule und der Detektion von Pathologien beim Gehen vermutlich vermehrt erscheinen.

2.4 Problemdarstellung

Im Abschnitt 2.3.3 wurde bereits das Problem in der Forschungsarbeit von Huthwelker et al. erläutert, dass das Rotationsverhalten des Beckens in der allgemeinen Bevölkerung hinsichtlich des zeitlichen Auftretens in einem SGZ keiner Normalverteilung folgt. Dieses Phänomen muss noch erforscht werden. Es stellt sich die Frage, ob die gelieferten Ergebnisse zur normalen individuellen Bewegungsphysiologie des Menschen gehören, und ob Erklärungen dafür gefunden werden können. Weiterhin ist unklar, ob spezielle Gruppen in der allgemeinen Bevölkerung existieren, die ein einheitliches Becken-Bewegungsmuster aufweisen, das einem optimalen physiologischen Gangprofil entspricht.

Diese Fragestellung führt zu der Hypothese, dass die Gruppe der Leistungssportler in der allgemeinen Bevölkerung sowohl ein einheitliches als auch ein effizientes Gangprofil vorweisen können müssten. Die Hypothese wird dadurch begründet, dass Leistungssportler regelmäßig ihren Körper und Bewegungsapparat trainieren, um stets leistungsfähiger zu werden. Das regelmäßige Training wirkt sich auf die Statik des Bewegungsapparates hinsichtlich der Körperhaltung und auch auf die Ausführung dynamischer Bewegungen von Körperteilen aus (8, 16). Gerade Läufer trainieren ihren Bewegungsapparat mit dem Bestreben, standardisierte Bewegungen effizient auszuführen, um eine bestimmte Laufstrecke mit möglichst geringem Energieaufwand in minimaler Zeit zu absolvieren (64).

Aus physiologischer Sicht wäre ein frühes Auftreten der maximalen Beckenrotation um den Initialkontakt während des Gehens effizient. Grund dafür ist, dass es durch die maximale Beckenrotation vor dem Initialkontakt zu einer funktionellen Verlängerung der Beine kommt, woraus eine Vergrößerung der Schrittlänge und dadurch wiederum ein Weggewinn resultiert (8). Folglich ist insbesondere der Zeitpunkt der Ausführung der Beckenrotation ein entscheidender Faktor, um die Schrittlänge positiv beeinflussen zu können (65). Da sich mit zunehmender Gehgeschwindigkeit die Amplitude der Beckenrotation erhöht, und der Beckenschritt infolgedessen einen größeren Prozentsatz der gesamten Schrittlänge ausmacht (65), erlangt die Beckenrotation im Laufverhalten im Hinblick auf die funktionelle Verlängerung der Schrittlänge an Bedeutung. Weiterhin wird durch eine frühe maximale Beckenrotation die Spurbreite reduziert, da das Standbein dann näher an der Spurlinie auftritt (8). Durch die Reduzierung der Spurbreite, wird der Körperschwerpunkt besser über die Unterstützungsfläche platziert, wodurch große laterale Bewegungen des Rumpfes verhindert werden. Folge ist, dass der Gang mehr Stabilität erhält und dadurch weniger Energie verbraucht wird, was bei Leistungssportlern von Vorteil ist (48). Befindet sich die maximale Beckenrotation erst weit nach dem Initialkontakt, so kommt es nicht zur Reduzierung des Energieverbrauchs durch eine verlängerte Schrittlänge und eine minimale Spurbreite.

2.5 Zielsetzung der Ganganalyse

Die vorliegende Grundlagenforschung zielt darauf ab, durch die videorasterstereographische Ganganalyse von Leistungssportlern den Kenntnisstand über das physiologische Gangprofil der Menschen zu erweitern. Bisher lassen die Messdaten der Ganganalyse der allgemeinen Bevölkerung hinsichtlich des Rotationsverhaltens der Wirbelkörper und des Beckens in transversaler Ebene in einem Standardisierten Gangzyklus noch Fragen offen. Im Abschnitt 2.3.3 wurden bereits die sehr individuellen und nicht normalverteilten Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der allgemeinen Bevölkerung in einem SGZ dargestellt. In dieser Dissertation soll durch den direkten Vergleich der Messdaten der allgemeinen Bevölkerung mit denen der Leistungssportler analysiert werden, ob die Ganganalyse der Leistungssportler die Forschungslücke hinsichtlich des physiologischen Gangprofils weiter schließt. Insbesondere soll untersucht werden, ob es einen optimalen physiologischen Zeitpunkt der maximalen Beckenrotation in transversaler Ebene in einem SGZ gibt. Dabei wird im ersten Schritt analysiert, ob die Varianz der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der Leistungssportler signifikant geringer als die der allgemeinen Bevölkerung ist. Stellt sich heraus, dass die Messdaten der Leistungssportler eine annähernde Normalverteilung ergeben, wird im zweiten Schritt untersucht, wo sich die annähernde Normalverteilung in einem SGZ befindet. Dabei ist aufgrund der höheren Effizienz hinsichtlich der Schrittlänge und des Energieverbrauchs zu erwarten, dass die Messdaten der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation sehr früh in einem SGZ um den Initialkontakt normalverteilt sind. Ergeben die Messdaten der Leistungssportler hinsichtlich der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation im Gang eine Normalverteilung, kann das physiologische Gangprofil um diese Erkenntnis erweitert werden.

Das vorliegende Forschungsprojekt könnte zudem Hinweise liefern, ob Leistungssportler durch intensives Training optimierte Bewegungsabläufe in ihr Gangprofil übernehmen und sich somit ein effizienteres Gangprofil erarbeiten.

Weiterhin werden die wirbelsäulen- und beckenspezifischen Bewegungsmuster im Gang innerhalb von Sportdisziplinen verglichen. Dabei soll untersucht werden, ob sich die Ergebnisse der maximalen Beckenrotation der Sportler, die überwiegend Sprintmuster beinhalten (bis 400 Meter Laufstrecke), von denjenigen der Ausdauerläufer (ab 800 Meter Laufstrecke) unterscheiden. Darüber hinaus werden die Zeitpunkte der Beckenmaxima der männlichen und weiblichen Leistungssportler eingehender verglichen.

2.6 Wissenschaftliche Hypothesen der Hauptfragestellung

Auf der Grundlage der vorhergeschilderten Problemdarstellung und Zielsetzung des Forschungsprojekts werden folgende zwei Hypothesen aufgestellt:

1. Die Varianz der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation in einem SGZ der Leistungssportler ist kleiner als die der gesunden Bevölkerung.
2. Die Varianz der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation im Gang der Sprinter unterscheidet sich zur Varianz der Ausdauerläufer.

Die Hypothesen werden bei den Geschwindigkeiten von 4 km/h und 5 km/h geprüft. Zudem erfolgt ein Vergleich der Varianzen innerhalb beider Geschwindigkeiten und Geschlechtern.

3 Material und Methoden

Die vorliegende Forschungsarbeit ist eine prospektive, explorative Querschnittsstudie im Bereich der Grundlagenforschung zur Erhebung von wirbelkörper- und beckenspezifischen Bewegungsmustern im Gang auf dem Laufband. Die Messung erfolgt mittels des auf Rasterstereographie basierenden Bewegungsanalysesystems DIERS formetric III 4D der Universitätsmedizin der JGU Mainz. Das Untersuchungsgerät ist von der Firma DIERS International GmbH, Dillenberweg 4 in 65388 Schlangenbad, und verwendet das Formetric®-System (Messung und Analyse v3.7.1.7) zur Erfassung der Daten. Das System funktioniert nach dem Prinzip der Rasterstereographie und kann zur Erfassung der dreidimensionalen Wirbelsäulenausrichtung für statische und dynamische Messungen angewendet werden. Mittels VRS (DIERS Formetric III 4D als Hauptbestandteil; CE 0535, Serien-Nr.: 303 0315 1152; EU Pat. Nr. 1 718 206 B1) einer im Laufband eingelassenen Fußdruckmessplatte (FDM-T Zebrisplatte) (DIERS pedogait; CE0535; Serien-Nr.: 602 0115 118) sowie zwei lateralen und einer posterioren 2D-Beinachsen-Kamera (CE 0535; Serien-Nr.: 3014 0315 138/3014 0315 139) können somit dynamische Wirbelsäulen- und Beckenbewegungen in allen drei Dimensionen während verschiedener Gehgeschwindigkeiten in Relation zum Gangzyklus berechnet werden.

3.1 Studienpopulation mit Ein- und Ausschlusskriterien

Für die vorliegende Studie waren insgesamt 60 Probanden beider biologischer Geschlechter zwischen 18 und 30 Jahren geplant. Die Probanden sollten seit mindestens zwölf Monaten Leistungssport betreiben und mindestens eine Trainingsfrequenz von fünf Einheiten pro Woche für je mindestens eine Stunde aufweisen. Trainingspausen, wie Urlaubstage oder Verletzungspausen, haben nicht dazugezählt, sodass bei Trainingspausen die geforderte Mindestdauer dementsprechend verlängert wurde. Zwei Trainingseinheiten an einem Tag mit mindestens acht Stunden Pause dazwischen wurden als zwei Trainingseinheiten gezählt. Die Probanden mussten eine Sportart betreiben, in der das Laufen zur Ausübung der Sportart benötigt wird und einen hohen Anteil ausmachte. Die Sportarten, die für die Studie geeignet waren, wurden zu Beginn festgelegt (Tabelle 1).

Die Rekrutierung der Probanden erfolgte zum einen direkt über diverse Sportvereine (Triathlon, Fußball, Basketball und Handball) durch das Versenden des Flyers per E-Mail. Zum anderen wurden Studenten des Instituts für Sportwissenschaft Mainz auf dem Gelände der JGU Mainz mit einem Flyer angesprochen und angeworben. Weiterhin wurden Medizinstudenten durch den Aushang von Flyern auf dem Gelände der Universitätsmedizin Mainz rekrutiert. Des Weiteren erfolgte die Rekrutierung von Leistungssportler aus der Sportsprechstunde des Zentrums für Orthopädie und Unfallchirurgie der Mainzer Universitätsmedizin.

Tabelle 1: Eingeschlossene Sportarten unterteilt in die Kohorten A und B, sowie in Leichtathletik und Ballsport

Kohorte A: „Sprint“	Kohorte B: „Ausdauer“
Leichtathletik:	Leichtathletik:
Sprint	Mittelstreckenlauf, Langstreckenlauf
Staffellauf, Hürdenlauf, Hindernislauf	Marathon, Halbmarathon, Triathlon
Siebenkampf, Zehnkampf	
Weitsprung, Dreisprung	
Ballsport:	
Fußball, Basketball, Handball	

Die Probanden wurden je nach betriebener Sportart in zwei Kohorten aufgeteilt. Die Kohorte „Sprint“ sollte 30 Sportler beinhalten, die bei der Ausführung ihrer Sportart überwiegend kurze Strecken (Sprints bis 400 m) laufen, wohingegen die Kohorte „Ausdauer“ 30 Sportler umfassen sollte, die überwiegend längere Strecken ab 800 m zurücklegen (Ausdauersport).

Die anfänglich geplante Probandenanzahl in Höhe von 60 Leistungssportlern und das Alter zwischen 18 und 30 Jahren wurden entsprechend der jungen Gruppe der Vergleichsstudie

von Huthwelker et al. festgelegt (2). Für die Studie sind folgende Ausschlusskriterien festgelegt:

1. Probanden, die in den letzten 6 Monaten eine operative Behandlung am Bewegungsapparat erhalten haben bzw. eine Verletzung erlitten haben, die eine Trainingspause von > 3 Wochen verursachte.
2. Probanden, die in den letzten 6 Wochen unter behandlungsbedürftigen Beschwerden am Bewegungsapparat (auch Rückenschmerzen) gelitten haben, die zu einer Konsultation eines Arztes führte und mit rezeptpflichtigen Medikamenten, Physiotherapie, Osteopathie oder anderen Heilmitteln therapiert wurden.
3. Probanden, die am Tag des vereinbarten Untersuchungstermins Schmerzen mit einer Intensität > 0 auf der Numerischen Rating-Skala (NRS) beim Gehen angegeben haben.
4. Probanden, die in ihrem bisherigen Leben bereits eine Operation an der Wirbelsäule (Nukleotomie, Spondylodese etc.) und/oder am Becken gehabt haben, oder eine schwere Becken- und/oder Rückenerkrankung/-verletzung erlitten haben (Diszitis, Wirbelkörperfraktur, Beckenfraktur etc.).
5. Probanden, die Behindertensport betrieben.
6. Probanden, deren Gehgeschwindigkeit und die resultierende Gehstrecke eingeschränkt waren. Die Überprüfung erfolgte im Rahmen eines 2-Minuten Gehtests (2MG). Es wurden
 - a. weibliche Probanden von der Studienteilnahme ausgeschlossen, wenn die erreichte Gehstrecke nach 2 Minuten bei < 180,8 m lag.
 - b. männliche Probanden von der Studienteilnahme ausgeschlossen, wenn die erreichte Gehstrecke nach 2 Minuten bei < 197,2 m lag.
7. Probanden, deren große Gelenke der unteren und oberen Extremität in der aktiven Beweglichkeit eingeschränkt waren. Das Bewegungsausmaß wurde mit einem Goniometer nach der Neutral-Null-Methode überprüft. Probanden wurden von der Studienteilnahme ausgeschlossen, wenn im aufrechten Stand (Angaben in Grad):
 - a. Hüftextension/-flexion: $\leq 20/0/25$
 - a. Hüftabduktion/-adduktion: $\leq 5/0/10$
 - b. Hüftinnenrotation/-außenrotation: $\leq 5/0/10$
 - c. Knieextension/-flexion: $\leq 0/0/60$
 - d. Oberes Sprunggelenk (OSG)-Dorsalextension/Plantarflexion: $\leq 10/0/15$
 - e. Schulterextension/-flexion: $\leq 20/0/25$
 - f. Ellenbogenextension/-flexion: $\leq 0/20/45$

8. Probanden, deren Wirbelsäulenbeweglichkeit eingeschränkt war. Das Bewegungsausmaß wurde durch die Verwendung eines Plurimeters überprüft. Probanden wurden von der Studienteilnahme ausgeschlossen, wenn
 - a. Range of Motion (ROM) in der Frontalebene rechts/links: $\leq 10/0/10$
 - b. ROM in der Transversalebene rechts/links: $\leq 10/0/10$
9. Probanden, die am vereinbarten Untersuchungstermin bei der Testdurchführung des Timed-up-and-Go-Test (TUG) > 12 Sekunden benötigten.
10. Probanden, die bei der Testdurchführung der Back Performance Scale (BPS) ein Testergebnis von ≥ 2 Punkten erreichten.
11. Probanden, die Rückenkontourveränderungen durch große Narben oder Tumore oder durch Tattoos im Messbereich hatten.
12. Probanden, die am Tag des vereinbarten Untersuchungstermins einen Body-Mass-Index (BMI) > 30 kg/m² hatten.
13. Probanden, die am Tag des vereinbarten Untersuchungstermins Schmerzmittel eingenommen hatten.
14. Probanden, die am Tag des vereinbarten Untersuchungstermins unter Erkältungssymptomen litten (Husten, Fieber, etc.) oder eine bestätigte COVID-19-Erkrankung hatten.
15. Probanden, die am Tag des vereinbarten Untersuchungstermins an einem akuten Krankheitsgeschehen, wie Schwindel, Übelkeit, Gleichgewichtsstörungen oder Verletzungen, litten.
16. Probanden, die am Tag des vereinbarten Untersuchungstermins schwanger waren.
17. Probanden, die unter fluktuierenden Krankheitsverläufen (z. B. Multiple Sklerose) litten.
18. Probanden, die am Tag des vereinbarten Untersuchungstermins nicht voll einwilligungsfähig oder einsichtsfähig waren.

3.2 Vortests zur Prüfung der Ausschlusskriterien

Folgende Vortests wurden zum Ausschluss von Probanden von der Studie durchgeführt:

Die BPS diente der objektiven Beurteilung der funktionellen Leistungsfähigkeit der Wirbelsäule. Die Untersuchung beinhaltete funktionelle Tests (Socken-Test, Langsitz-Test, Messung des Finger-Boden-Abstands, Aufhebe-Test, Hebe-Test), die besonders die Funktion und Beweglichkeit der Wirbelsäule bei Alltagsaktivitäten untersuchen. Der Studiendurchführende evaluierte die Qualität der jeweiligen Bewegungsausführungen auf einer Skala von 0-3 und dokumentierte die Ergebnisse auf dem Dokumentationsbogen. Erreichte der Proband im Gesamtergebnis des Tests eine Punktzahl von ≥ 2 Punkten, so wurde er von der Studie ausgeschlossen. Die erhobenen Daten zeigen eine hohe Zuverlässigkeit, wie durch die Intertester-Reliabilität (ICC = 0,99) und die Test-Retest-Reliabilität (ICC = 0,91) nachgewiesen wurde. Zudem besteht eine hohe Korrelation mit dem Funktionsfragebogen Hannover ($r=0,83$), welches auf eine hohe Konstruktvalidität hinweist, insbesondere bei der Erfassung „funktioneller Behinderungen bei Alltagsaktivitäten“. (66, 67)

Die klinische Winkelmessung nach der Neutral-Null-Methode diente der Erfassung der aktiven Beweglichkeit der großen Gelenke der unteren und oberen Extremitäten (Hüftgelenk, Kniegelenk, Sprunggelenk, Schultergelenk und Ellenbogengelenk). Die Messung wurde standardisiert im Stand durch die Verwendung eines manuellen Goniometers durchgeführt (68). Es wurde die für den Probanden maximal mögliche, aktive Beweglichkeit der Gelenke erfasst, die ohne das Auftreten von Schmerzen und/oder Ausweichbewegungen ausgeführt werden kann. Die Testergebnisse wurden mit den unter Punkt 3.1 definierten Ausschlusskriterien verglichen.

Die Messung der Wirbelsäulenbeweglichkeit erfolgte im Stand durch die Verwendung eines Plurimeters in einer zuvor standardisierten Ausgangsstellung für Bewegungen in der Frontal- und Transversalebene. Die Wirbelsäulenbeweglichkeit in der Sagittalebene wurde bereits im Rahmen des BPS im Zuge der Evaluierung des Finger-Boden-Abstandes überprüft. Der Proband wurde gebeten die Arme vor der Brust zu verschränken und anschließend nacheinander eine maximal schmerzfreimögliche Seitneigung nach rechts und links sowie im Anschluss eine maximal schmerzfreimögliche Rotation nach rechts und links durchzuführen und das Becken dabei nicht mizudrehen. Durch das Anlegen eines Plurimeters auf C7 wurde nacheinander die global-kombinierte frontale und transversale Beweglichkeit in der Brust- und Lendenwirbelsäule gemessen (69). Die Testergebnisse wurden mit den unter Punkt 3.1 definierten Ausschlusskriterien verglichen.

Der TUG-Test diente zum Ausschluss von Probanden, die unter starken Beeinträchtigungen des Gleichgewichtes, der Koordination und der Gehfähigkeit leiden (70). Der Proband wurde gebeten, aus sitzender Position von einem Stuhl mit Armlehnen und einer Sitzhöhe von etwa 46 cm aufzustehen und drei Meter in gewohntem Tempo zu gehen. Hilfsmittel waren dabei nicht erlaubt. Am markierten Wendepunkt sollte der Proband sich um 180° drehen und zum Stuhl zurückgehen und sich setzen. Sowohl beim Aufstehen als auch Hinsetzen war das Benutzen der Armlehnen erlaubt. Der Start wurde mittels einer standardisierten Ansage verkündigt („Und Los!“). Der Studiendurchführende stoppte die dafür benötigte Zeit und dokumentierte sie auf dem Dokumentationsprüfbogen. Benötigte der Proband > 12 Sekunden, wurde er von der Studie ausgeschlossen. Gemäß den Erkenntnissen von Bischoff et al. weist eine Zeitdauer von über 12 Sekunden auf eine erhöhte Gangunsicherheit und ein beeinträchtigtes dynamisches Gleichgewicht hin (71). Zudem wird in der Literatur für den TUG-Test eine hohe Intratest-Reliabilität (ICC = 0,91) und Intertest-Reliabilität (ICC = 0,99) angegeben (72).

Der 2-Minuten-Gehtest diente zur Überprüfung der alters- und geschlechtsabhängigen Gehgeschwindigkeit und der daraus resultierenden Gehstrecke. Bei diesem standardisierten Test wurde die maximal mögliche geschlechtsabhängige Gehstrecke des Probanden binnen zwei Minuten ermittelt (73). Hierfür ging der Proband so zügig wie möglich auf einer zuvor abgemessen und markierten Gehstrecke der Länge 15,24 Metern (50 foot) auf ebenem Untergrund. Der Start wurde mittels einer standardisierten Ansage verkündigt („Und Los!“). Der Studiendurchführende stoppte die Zeit von zwei Minuten und machte standardisierte Ansagen, wenn jeweils 1 Minute und 2 Minuten vorbei waren („Es ist jetzt eine Minute vorbei“, „Es sind jetzt zwei Minuten vorbei“). Während dem Gehen wurden die absolvierten Strecken gezählt, woraus anschließend die Gesamtstrecke errechnet und auf dem Dokumentationsprüfbogen dokumentiert wurde. Der Proband wurde von der Studie ausgeschlossen, wenn er es nicht schaffte, in den 2 Minuten mindestens ein Gehstrecke von 180,8 Meter (weibliche Probanden) bzw. 197,2 Meter (männliche Probanden) zu erreichen. Der 2-Minuten-Gehtest zeigt eine hohe Korrelation mit dem weit verbreiteten 6-Minuten-Gehtest auf ($r = 0,93$, $r = 0,968$) (74, 75) und ist somit aufgrund der schnelleren Durchführung in der Klinik und Forschung besonders geeignet.

3.3 Darstellung des Studienablaufs und der Durchführung

Im Aufnahmegespräch vor der Ganganalyse auf dem Laufband wurde die Prüfung der unter Punkt 3.1 beschriebenen Ein- und Ausschlusskriterien durchgeführt. Ergaben sich im Aufnahmegespräch keine Ausschlusskriterien, wurden die unter Punkt 3.2 beschriebenen Vortests nach einem standardisierten Verfahren durchgeführt.

Bei Erfüllen aller festgelegten Kriterien erfolgte eine Gewöhnung des Probanden an das Gehen auf dem Laufband für 3 Minuten bei einer Gehgeschwindigkeit von 3,5 km/h. Bei allen Messungen auf dem Laufband, wurde der Proband gebeten, einen roten Punkt an der vor ihm stehenden Wand mit den Augen zu fixieren. Der rote Punkt war beim Stand auf dem Laufband ca. 38 cm tiefer als die eigene Körpergröße platziert. Nach der Eingewöhnungszeit wurden im Anschluss noch die zwei Messgeschwindigkeiten von 4 km/h und 5 km/h für jeweils 30 Sekunden getestet. Wurden in der Eingewöhnungszeit keine Ausschlusskriterien festgestellt, folgte nun die Vorbereitung auf die eigentliche Datenmessung. Die Reihenfolge der Messgeschwindigkeiten wurde randomisiert durch Ziehen einer Karte mit einer der zwei erforderlichen Gehgeschwindigkeiten (4 km/h und 5 km/h) festgelegt. Vor Beginn der Datenmessung erfolgte die Ermittlung der Körpergröße und das entkleidete Körpergewicht mit kurzer Hose zur Berechnung des BMI. Anschließend wurden zur Erkennung des Rückenprofils durch das Projektorlicht des DIERS formetric III 4D insgesamt 5 anatomische Landmarken mit hautfreundlichen Markern nach einem standardisierten Vorgehen kenntlich gemacht. Diese sind: C7, beide Lumbalgrübchen (Dimple left (DL) und Dimple right (DR)) und beide lateralen Ränder der Acromia.

Die anatomischen Fixpunkte wurden nach einer im MotionLab allgemein gültigen Prozessbeschreibung standardisiert ermittelt und beklebt. C7 wurde bei allen Probanden manuell ertastet und mit einem Marker versehen. Sowohl DL als auch DR waren bei allen Probanden erkennbar und wurden entsprechend markiert. Alle Probanden wurden in kurzer Hose und freiem Oberkörper gemessen, um die Oberflächentopographie mithilfe der Markerpunkte und der Kamera korrekt erfassen zu können. Zur Überprüfung der korrekten Position der Markerpunkte wurde zuerst eine statische Rückenvermessung durchgeführt, um ggf. die Markerpunkte zu korrigieren. Nach bestätigter korrekter Lage der Markerpunkte, wurden deren Positionen für die statische und dynamische Messung nicht mehr verändert.

Nach Sicherstellung der korrekten Markerpositionen wurde zu Beginn eine 6 Sekunden dauernde, statische rasterstereographische Vermessung der Rückenoberfläche im Stand vorgenommen, um die erforderlichen wirbelsäulenspezifischen Bewegungsparameter mit dem DIERS formetric III 4D erheben zu können. Bei der statischen Vermessung mussten die Probanden auf dem Laufband mit 2 m Abstand zur Kamera in neutraler Stellung mit

hängenden Armen an den Seiten stehen und den roten Punkt an der vorstehenden Wand fixieren. Dabei wurden innerhalb von 6 Sekunden ca. 12 Einzelaufnahmen von der Rückenoberfläche mit gleichzeitiger dreidimensionaler Rekonstruktion der Wirbelsäule angefertigt.

Nach der Vermessung der dreidimensionalen Rückenoberfläche erfolgte nun die eigentliche Erhebung der Gangdaten bei den zuvor randomisiert festgelegten Gehgeschwindigkeiten von 4 km/h und 5 km/h. Es erfolgte eine zweiminütige Eingewöhnungszeit zur festgelegten Geschwindigkeit. Der Studiendurchführende machte standardisierte Ansagen, wenn jeweils 1 Minute und 1,5 Minuten vorbei waren („Es ist jetzt 1 Minute vorbei“, „Es sind jetzt 1,5 Minuten vorbei.“). Erst nach zwei Minuten folgte die eigentliche Datenmessung von 6 Sekunden, um mindestens 3 Gangzyklen erfassen zu können. Das System stoppte nach der Aufnahme automatisch das Laufband und verarbeitete die gemessenen Daten. Nach erfolgreicher Speicherung der Daten folgte analog zur ersten Messung die zweite Datenerhebung bei der festgelegten Gehgeschwindigkeit. Bei vorhandenen Messfehlern und groben Artefakten wurde die Erhebung der Gangdaten bei der jeweiligen Gehgeschwindigkeit wiederholt. Im Anschluss wurden die Gangdaten mit den Probanden besprochen. Letztere konnten die Ergebnisse ihrer statischen dreidimensionalen Wirbelsäulenanalyse sowie ihrer dynamischen Fußdruckmessung in ausgedruckter Form mitnehmen.

3.4 Zeitschiene der Studie

Tabelle 2: Zeitschiene der Durchführung der Studie

Datum	Ereignis
23.09.2021	Positives Ethikvotum
22.10.2021	Einschluss erster Proband
01.12.2023	Einschluss letzter Proband

3.5 Statistische Auswertung der Messdaten

Die primäre Zielgröße der Studie ist die Streuung der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation in der transversalen Ebene in Relation zum SGZ. Es wird erwartet, dass die Messungen der Maxima-Zeitpunkte eine annähernde Normalverteilung liefern, sodass die Varianz der Maxima-Zeitpunkte der Leistungssportler im Gegensatz zu der Varianz der gesunden Probanden der allgemeinen Bevölkerung niedriger ausfällt. Für eine Vergleichbarkeit der Daten mit der Referenzstudie wurde eine Fallzahl von 60 Probanden

festgelegt. Die Statistikplanung des Instituts für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik (IMBEI) der Universitätsmedizin Mainz ergab, dass das Verhältnis der Varianz der Leistungssportler zu der gesunden Bevölkerung mindestens 0,635 oder kleiner betragen muss, um eine erwünschte Power von 80 % bei einer Fallzahl von 60 Probanden erreichen zu können (Abbildung 9).

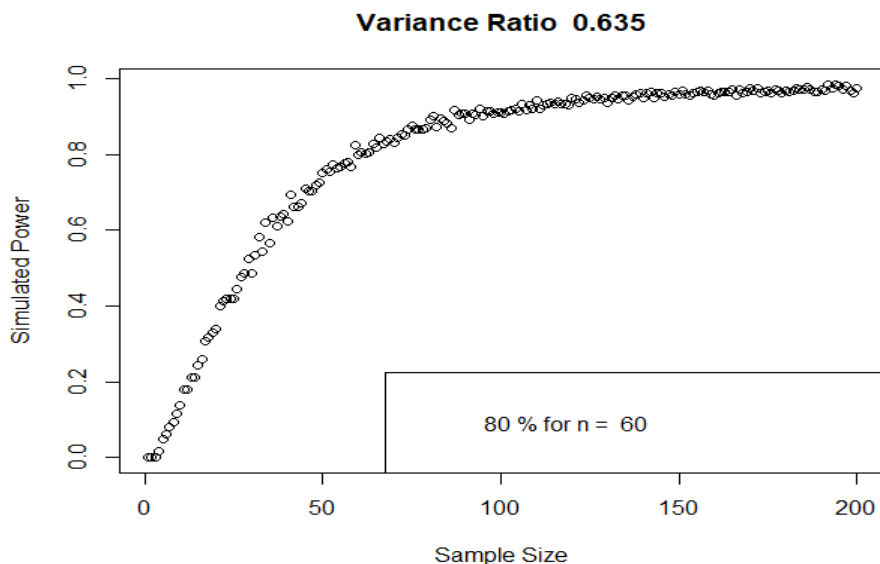


Abbildung 9: Power Analyse für die Fallzahlplanung von $n = 60$. Auf der y-Achse wird die Effektstärke (Power) bei einem Verhältnis der Varianz von 0,635 dargestellt (Bereich: +0,0 %/+100 %). Auf der x-Achse wird die Probandenzahl angegeben (Bereich: +0/+200).

Als primärer Endpunkt wird das Verhältnis der Varianz der Zeitpunkte des Maximums der Beckenrotation der Leistungssportler und gesunden Bevölkerung verglichen. Ist das Verhältnis der Varianz gleich oder kleiner als 0,635, haben die Leistungssportler eine signifikante geringere Streuung der Maxima-Zeitpunkte der Beckenrotation als die gesunde Bevölkerung.

Als sekundärer Endpunkt wird das Verhältnis der Varianz der Zeitpunkte des Maximums der Beckenrotation der Kohorte „Sprint“ und der Kohorte „Ausdauer“ analysiert. Als tertiärer Endpunkt wird die Verteilung der Maxima-Zeitpunkte der Beckenrotation innerhalb eines Standardisierten Gangzyklus untersucht.

Alle Endpunkte werden sowohl bei einer Gehgeschwindigkeit von 4 km/h als auch von 5 km/h analysiert. Zusätzlich wird ein Vergleich der Endpunkte zwischen beiden Geschwindigkeiten vorgenommen.

3.5.1 Datenaufbereitung

Nach dem Erheben der Messdaten, werden die Daten auf mögliche Messartefakte überprüft. Es wird geprüft, ob das System während der gesamten Datenerhebung die Fixpunkte auf dem Rücken des Probanden korrekt erfasst hat und ob es Ausreiser bei den gemessenen Bewegungen der Wirbelsäule und des Beckens gibt. Bei vorhandenen Messartefakten werden die Fehler im Nachhinein mithilfe der Software des Formetric®-System (Export v3.12.0.1) nach Anleitung des Herstellers korrigiert. Diese Korrektur hilft bei einer korrekten Auswertung der Daten.

3.5.2 Datenauswertung

Die statistische Analyse der Daten erfolgt mittels IBM SPSS Statistics (Version 27.0.1.0). Für die Analyse des primären Endpunkts wird die Varianz der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der Leistungssportler ermittelt und ins Verhältnis zur Varianz der Referenzstudie gesetzt.

Zur Ermittlung des sekundären Endpunkts werden die Ergebnisse der Varianz der Zeitpunkte der Beckenmaxima beider Kohorten ins Verhältnis gesetzt. Die Mittelwerte der Zeitpunkte beider Kohorten werden mit Hilfe des T-Tests verglichen.

Für die Auswertung des tertiären Endpunkts werden die mittleren Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der Leistungssportler und der gesunden Bevölkerung mit Hilfe des T-Tests analysiert.

Die visuelle Darstellung der Messwerte wird mithilfe von Microsoft Excel (Version 2018) realisiert.

4 Ergebnisse

In den folgenden Abschnitten werden die Ergebnisse der Studie präsentiert und ausführlich erläutert. Hierbei werden zunächst die biometrischen und sportlichen Merkmale der Probanden sowie die Verteilung der Sportarten beschrieben und graphisch dargestellt.

Im weiteren Verlauf werden die Ergebnisse der dynamischen Messungen auf dem Laufband behandelt. Die Ergebnisse werden dabei sowohl im Vergleich zu den Daten der gesunden Bevölkerung als auch innerhalb der Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“ analysiert und visuell veranschaulicht. Zudem erfolgt ein Vergleich der Ergebnisse innerhalb beider Geschwindigkeiten von 4 km/h und 5 km/h und beider Geschlechter.

4.1 Studienpopulation

Im Folgenden werden die Studienpopulation der gesunden Bevölkerung und der Leistungssportler verglichen. Für diese vorliegende prospektive, explorative Querschnittsstudie wurden insgesamt 40 Leistungssportler beider Geschlechter im Alter von 19 bis 30 Jahren eingeschlossen. Die gesunde Bevölkerung als Referenzgruppe umfasst 67 Teilnehmer im Alter von 18 bis 30 Jahren und stellt eine Teilgruppe der gesamten Kohorte aus der Studie von Huthwelker et al. dar.

Im Durchschnitt sind die Leistungssportler um 2,2 Jahre älter als die Probanden der gesunden Bevölkerung. Zudem beträgt der Anteil männlicher Leistungssportler 67,5 %, während in der Referenzgruppe der gesunden Bevölkerung 34,4 % männlich sind. Die wesentlichen biometrischen Merkmale (Alter, Geschlecht, BMI) der gesunden Bevölkerung, der Leistungssportler und beider Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“ werden in der folgenden Tabelle 3 aufgeführt. Der gemessene p-Wert bezieht sich auf den Zusammenhang mit dem Datensatz der gesunden Bevölkerung.

Ergebnisse

Tabelle 3: Biometrische Merkmale der gesunden Bevölkerung, der Leistungssportler und beider Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“: Alter, Geschlecht und BMI.

Merkmale	Gesunde Bevölkerung (n = 67)	Leistungssportler (n = 40)	Kohorte „Sprint“ (n = 19)	Kohorte „Ausdauer“ (n = 21)
Alter (Jahre)				
Mittelwert (± SD)	25,90 (± 2,88)	23,73 (± 3,05)	23,05 (± 3,05)	24,33 (± 2,99)
Spannweite	18 – 30	19 – 30	19 – 30	20 – 30
p-Wert		0,00049	0,0011	0,042
Geschlecht (n)				
männlich (%)	n = 23 (34,3 %)	n = 27 (67,5 %)	n = 12 (63,2 %)	n = 15 (71,4 %)
weiblich (%)	n = 44 (65,7 %)	n = 13 (32,5 %)	n = 7 (36,8 %)	n = 6 (28,6 %)
p-Wert		0,0018	0,0462	0,0061
BMI (kg/m²)				
Mittelwert (± SD)	22,69 (± 2,89)	23,19 (± 2,65)	23,66 (± 2,76)	22,76 (± 2,54)
Spannweite	17,50 – 29,50	18,40 – 29,98	18,40 – 29,98	19,42 – 29,59
p-Wert		0,364	0,191	0,916

Insgesamt wurden 46 Interessenten vor Einschluss überprüft. Fünf Interessenten erfüllten das geforderte Trainingspensum nicht und wurden ausgeschlossen. Einer konnte aufgrund einer frischen Verletzung am Bewegungsapparat nicht eingeschlossen werden. Von den verbliebenen 40 Probanden wurden 40 Probanden eingeschlossen, untersucht und auch ausgewertet. Dabei wurden 19 Probanden der Kohorte „Sprint“ und 21 Probanden der Kohorte „Ausdauer“ zugeordnet.

Ursprünglich waren 60 Teilnehmer für diese Studie geplant, um die Daten mit den Probanden der Referenzgruppe besser vergleichen zu können (n = 67). Jedoch wurde die Zahl im Laufe der Rekrutierung in Absprache mit dem IMBEI der Universitätsmedizin Mainz auf 40 Probanden reduziert. Hauptgrund hierfür war die anspruchsvolle Rekrutierung von Leistungssportlern, die ein definiertes hohes Trainingspensum erfüllen mussten. Da das Interesse der meisten Leistungssportler stärker auf laufbezogene Messdaten gerichtet war, blieb die Teilnahme an einer Ganganalyse für sie weniger attraktiv.

Es wurden in dieser Studie nur Sportler eingeschlossen, die Sportarten betreiben, bei denen das Laufen einen wesentlichen Teil des Bewegungsablaufes ausmacht. Die gesunden Probanden der Referenzstudie stammen aus der allgemeinen Bevölkerung, die keine sportlichen Voraussetzungen erfüllen mussten. Unter den Leistungssportlern stellt der Triathlon mit 22,5 % die am stärksten vertretene Sportart dar, gefolgt von Fußball mit 17,5 %.

Ergebnisse

Eine detaillierte prozentuale Verteilung sowie die grafische Darstellung aller in diese Studie einbezogenen Sportarten sind in Abbildung 10 dargestellt.

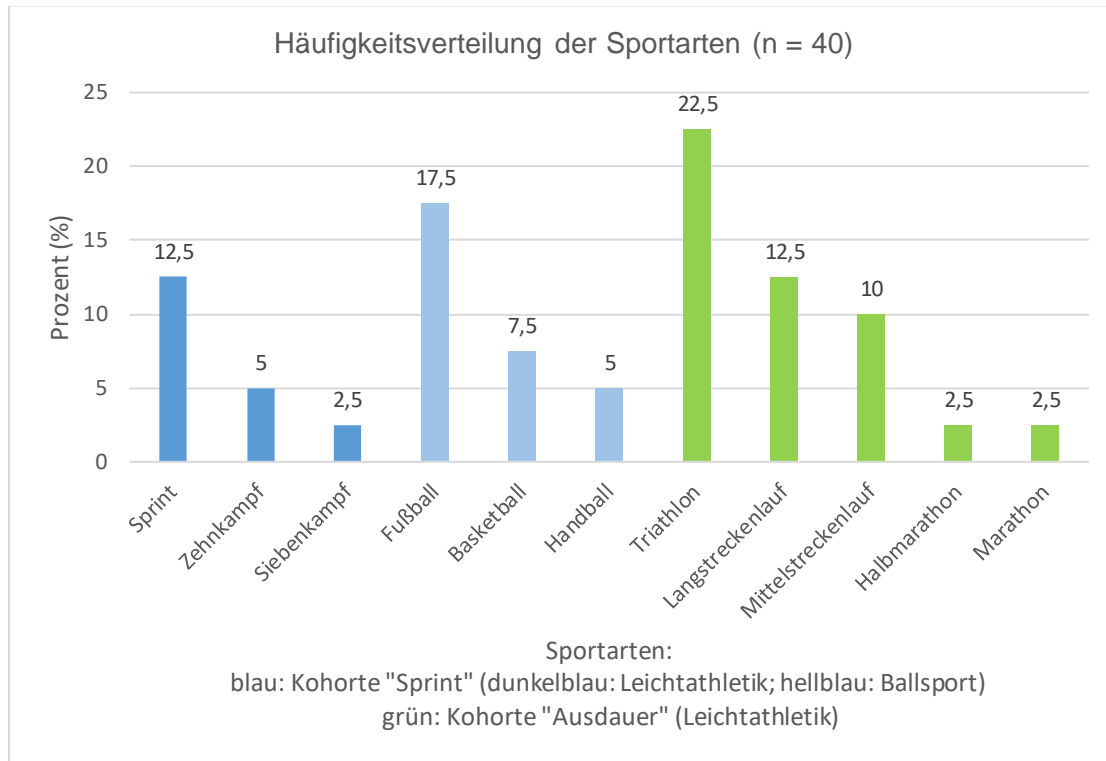


Abbildung 10: Relative Häufigkeitsverteilung der eingeschlossenen Sportarten (n=40) in Prozentangaben.

Die Leistungssportler wiesen im Durchschnitt ca. 6 Trainingsjahre auf und absolvierten rund 6 Trainingseinheiten pro Woche. Die Dauer einer Trainingseinheit betrug im Mittel 1,45 Stunden. Die detaillierten Informationen zu den sportlichen Eigenschaften (Trainingsjahre, Trainingseinheiten und Trainingsdauer) der Leistungssportler sowie der Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“ werden in der nachfolgenden Tabelle 4 aufgeführt.

Tabelle 4: Sportliche Merkmale der eingeschlossenen Leistungssportler (n=40): Trainingsjahre, Trainingseinheiten pro Woche sowie Trainingsdauer pro Einheit.

Merkmale	Leistungs-sportler	Kohorte „Sprint“	Kohorte „Ausdauer“
Trainingsjahre Mittelwert (± SD)	6,09 (± 4,25)	5,76 (± 4,13)	6,38 (± 4,43)
Trainingseinheiten/Woche Mittelwert (± SD)	5,86 (± 0,74)	5,55 (± 0,55)	6,14 (± 0,79)
Trainingsdauer/Einheit in h Mittelwert (± SD)	1,45 (± 0,54)	1,46 (± 0,52)	1,44 (± 0,57)

Ergebnisse

Die vorliegende graphische Abbildung 11 präsentiert die Auswertung der angegebenen Wohlfühlgeschwindigkeit der Leistungssportler. Dabei zeigte sich, dass die Mehrheit (68,4 %) der Probanden aus der Kohorte „Sprint“ eine Geschwindigkeit von 4 km/h bevorzugte, während die Mehrheit (57,1 %) aus der Kohorte „Ausdauer“ eine Geschwindigkeit von 5 km/h präferierte.

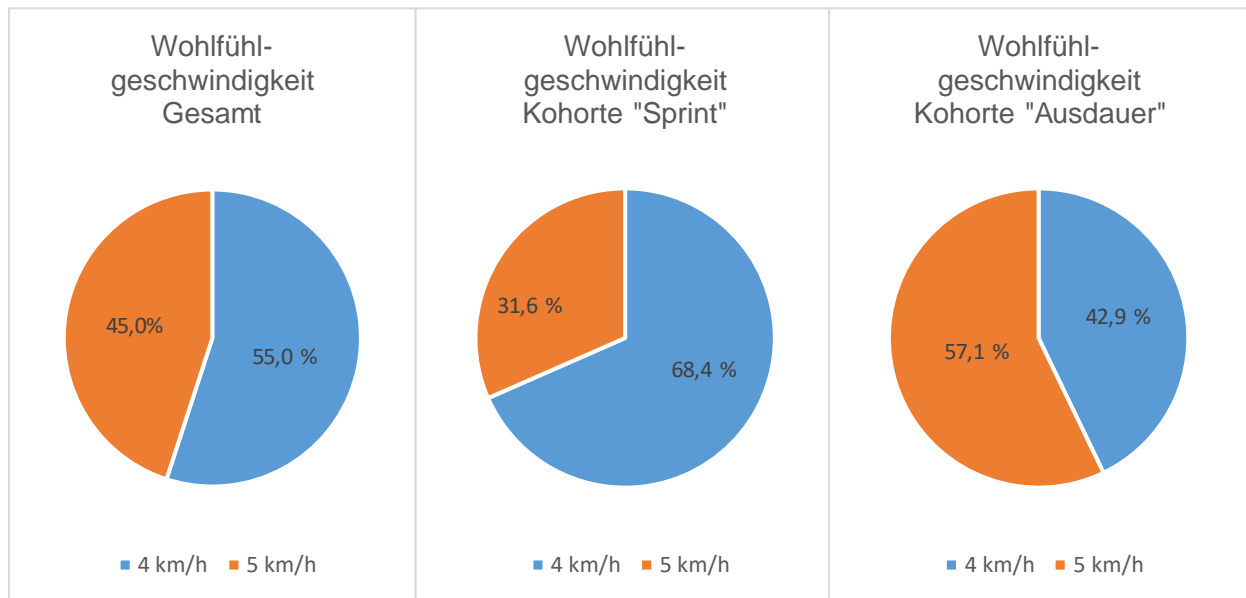


Abbildung 11: Darstellung der Auswertung der präferierten Wohlfühlgeschwindigkeit von 4 km/h und 5 km/h aller Leistungssportler ($n = 40$), sowie der Kohorte „Sprint“ ($n = 19$) und „Ausdauer“ ($n = 21$).

4.2 Ergebnisse der Vortests

Die Ergebnisse der Vortests (TUG, 2MG und BPS) der Leistungssportler zeigen eine relative Homogenität innerhalb beider Kohorten auf. Insgesamt benötigten die Leistungssportler für den TUG-Test im Mittel 6,45 Sekunden. Im 2MG-Test legten sie durchschnittlich etwa 239 Meter zurück, während 80 % der Probanden 0 Punkte im BPS-Test erzielten. Die Ergebnisse der Vortests der Leistungssportler und der Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“ sind in der folgenden Tabelle 5 ausführlich dargestellt.

Tabelle 5: Ergebnisse der Vortests (TUG, 2MG und BPS) der Leistungssportler (n = 40), sowie der Kohorte „Sprint“ (n = 19) und der Kohorte „Ausdauer“ (n = 21).

Vortest	Leistungssportler Gesamt (n = 40)	Kohorte „Sprint“ (n = 19)	Kohorte „Ausdauer“ (n = 21)
Timed-up-and-Go-Test (sek) Mittelwert (± SD)	6,45 (± 0,97)	6,45 (± 0,90)	6,45 (± 1,05)
2-Minuten-Gehtest (m) Mittelwert (± SD)	239,27 (± 23,96)	240,63 (± 26,68)	238,03 (± 21,81)
Back Performance Scale Häufigkeit (%)			
0 Punkte	32 (80,0 %)	16 (84,2 %)	16 (76,5 %)
1 Punkt	8 (20,0 %)	3 (15,8 %)	5 (23,8 %)

4.3 Ergebnisse der dynamischen Messungen

Im nachfolgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der dynamischen Messungen auf dem Laufband präsentiert. Zunächst werden die Verlaufskurven der Wirbelkörper und des Beckens in einem SGZ der gesunden Bevölkerung und der Leistungssportler dargestellt. Anschließend wird die Verteilung der Zeitpunkte der Beckenmaxima innerhalb eines SGZ veranschaulicht und ihre Varianz analysiert. Dabei werden die Ergebnisse der gesunden Bevölkerung jenen der Leistungssportler und beider Kohorten gegenübergestellt. Darüber hinaus erfolgt ein Vergleich der Ergebnisse zwischen den beiden Geschwindigkeiten sowie den Geschlechtern.

4.3.1 Verlaufskurven der Rotation der Wirbelkörper und des Beckens im SGZ

In den folgenden vier Graphiken werden für die Geschwindigkeiten 4 km/h und 5 km/h die Kurvenverläufe der Rotation der Wirbelkörper und des Beckens für jeden Zeitschritt in einem SGZ der gesunden Bevölkerung (Abbildungen 12 und 14) und der Leistungssportler (Abbildungen 13 und 15) dargestellt.

Die Verlaufskurven der gesunden Bevölkerung (Abbildung 14) weisen im visuellen Vergleich zur gesamten Kohorte der Studie von Huthwelker et al. (Abbildung 7) keine wesentlichen Unterschiede auf. Auch zwischen den Kurvenverläufen der Leistungssportler und der gesunden Bevölkerung lassen sich visuell keine relevanten Unterschiede erkennen. Die Lendenwirbelkörper von L4 bis L1 rotieren in einem SGZ nacheinander, wobei die Rotationsamplitude weitgehend konstant bleibt. Hingegen rotieren die Brustwirbelkörper von T12 bis T1 überwiegend gleichzeitig jedoch mit variierenden Rotationsamplituden. Der größte Rotationsausschlag ist beim siebten Brustwirbelkörper zu beobachten. Der zwölfte Brustwirbelkörper fungiert als ein Übergangselement zwischen der oberen und unteren Wirbelsäule. Er weist im Vergleich zu L1 und T11 eine geringere Rotationsamplitude auf.

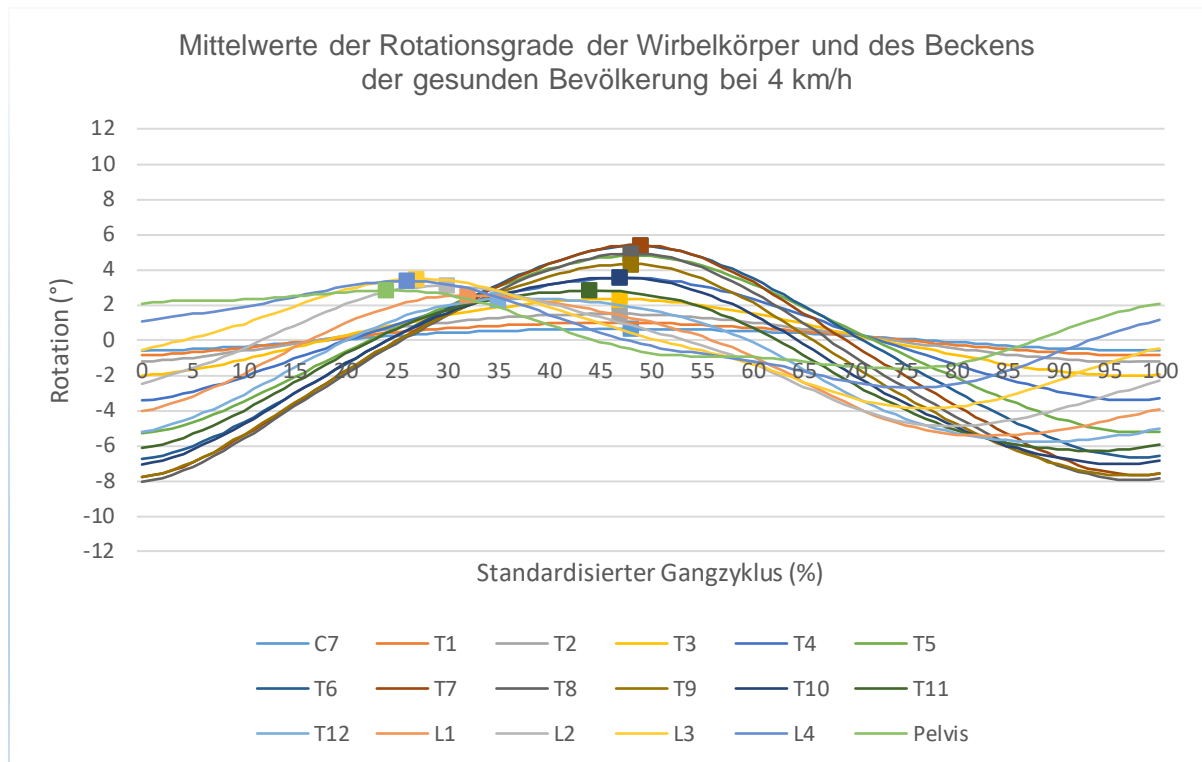


Abbildung 12: Mittelwerte der maximalen Rotationsgrade der Wirbelkörper und des Beckens der gesunden Bevölkerung (n = 67) im SGZ bei 4 km/h. Die Maxima der jeweiligen Kurve sind als Quadrat dargestellt. Die Drehbewegungen der Wirbel (°) wird auf der y-Achse dargestellt (Bereich: -12°/+12°), die Zeit des Auftretens innerhalb des SGZ wird auf der x-Achse dargestellt (Bereich: 0%/+100%).

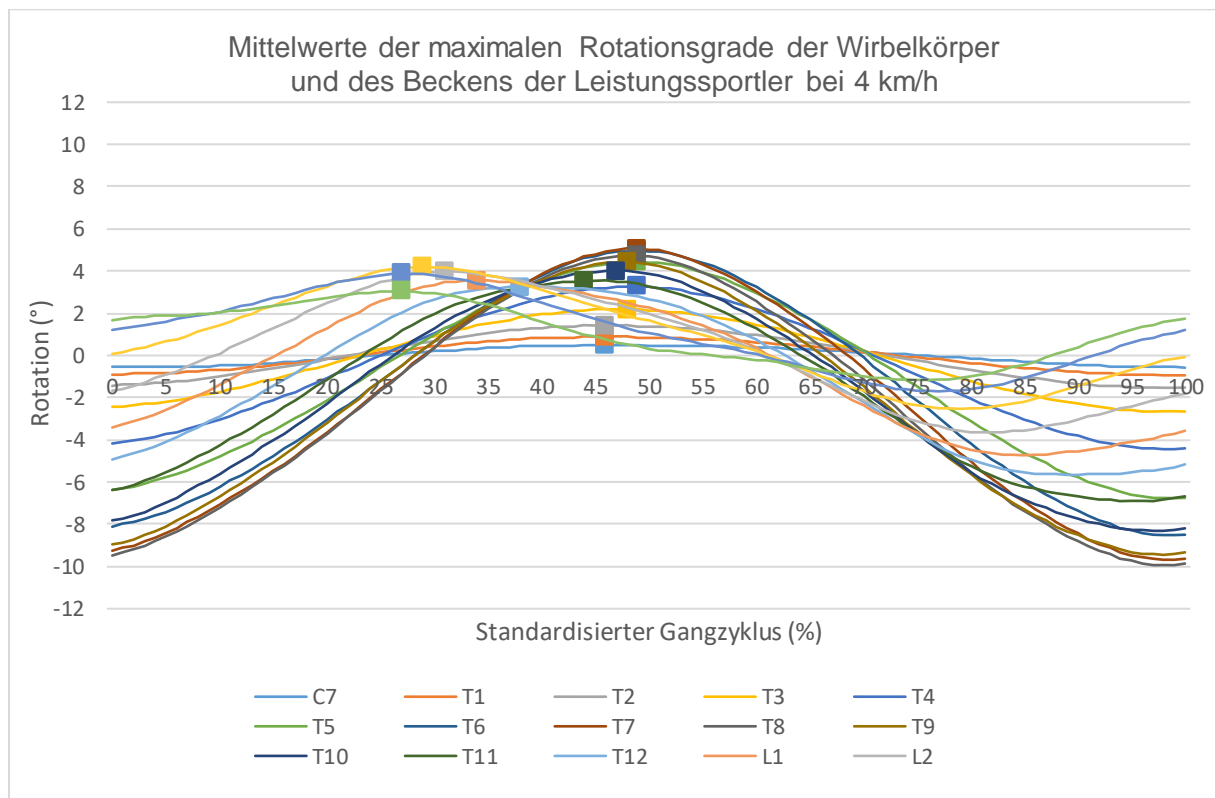


Abbildung 13: Mittelwerte der maximalen Rotationsgrade der Wirbelkörper und des Beckens der Leistungssportler (n = 40) im SGZ bei 4 km/h. Die Maxima der jeweiligen Kurve sind als Quadrat dargestellt. Die Drehbewegungen der Wirbel (°) wird auf der y-Achse dargestellt (Bereich: -12°/+12°), die Zeit des Auftretens innerhalb des SGZ wird auf der x-Achse dargestellt (Bereich: 0%/+100%).

Ergebnisse

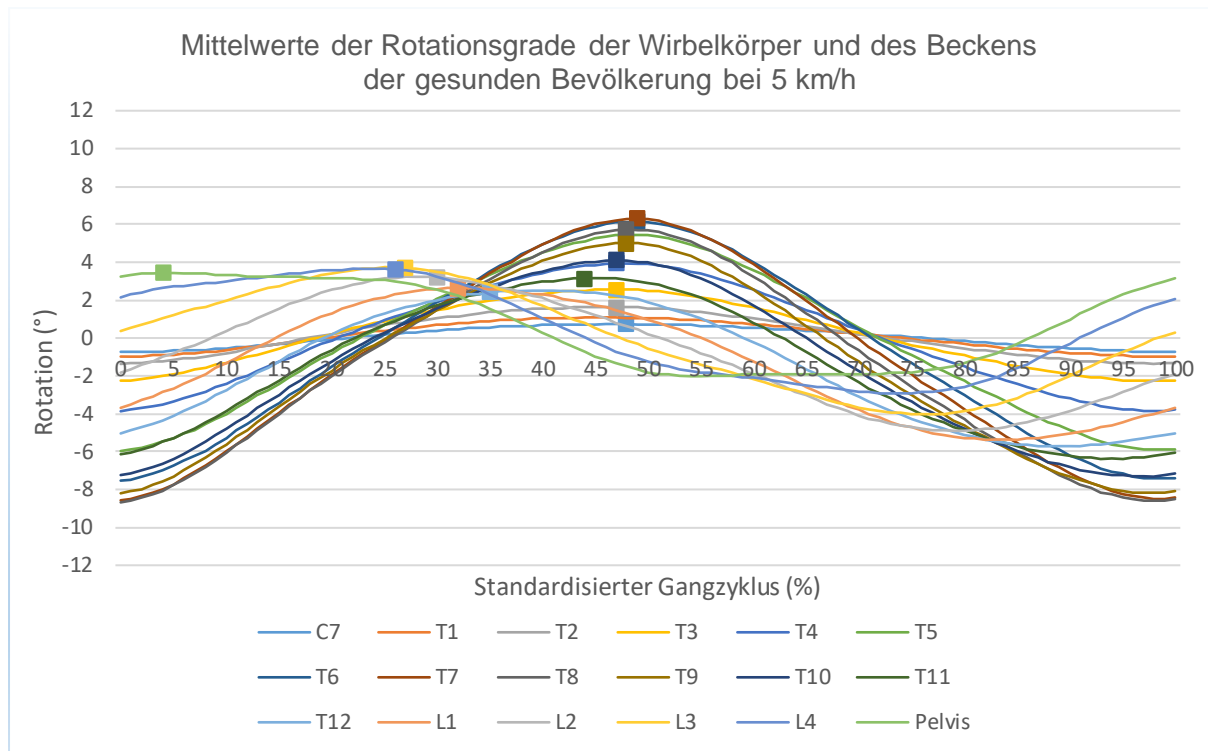


Abbildung 14: Mittelwerte der maximalen Rotationsgrade der Wirbelkörper und des Beckens der gesunden Bevölkerung im SGZ bei 5 km/h. Die Maxima der jeweiligen Kurve sind als Quadrat dargestellt. Die Drehbewegungen der Wirbel (°) wird auf der y-Achse dargestellt (Bereich: $-12^{\circ}/+12^{\circ}$), die Zeit des Auftretens innerhalb des SGZ wird auf der x-Achse dargestellt (Bereich: $0\%/+100\%$).

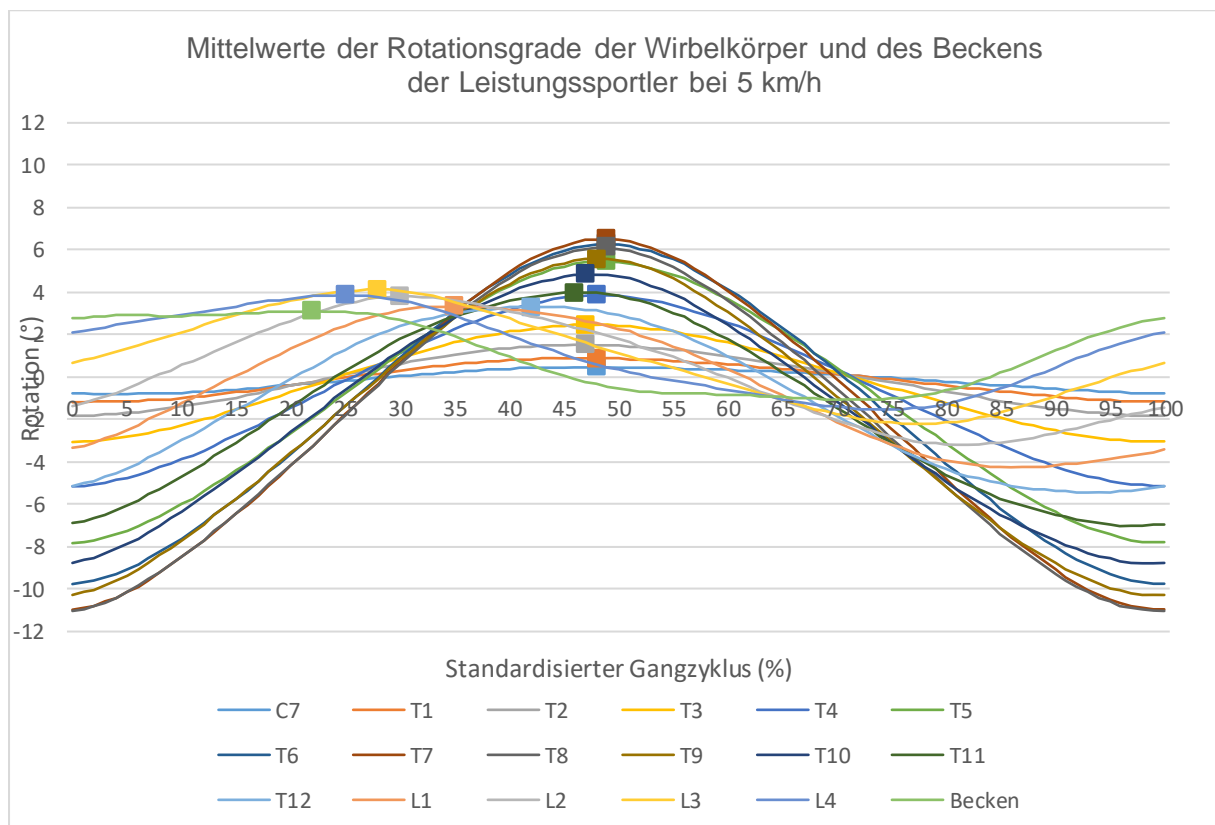


Abbildung 15: Mittelwerte der maximalen Rotationsgrade der Wirbelkörper und des Beckens der Leistungssportler im SGZ bei 5 km/h. Die Maxima der jeweiligen Kurve sind als Quadrat dargestellt. Die Drehbewegungen der Wirbel (°) wird auf der y-Achse dargestellt (Bereich: $-12^{\circ}/+12^{\circ}$), die Zeit des Auftretens innerhalb des SGZ wird auf der x-Achse dargestellt (Bereich: $0\%/+100\%$).

4.3.2 Analyse der Zeitpunkte der Beckenmaxima der gesunden Bevölkerung und der Leistungssportler im SGZ

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der Zeitpunkte der Beckenmaxima der gesunden Bevölkerung, der Leistungssportler und beider Kohorten dargestellt. Die maximale Beckenrotation entspricht dabei der maximalen Rotation des Beckens nach links und die minimale Beckenrotation entspricht der maximalen Rotation des Beckens nach rechts.

Bevor die Zeitpunkte der Beckenmaxima analysiert werden, wurden die Zeitpunkte ab 90 % des SGZ um 101 Einheiten reduziert (Tabelle 6). Diese Korrektur platziert die Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation, die bereits vor dem nächsten Initialkontakt liegen, vor den dargestellten Initialkontakt (0 %). Die funktionell zusammenhängenden Effekte werden in der Darstellung gebündelt, um eine Verzerrung der Messdatenstreuung durch das zyklische Gangbild zu vermeiden. Die Abbildung 16 zeigt die graphische Verteilung der Maxima-Zeitpunkte des Beckens der Leistungssportler bei 4 km/h. Hier wird visuell deutlich, dass die Zeitpunkte ab 90 % eines SGZ (rote Ellipse) bereits vor dem Initialkontakt des nächsten Gangzyklus liegen. Die Abbildung 17 illustriert die Verschiebung der Zeitpunkte vor dem dargestellten Initialkontakt.

Tabelle 6: Korrigierte Zeitpunkte (%) ab 90 % eines SGZ

SGZ (%)	93	96	98	99	100
SGZ (%) - 101	-8	-5	-3	-2	-1

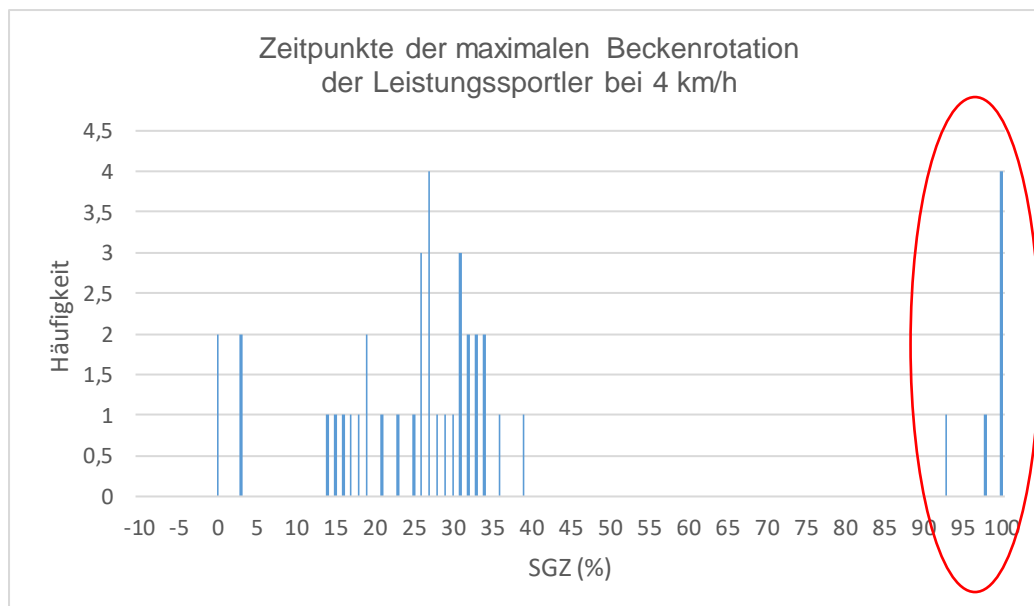


Abbildung 16: Die Abbildung zeigt die Verteilung der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation in einem SGZ. Die rote Ellipse markiert die Zeitpunkte vor dem nächsten Initialkontakt. Die Häufigkeit der Probanden (n) wird auf der y-Achse dargestellt, die Zeit des Auftretens innerhalb des Standardisierten Gangzyklus wird auf der x-Achse dargestellt (Bereich: -10 %/+100 %).

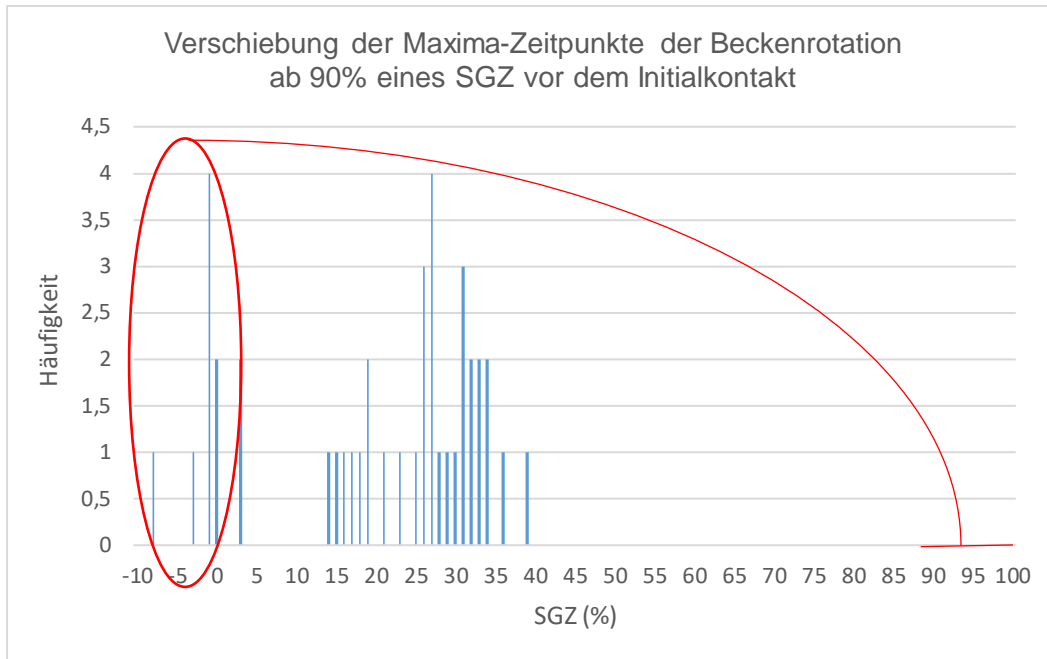


Abbildung 17: Die Abbildung illustriert die Verschiebung der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation ab 90 % eines SGZ vor dem dargestellten Initialkontakt (0 % eines SGZ) anhand eines Beispiels. Die Häufigkeit der Probanden (n) wird auf der y-Achse dargestellt, die Zeit des Auftretens innerhalb des Standardisierten Gangzyklus wird auf der x-Achse dargestellt (Bereich: -10 %/+100 %).

Die folgenden vier Graphiken (Abbildungen 18 – 20) zeigen die Verteilung der Zeitpunkte der Beckenmaxima der gesunden Bevölkerung und der Leistungssportler in einem SGZ bei 4 km/h und 5 km/h. Dabei lassen sich in beiden Geschwindigkeiten visuell zwei Häufigkeitsgruppen für das Beckenmaximum identifizieren (frühes und spätes Beckenmaximum). Die Grenze zwischen den beiden Häufigkeitsgruppen (frühes und spätes Beckenmaximum) wird sowohl in der gesunden Bevölkerung als auch bei den Leistungssportlern visuell bei 14 % eines Gangzyklus festgelegt. Die individuellen Zeitpunkte der minimalen Beckenrotation lassen sich ebenfalls in eine frühe und späte Beckenminimum-Gruppe einteilen. Die Grenze zwischen frühes und spätes Beckenminimum wird hier visuell bei 62 % eines SGZ festgelegt.

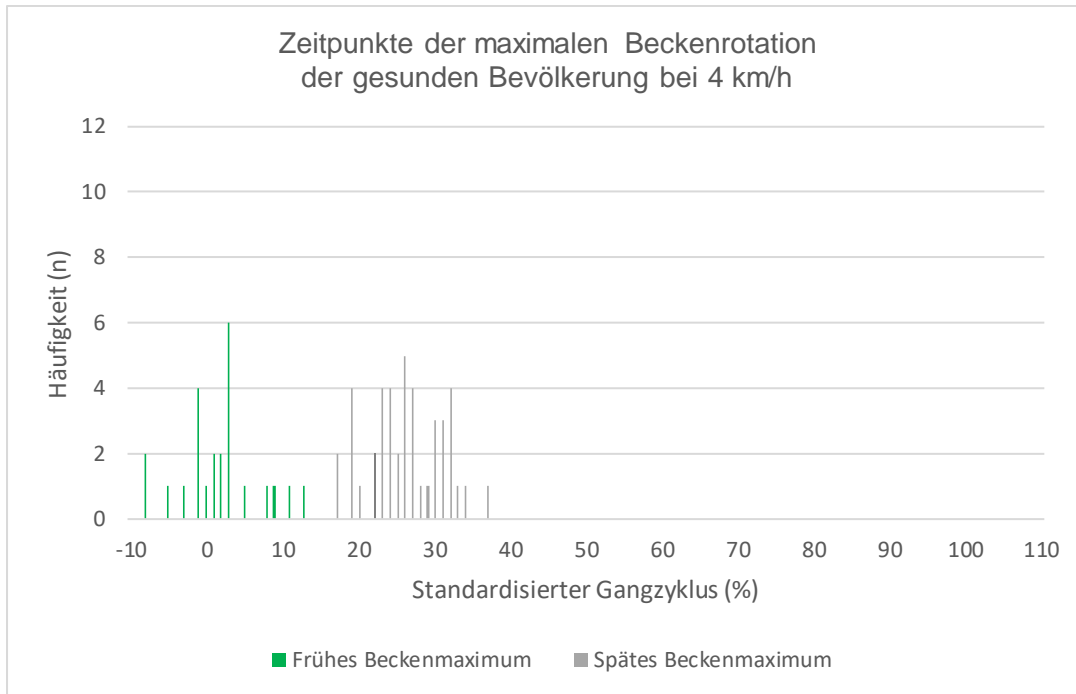


Abbildung 18: Häufigkeitsverteilung der individuellen Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der gesunden Bevölkerung (n = 67) bei 4 km/h mit zwei Häufigkeitsgruppen (frühes und spätes Beckenmaximum). Die Häufigkeit der Probanden (n) wird auf der y-Achse dargestellt, die Zeit des Auftretens innerhalb des Standardisierten Gangzyklus wird auf der x-Achse dargestellt (Bereich: -10%/+110%).

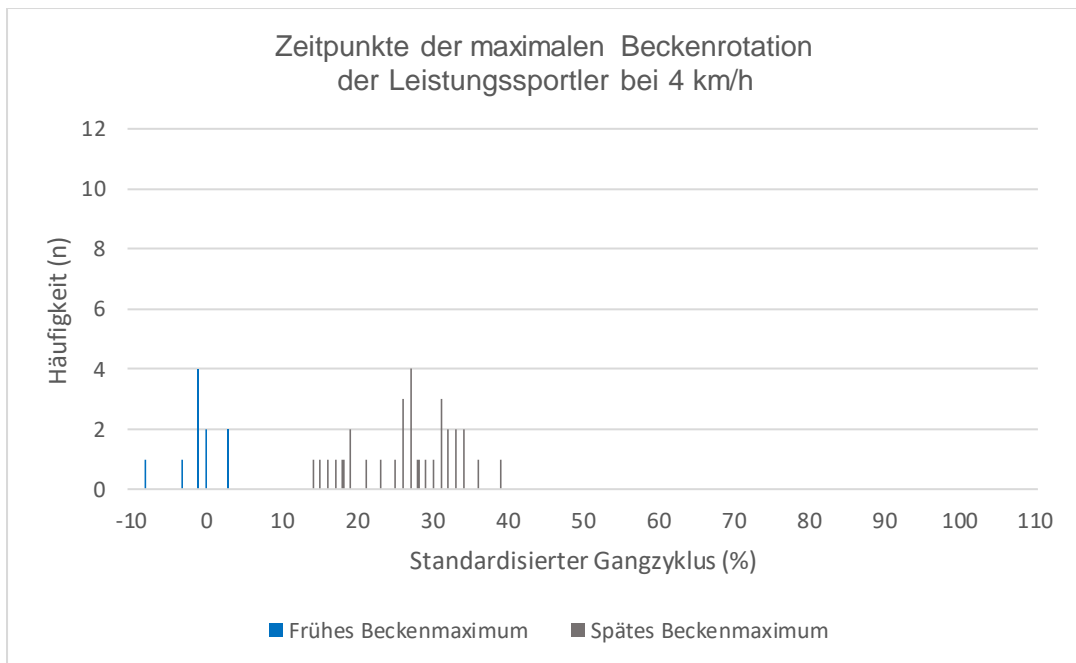


Abbildung 19: Häufigkeitsverteilung der individuellen Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der Leistungssportler (n = 40) bei 4 km/h mit zwei Häufigkeitsgruppen (frühes und spätes Beckenmaximum). Die Häufigkeit der Probanden (n) wird auf der y-Achse dargestellt, die Zeit des Auftretens innerhalb des Standardisierten Gangzyklus wird auf der x-Achse dargestellt (Bereich: -10%/+110%).

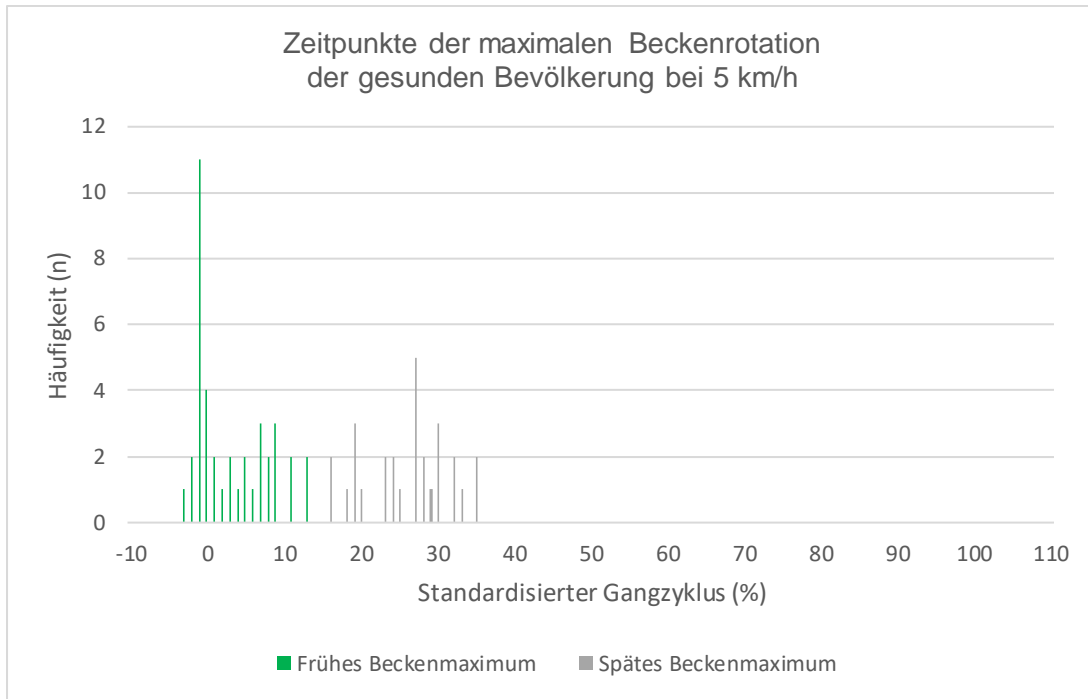


Abbildung 20: Häufigkeitsverteilung der individuellen Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der gesunden Bevölkerung ($n = 67$) bei 5 km/h mit zwei Häufigkeitsgruppen (frühes und spätes Beckenmaximum). Die Häufigkeit der Probanden (n) wird auf der y-Achse dargestellt, die Zeit des Auftretens innerhalb des Standardisierten Gangzyklus wird auf der x-Achse dargestellt (Bereich: -10%/+110%).

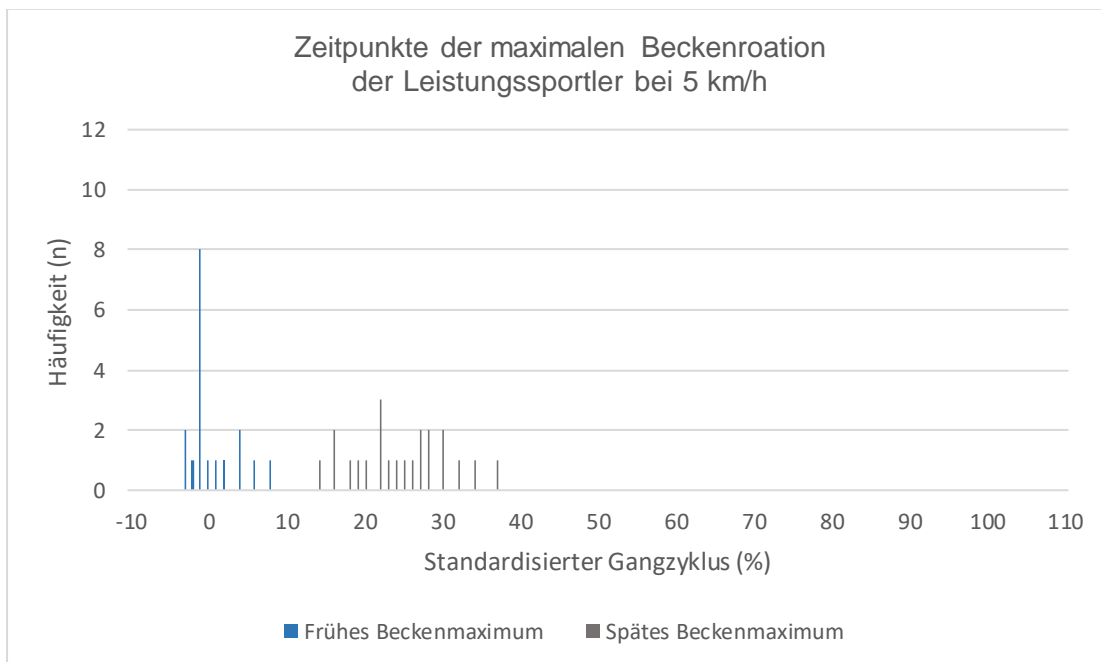


Abbildung 21: Häufigkeitsverteilung der individuellen Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der Leistungssportler ($n = 40$) bei 5 km/h mit zwei Häufigkeitsgruppen (frühes und spätes Beckenmaximum). Die Häufigkeit der Probanden (n) wird auf der y-Achse dargestellt, die Zeit des Auftretens innerhalb des Standardisierten Gangzyklus wird auf der x-Achse dargestellt (Bereich: -10%/+110%).

Ergebnisse

In der nachstehenden Tabelle 7 wird der Anteil der Probanden mit frühem Beckenmaximum in der jeweiligen Gruppe bei beiden Geschwindigkeiten angegeben. In allen Gruppen nimmt dieser Anteil bei Erhöhung der Geschwindigkeit zu. Die Referenzgruppe der gesunden Bevölkerung zeigt sowohl bei 4 km/h als auch 5 km/h den höchsten Anteil auf.

Tabelle 7: Anteil mit frühem Beckenmaximum aller Gruppen bei beiden Geschwindigkeiten. Der p-Wert unter den Gruppen wurde auf Basis der Daten der gesunden Bevölkerung ermittelt. Der p-Wert (gepaarter z-Test in der rechten Spalte bezieht sich auf den Unterschied beider Geschwindigkeiten.

	4 km/h	5 km/h	p-Wert
Gesunde Bevölkerung	35,8 %	58,2 %	0,0077
Leistungssportler	25,0 %	45,0 %	0,055
p-Wert (z-Test)	0,246	0,185	
Kohorte „Sprint“	21,1 %	42,1 %	0,153
p-Wert (z-Test)	0,227	0,213	
Kohorte „Ausdauer“	28,6 %	47,6 %	0,196
p-Wert (z-Test)	0,544	0,394	

4.3.2.1 Analyse der mittleren Zeitpunkte der Beckenmaxima

Nachfolgend werden die mittleren Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der gesunden Bevölkerung sowie der Leistungssportler untersucht. Im direkten Vergleich zeigen sich zwischen beiden Gruppen bei keiner der untersuchten Geschwindigkeiten große Unterschiede ($p > 0,05$). Eine Erhöhung der Gehgeschwindigkeit auf 5 km/h führt jedoch sowohl in der gesunden Bevölkerung ($p = 0,029$) als auch bei den Leistungssportlern ($p = 0,054$) zu einer früher eintretenden maximalen Beckenrotation. Tabelle 8 gibt eine vollständige Übersicht über die ermittelten Zeitpunkte der Beckenmaxima sowie die entsprechenden p-Werte sowohl im Vergleich zur gesunden Bevölkerung als auch zwischen den beiden getesteten Geschwindigkeiten.

Ergebnisse

Tabelle 8: Mittelwerte und Standardabweichungen der Maxima-Zeitpunkte der Beckenrotation der gesunden Bevölkerung, der Leistungssportler und der Kohorte „Sprint“ und „Ausdauer“ angegeben in % des SGZ.

Geschwindigkeit	Gesunde Bevölkerung	Leistungs-sportler	Kohorte „Sprint“	Kohorte „Ausdauer“
4 km/h	17,4 %	19,6 %	20,0 %	19,2 %
Mittelwerte (\pm SD)	(\pm 12,8 %)	(\pm 13,4 %)	(\pm 12,4 %)	(\pm 14,4 %)
p-Wert		0,406	0,430	0,612
5 km/h	12,6 %	13,8 %	14,1 %	13,4 %
Mittelwerte (\pm SD)	(\pm 12,3 %)	(\pm 13,1 %)	(\pm 13,7 %)	(\pm 12,8 %)
p-Wert		0,640	0,670	0,802
p-Wert	0,029	0,054	0,173	0,176

Die maximale Beckenrotation innerhalb der frühen Beckenmaximum-Gruppe tritt bei den Leistungssportlern während beiden Geschwindigkeiten in einem früheren Zeitpunkt in einem SGZ auf als in der gesunden Bevölkerung (4 km/h: $p = 0,073$; 5 km/h: $p = 0,015$). In der späten Beckenmaximum-Gruppe sind keine wesentlichen Unterschiede feststellbar. In der Tabelle 9 werden die vollständigen mittleren Zeitpunkte der Beckenmaxima in einem SGZ für die frühen und späten Beckenmaximum-Gruppen dargestellt.

Ergebnisse

Tabelle 9: Mittelwerte und Standardabweichung der Maxima-Zeitpunkte der Beckenrotation eines SGZ der gesunden Bevölkerung, der Leistungssportler und beider Kohorten innerhalb beider Häufigkeitsgruppen im Vergleich. Der p-Wert bezieht sich auf den Datensatz der gesunden Bevölkerung.

	Gesunde Bevölkerung	Leistungs-sportler	Kohorte „Sprint“	Kohorte „Ausdauer“
4 km/h				
Frühes Beckenmaximum	1,8 % (± 5,2 %)	-0,9 % (± 3,1 %)	0,3 % (± 1,9 %)	-1,7 % (± 3,7 %)
p-Wert		0,073	0,313	0,087
Spätes Beckenmaximum	26,1 % (± 4,9 %)	26,4 % (± 6,6 %)	25,3 % (± 7,5 %)	27,6 % (± 5,6 %)
p-Wert		0,833	0,704	0,367
5 km/h				
Frühes Beckenmaximum	3,18 % (± 4,8 %)	0,5 % (± 3,1 %)	0,1 % (± 3,1 %)	0,8 % (± 3,2 %)
p-Wert		0,015	0,037	0,076
Spätes Beckenmaximum	25,8 % (± 5,5 %)	24,6 % (± 6,1 %)	24,2 % (± 8,0 %)	24,9 % (± 3,7 %)
p-Wert		0,475	0,553	0,560

Die folgende Tabelle 10 zeigt die mittlere zeitliche Verschiebung der Beckenmaxima auf einen früheren Zeitpunkt in einem SGZ bei Erhöhung der Geschwindigkeit von 4 km/h auf 5 km/h. Dabei wird sowohl in der gesunden Bevölkerung als auch bei den Leistungssportlern eine durchschnittlich frühere maximale Rotationsbewegung des Beckens bei 5 km/h beobachtet.

Tabelle 10: Mittlere zeitliche Verschiebung der Beckenmaxima auf einen früheren Zeitpunkt in einem SGZ bei Erhöhung der Geschwindigkeit von 4 km/h auf 5 km/h der gesunden Bevölkerung und der Leistungssportler. Der p-Wert bezieht sich auf das Ergebnis der gesunden Bevölkerung.

	Mittlere zeitliche Vorverlagerung der Beckenmaxima im SGZ	p – Wert
Gesunden Bevölkerung	4,7 % (± 11,7 %)	
Leistungssportler	5,9 % (± 13,2 %)	0,637
Kohorte „Sprint“	6,0 % (± 11,8 %)	0,674
Kohorte „Ausdauer“	5,8 % (± 14,3 %)	0,751

4.3.2.2 Varianz der Maximalen und minimalen Beckenrotation

Im Folgenden (Abbildungen 22 – 27) werden die Varianzen der Zeitpunkte der Beckenmaxima und -minima und deren Rotationsamplituden in einem SGZ der gesunden Bevölkerung und der Leistungssportler bei 4 km/h und 5 km/h präsentiert. Dabei weisen die Zeitpunkte der Beckenmaxima und -minima eine breite Streuung auf und treten jeweils in zwei Häufigkeitsgruppen auf, die durch individuelle Rotationsamplituden gekennzeichnet sind.

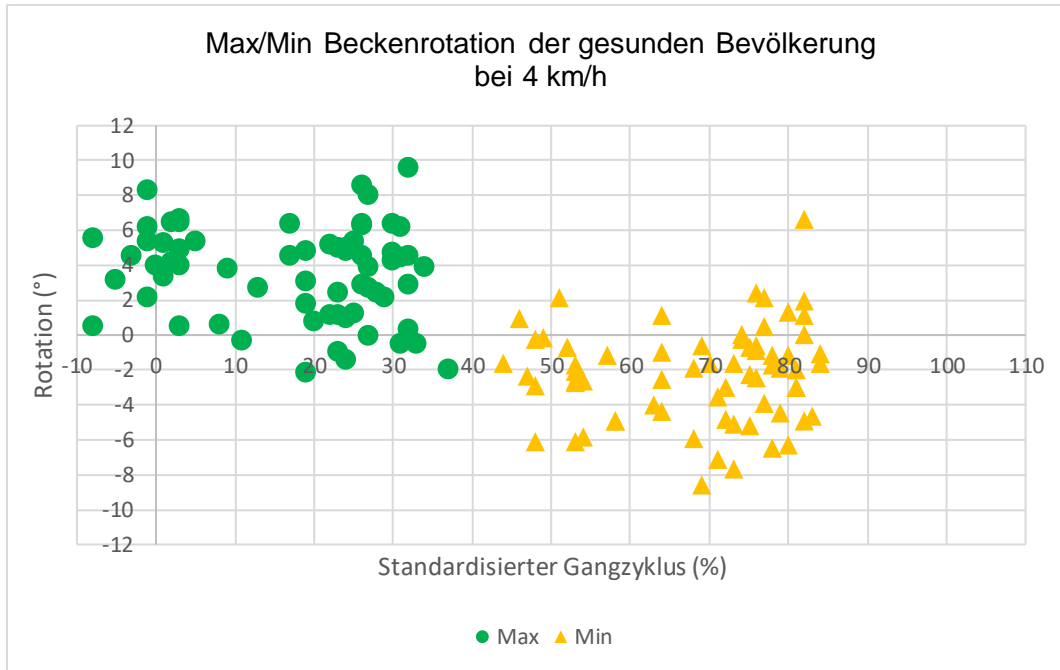


Abbildung 22: Darstellung der Verteilung der Zeitpunkte der maximalen und minimalen Beckenrotation der gesunden Bevölkerung bei 4 km/h innerhalb eines SGZ. Die grünen Kreise stellen die Werte der maximalen und die orangen Dreiecke der minimalen Beckenrotation dar.

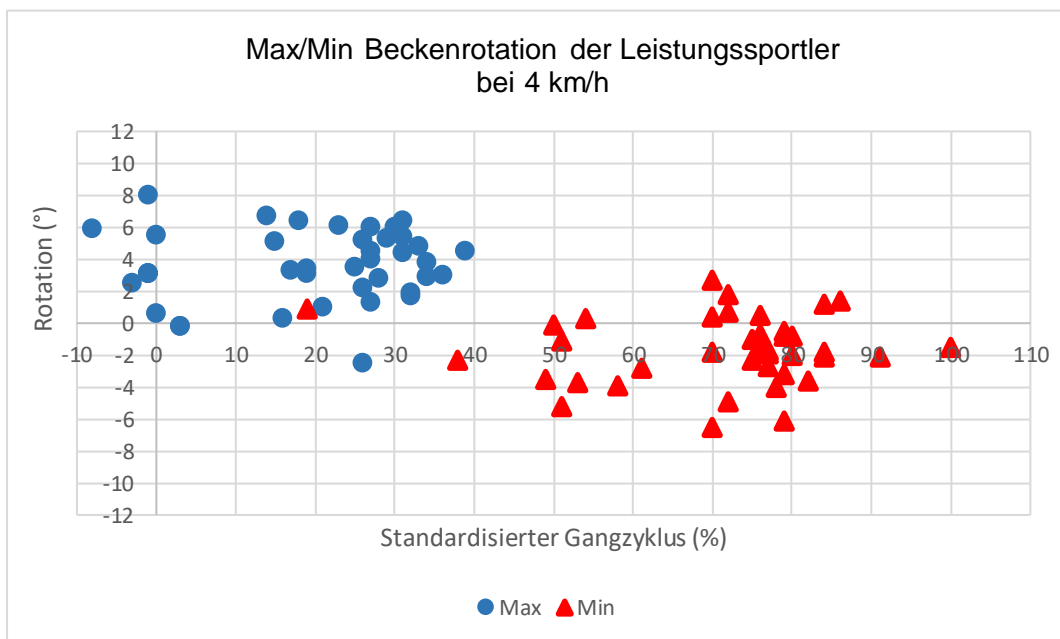


Abbildung 23: Darstellung der Verteilung der Zeitpunkte der maximalen und minimalen Beckenrotation der einzelnen Leistungssportler ($n = 40$) bei 4 km/h innerhalb eines SGZ. Die blauen Kreise stellen die Werte der maximalen und die roten Dreiecke der minimalen Beckenrotation dar.

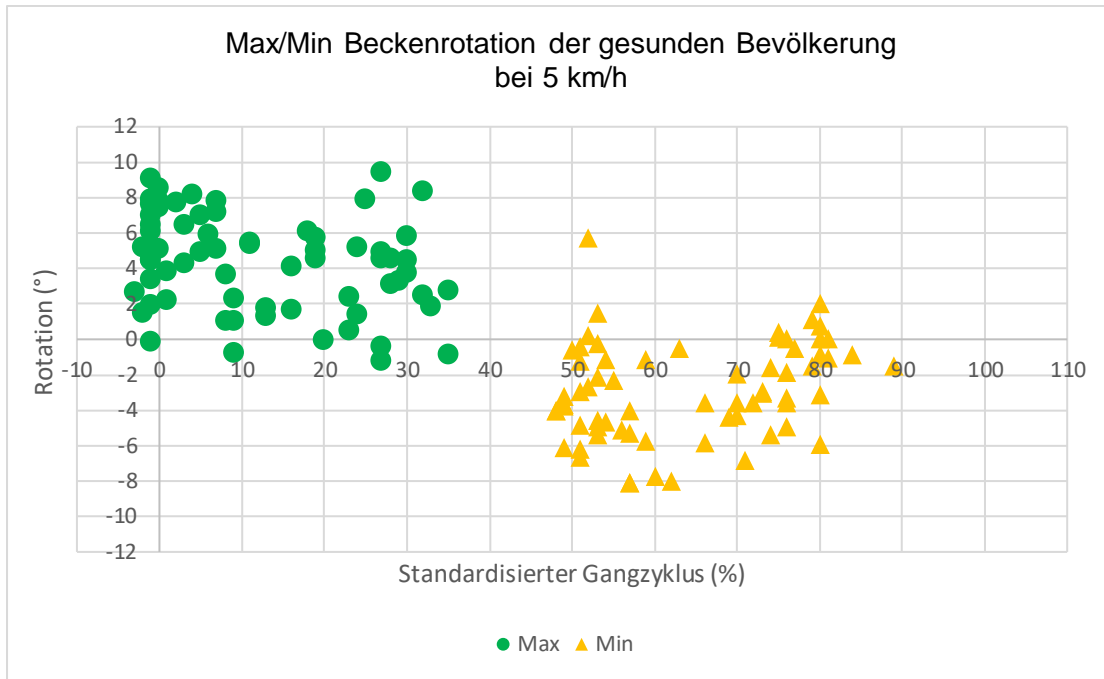


Abbildung 24: Darstellung der Verteilung der Zeitpunkte der maximalen und minimalen Beckenrotation der gesunden Bevölkerung bei 5 km/h innerhalb eines SGZ. Die grünen Kreise stellen die Werte der maximalen und die orangen Dreiecke der minimalen Beckenrotation.

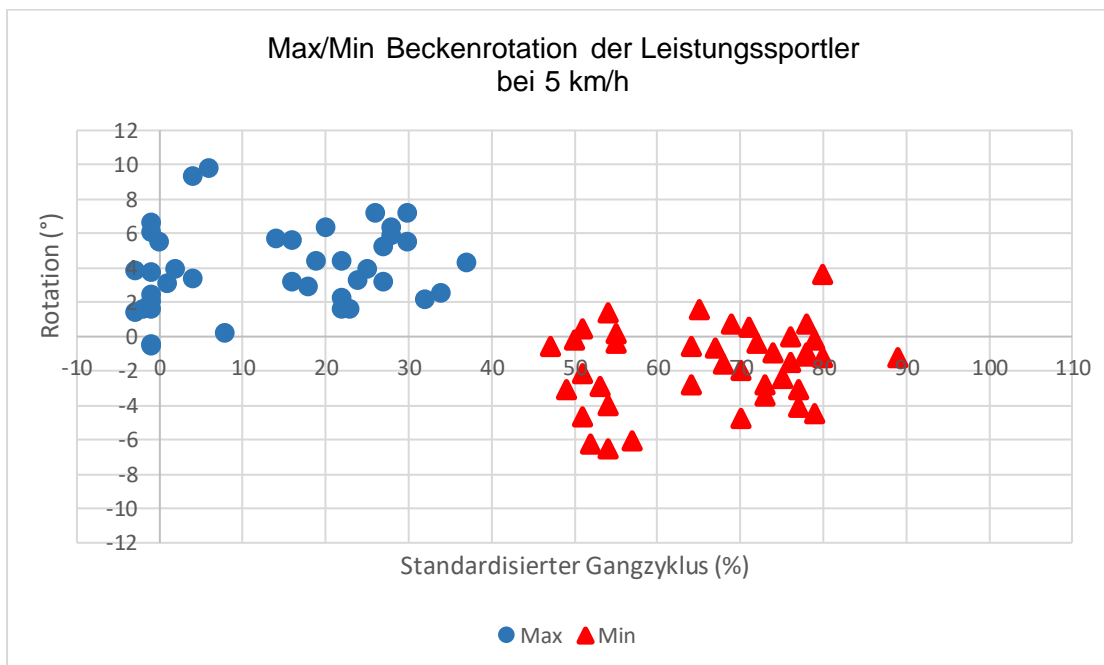


Abbildung 25: Darstellung der Verteilung der Zeitpunkte der maximalen und minimalen Beckenrotation der einzelnen Leistungssportler ($n = 40$) bei 5 km/h innerhalb eines SGZ. Die blauen Kreise stellen die Werte der maximalen und die roten Dreiecke der minimalen Beckenrotation dar.

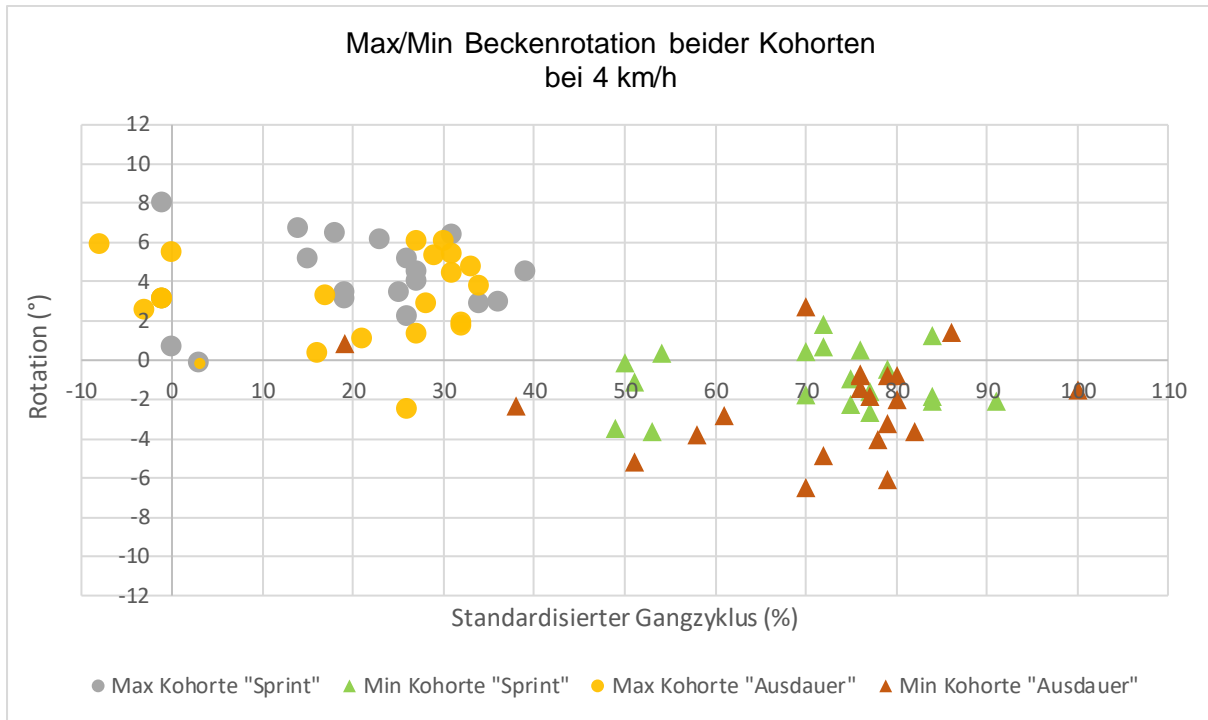


Abbildung 26: Darstellung der Verteilung der Zeitpunkte der maximalen und minimalen Beckenrotation der Kohorte „Sprint“ (Max grau, Min hellgrün) und der Kohorte „Ausdauer“ (Max orange, Min braun) bei 4 km/h innerhalb eines SGZ. Die Kreise stellen die Werte der maximalen und die Dreiecke der minimalen Beckenrotation dar.

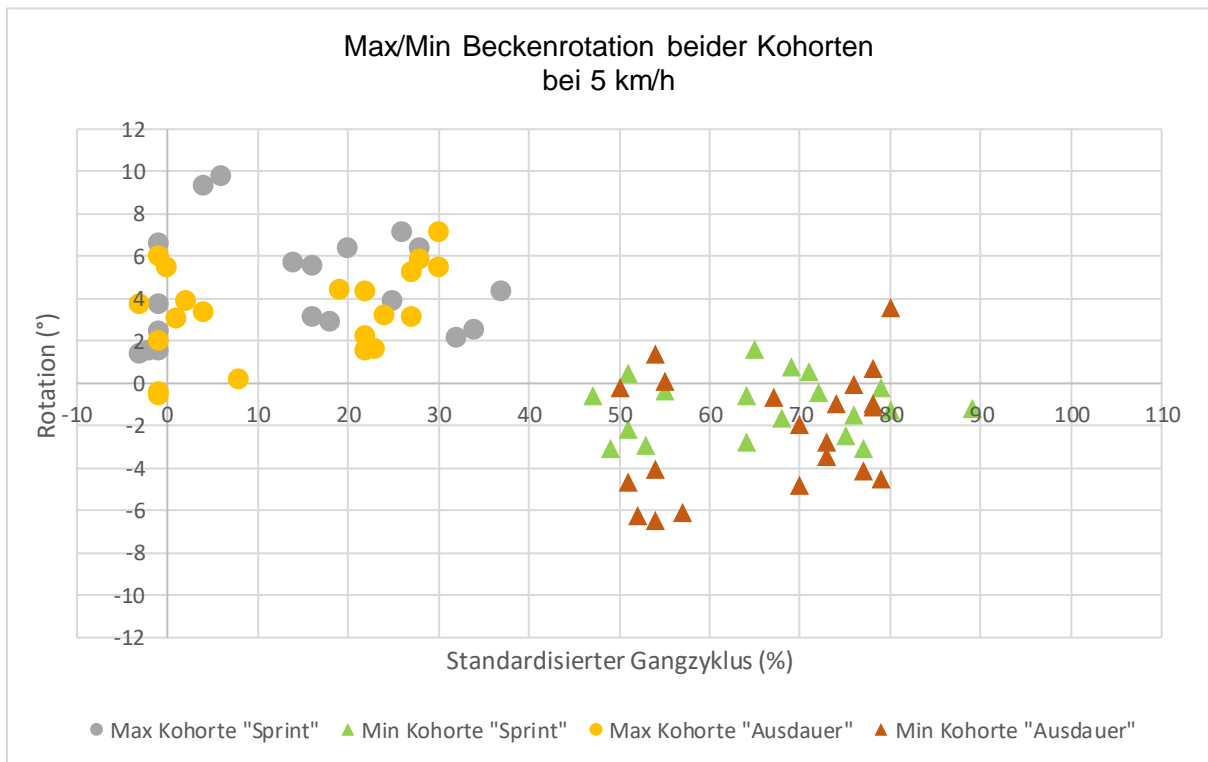


Abbildung 27: Darstellung der Verteilung der Zeitpunkte der maximalen und minimalen Beckenrotation der Kohorte „Sprint“ (Max grau, Min hellgrün) und der Kohorte „Ausdauer“ (Max orange, Min braun) bei 5 km/h innerhalb eines SGZ. Die Kreise stellen die Werte der maximalen und die Dreiecke der minimalen Beckenrotation dar.

Ergebnisse

Die nachfolgende Tabelle 11 stellt die Spannweiten der Zeitpunkte der Beckenmaxima und -minima dar. Im Vergleich zur gesunden Bevölkerung zeigt sich bei den Leistungssportlern bei beiden Geschwindigkeiten keine verringerte Spannweite. Die Spannweite der Zeitpunkte der Beckenminima sind in allen Gruppen geringfügig größer als die der Beckenmaxima.

Tabelle 11: Spannweite der Maxima- und Minima-Zeitpunkte der Beckenrotation der gesunden Bevölkerung, der Leistungssportler und beider Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“ in einem SGZ bei 4 km/h und 5 km/h.

Geschwindigkeit Rotation	Gesunde Bevölkerung	Leistungs- sportler	Kohorte „Sprint“	Kohorte „Ausdauer“
4 km/h				
nach links	-8 bis 37 %	-8 bis 39 %	-1 bis 39 %	-8 bis 34 %
nach rechts	44 bis 84 %	19 bis 100 %	49 bis 91 %	19 bis 100 %
bei 5 km/h				
nach links	-3 bis 35 %	-3 bis 37 %	-2 bis 37 %	-3 bis 30 %
nach rechts	48 bis 89 %	47 bis 89 %	47 bis 89 %	50 bis 80 %

Die folgende Tabelle 12 fasst die gemessenen Varianzen der Zeitpunkte der Beckenmaxima der Leistungssportler und der Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“ zusammen und stellt sie ins Verhältnis zur Varianz der gesunden Bevölkerung. Im Vergleich zur gesunden Bevölkerung weisen die Leistungssportler insgesamt eine leicht höhere Varianz auf. Eine Ausnahme bildet hierbei die Kohorte „Sprint“, die bei einer Geschwindigkeit von 4 km/h eine geringere Varianz zeigt. Die Kohorte „Sprint“ zeigt im Vergleich zur Kohorte „Ausdauer“ bei 4 km/h eine geringere und bei 5 km/h eine höhere Varianz.

Tabelle 12: Varianzen der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der gesunden Bevölkerung, der Leistungssportler, der Kohorte „Sprint“ und „Ausdauer“ bei 4 km/h und 5 km/h innerhalb eines SGZ. Das Verhältnis und die Veränderung in % beziehen sich auf den Datensatz der gesunden Bevölkerung.

Gruppen	Varianz bei 4 km/h	Varianz bei 5 km/h
Gesunde Bevölkerung	162,75	152,11
Leistungssportler	178,30	170,45
Verhältnis / Veränderung in %	1,096 / + 9,6 %	1,121 / + 12,1 %
Kohorte „Sprint“	154,22	187,94
Verhältnis / Veränderung in %	0,948 / - 5,2 %	1,236 / + 23,6 %
Kohorte „Ausdauer“	208,59	163,56
Verhältnis / Veränderung in %	1,282 / + 28,2 %	1,075 / + 7,5 %
„Sprint“ zu „Kohorte“		
Verhältnis / Veränderung in %	0,739 / - 26,1 %	1,149 / + 14,9 %

Ergebnisse

Die einzelnen Varianzen der frühen und späten Beckenmaxima der gesunden Bevölkerung und der Leistungssportler werden in der Tabelle 13 zusammengefasst. Hier wird ersichtlich, dass die Varianz der Leistungssportler in der frühen Beckenmaximum-Gruppe deutlich verringert ist gegenüber der gesunden Bevölkerung. In der späten Beckenmaximum-Gruppe zeigt sich dagegen eine vergrößerte Varianz.

Tabelle 13: Varianzen der frühen und späten Beckenmaxima und deren Verhältnis der Allgemeinen Bevölkerung, Leistungssportler, Kohorte „Sprint“ und „Ausdauer“ bei 4 km/h und 5 km/h. Das Verhältnis und die Veränderung in % beziehen sich auf den Datensatz der gesunden Bevölkerung.

	Varianz bei 4 km/h	Varianz bei 5 km/h
Frühes Beckenmaximum		
Gesunde Bevölkerung	26,80	22,57
Leistungssportler	9,66	9,56
Verhältnis / Veränderung in %	0,360 / - 64,0 %	0,424 / - 57,6 %
Kohorte „Sprint“		
	3,58	9,84
Verhältnis / Veränderung in %	0,134 / - 86,6 %	0,436 / - 56,4 %
Kohorte „Ausdauer“		
	13,47	10,18
Verhältnis / Veränderung in %	0,503 / - 49,7 %	0,451 / - 54,9 %
„Sprint“ zu „Ausdauer“		
Verhältnis / Veränderung in %	0,266 / - 73,4 %	0,967 / - 3,3 %
Spätes Beckenmaximum		
Gesunde Bevölkerung	23,75	30,60
Leistungssportler	43,56	36,74
Verhältnis / Veränderung in %	1,834 / + 83,4 %	1,201 / + 20,1 %
Kohorte „Sprint“		
	56,35	63,36
Verhältnis / Veränderung in %	2,373 / + 137,3 %	2,071 / + 207,1%
Kohorte „Ausdauer“		
	30,97	13,49
Verhältnis / Veränderung in %	1,304 / + 30,4 %	0,441 / - 55,9%
„Sprint“ zu „Ausdauer“		
Verhältnis / Veränderung in %	1,820 / + 82,0 %	4,697 / + 369,7 %

Ergebnisse

Die zuvor präsentierten Varianzen der Zeitpunkte der Beckenmaxima aller Gruppen werden in den folgenden drei Abbildungen (28 – 30) graphisch dargestellt.

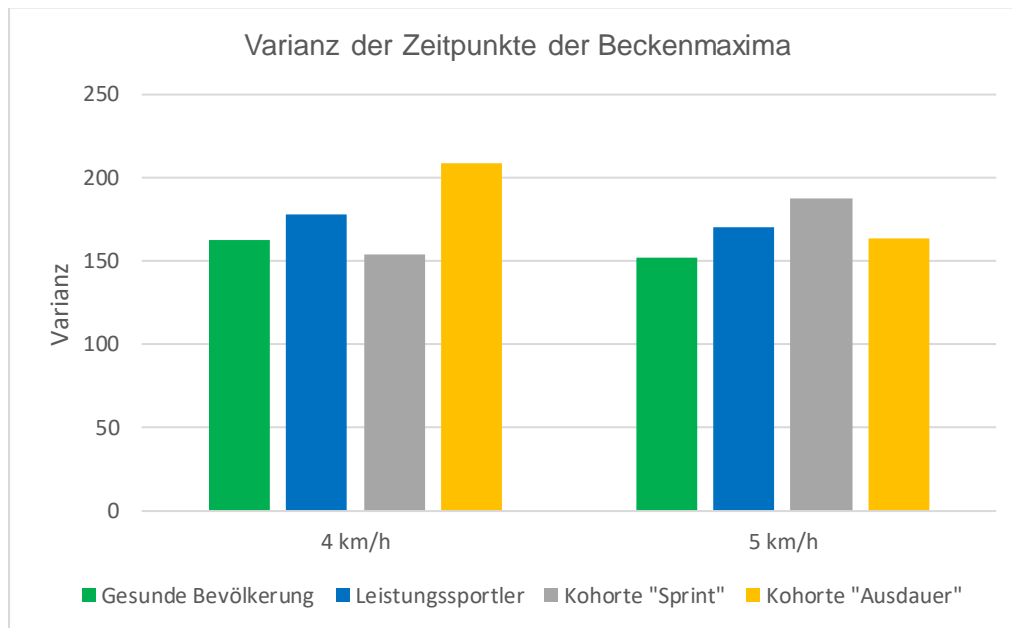


Abbildung 28: Die Graphik visualisiert die Höhe der Varianz der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation innerhalb eines SGZ (y-Achse). Es werden die Ergebnisse der gesunden Bevölkerung, der Leistungssportler und der Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“ dargestellt (x-Achse).

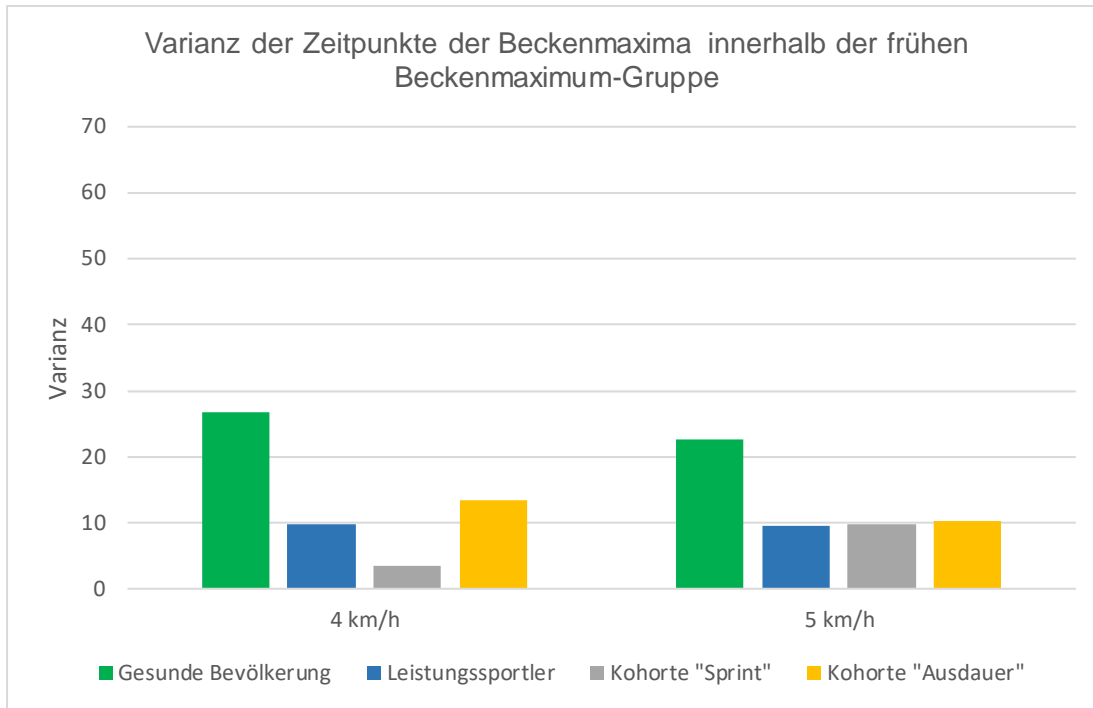


Abbildung 29: Die Graphik visualisiert die Höhe der Varianz der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der frühen Beckenmaximum-Gruppe innerhalb eines SGZ (y-Achse). Es werden die Ergebnisse der gesunden Bevölkerung, der Leistungssportler und der Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“ bei zwei verschiedenen Gehgeschwindigkeiten dargestellt (x-Achse).

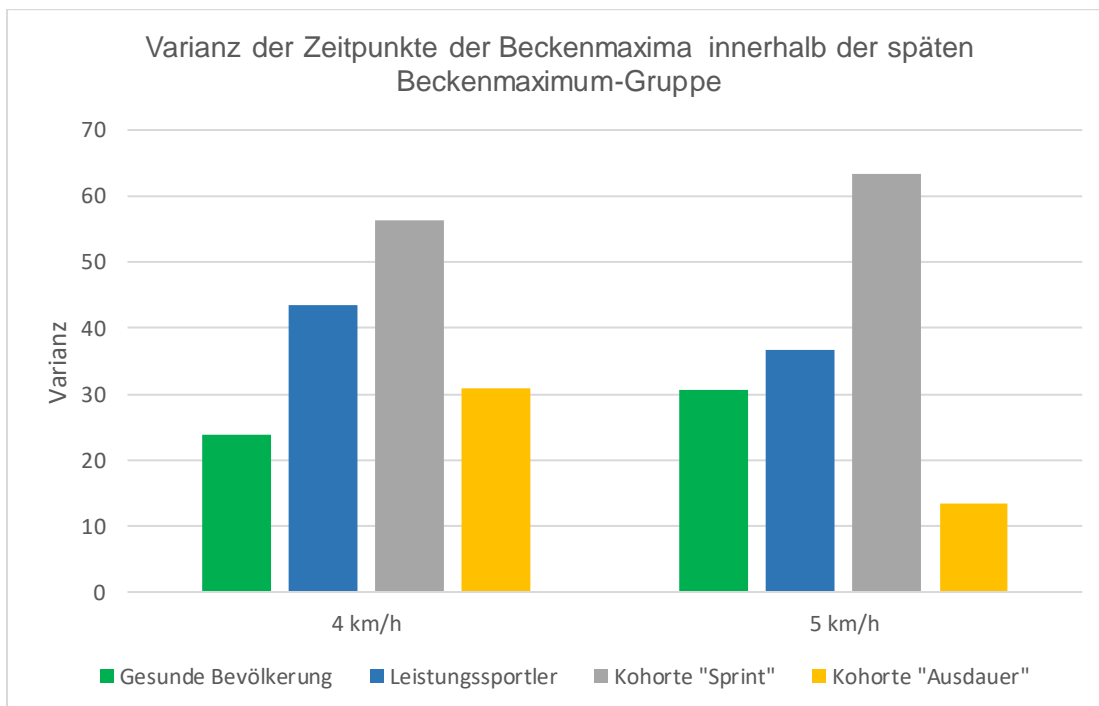


Abbildung 30: Die Graphik visualisiert die Höhe der Varianz der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der späten Beckenmaximum-Gruppe innerhalb eines SGZ (y-Achse). Es werden die Ergebnisse der gesunden Bevölkerung, der Leistungssportler und der Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“ bei zwei verschiedenen Gehgeschwindigkeiten dargestellt (x-Achse).

4.3.3 Vergleich des Beckenmaximums und -minimums

Nachfolgend wird analysiert, inwieweit die Probanden beim Wechsel von der Beckenrotation von links nach rechts die jeweilige frühe bzw. späte Beckenmaximum/-minimum-Gruppe wechseln. Die folgende Tabelle 14 gibt den prozentualen Anteil der Probanden an, die sich in einem SGZ in der frühen Beckenmaximum- bzw. Beckenminimum-Gruppe befinden. Weiterhin wird der prozentuale Anteil angegeben, die in einem SGZ von der frühen Beckenmaximum- in die späte Beckenminimum-Gruppe und von der späten Beckenmaximum- in die frühe Beckenminimum-Gruppe wechseln. Der Großteil der Probanden verbleibt dabei in der jeweiligen Gruppe. Bei einer Geschwindigkeit von 4 km/h zeigt sich in der gesunden Bevölkerung mit 13,8 % der höchste Anteil an Wechseln von der frühen Beckenmaximum- in die späte Beckenminimum-Gruppe. Bei 5 km/h tritt der höchste Wechselanteil mit 15,8 % in der Kohorte „Sprint“ auf.

Tabelle 14: Anteil der Probanden, die sich in einem SGZ in der frühen Beckenmaximum- bzw. Beckenminimum-Gruppe befinden. Anteil der Probanden die von der frühen Beckenmaximum- in die späte Beckenminimum-Gruppe und die von der späten Beckenmaximum- in die frühe Beckenminimum-Gruppe wechseln.

	Frühes Beckenmaximum	Frühes Beckenminimum	Wechsel von früh Max zu spät Min	Wechsel von spät Max zu früh Min
4 km/h				
Gesunde Bevölkerung	35,8 %	28,4 %	13,4 %	4,5 %
Leistungssportler	25,0 %	25,0 %	5,0 %	5,0 %
Kohorte Sprint	21,1 %	26,3 %	0,0 %	5,3 %
Kohorte Ausdauer	28,6 %	23,8 %	9,5 %	4,8 %
5 km/h				
Gesunde Bevölkerung	58,2%	50,8 %	11,9 %	4,5 %
Leistungssportler	45,0 %	35,0 %	15,0 %	5,0 %
Kohorte „Sprint“	42,1 %	31,6 %	15,8 %	5,3 %
Kohorte „Ausdauer“	47,6 %	38,1 %	14,3 %	4,8 %

4.3.4 Analyse der Zeitpunkte der Beckenmaxima nach Geschlecht

Im Folgenden werden die Zeitpunkte der Beckenmaxima der männlichen (n = 27, 67,5 %) und weiblichen (n = 13, 32,5 %) Leistungssportler in einem SGZ analysiert. Die nachstehenden zwei Graphiken (Abbildungen 32 und 33) stellen die Zeitpunkte der Beckenmaxima/-minima der männlichen und weiblichen Leistungssportler dar. In der frühen Beckenmaximum-Gruppe sind bei einer Geschwindigkeit von 4 km/h 14,8 % der männlichen und 46,2 % der weiblichen Probanden vertreten. Bei 5 km/h steigt der Anteil auf 40,7 % bei den männlichen und 53,9 % bei den weiblichen Probanden (Tabelle 15).

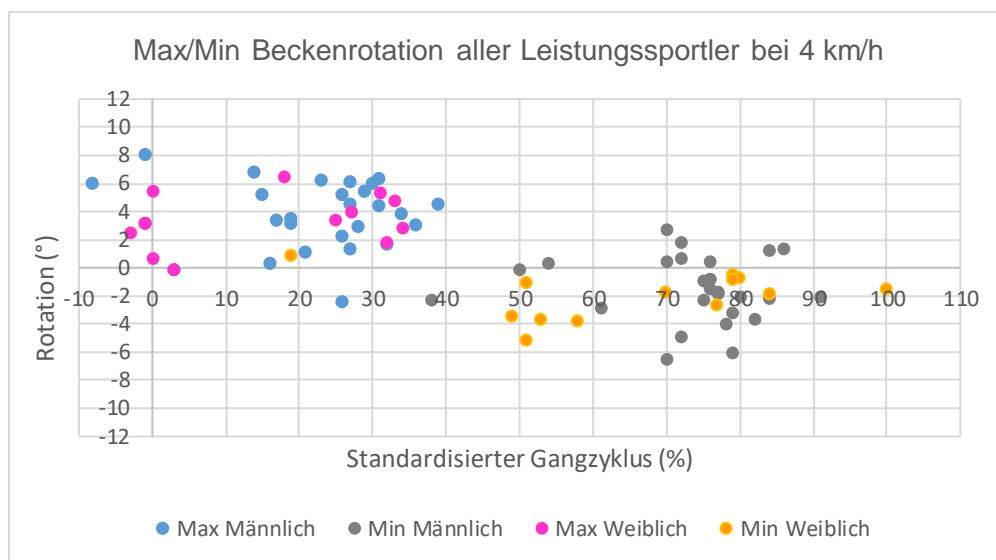


Abbildung 31: Individuelle Zeitpunkte der maximalen und minimalen Beckenrotation der männlichen (blau / grau) und weiblichen (pink / orange) Leistungssportler bei 4 km/h. Die Drehbewegung (°) des Beckens wird auf der y-Achse dargestellt (Bereich -12°/+12°), die Zeit des Auftretens innerhalb des Standardisierten Gangzyklus wird auf der x-Achse dargestellt (Bereich: -10%/+110%).

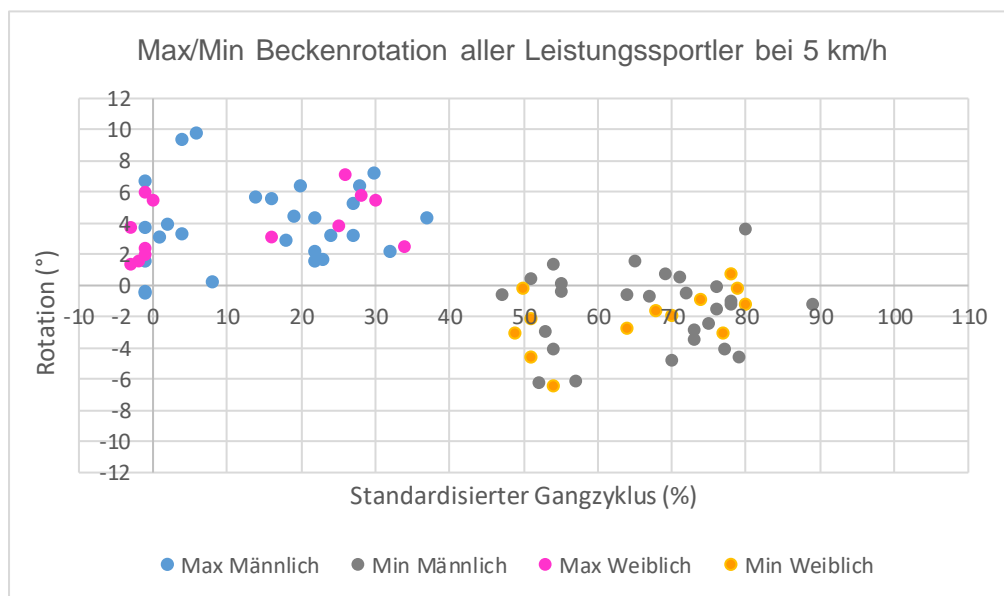


Abbildung 32: Individuelle Zeitpunkte der maximalen und minimalen Beckenrotation der männlichen (blau / grau) und weiblichen (pink / orange) Leistungssportler bei 5 km/h. Die Drehbewegung (°) des Beckens wird auf der y-Achse dargestellt (Bereich -12°/+12°), die Zeit des Auftretens innerhalb des Standardisierten Gangzyklus wird auf der x-Achse dargestellt (Bereich: -10%/+110%).

Ergebnisse

Die nachstehende Tabelle 15 gibt den Anteil mit frühem Beckenmaximum in der männlichen und weiblichen Gruppe bei 4 km/h und 5 km/h an. Bei 4 km/h ist der Anteil in der weiblichen Gruppe deutlich höher als in der männlichen. Mit der Erhöhung der Geschwindigkeit auf 5 km/h steigt der Anteil der männlichen Probanden mit frühem Beckenmaximum um 25,9 %, während der Zuwachs in der weiblichen Gruppe 7,7 % beträgt.

Tabelle 15: Prozentualer Anteil der männlichen und weiblichen Probanden mit frühem Beckenmaximum bei 4 km/h und 5 km/h.

Anteil mit frühem Beckenmaximum	bei 4 km/h	bei 5 km/h	p-Wert (McNemar-Test)
männlich	14,8 %	40,7 %	0,016
weiblich	46,2 %	53,9 %	1,0
p-Wert (Fisher-Exakte Test)	p = 0,052	p = 0,509	

Die Spannweite der Zeitpunkte der Beckenmaxima der männlichen und weiblichen Leistungssportler werden in der nachstehenden Tabelle 16 aufgeführt. Es zeigen sich keine geschlechterspezifischen Unterschiede.

Tabelle 16: Spannweite der Maxima-Zeitpunkte der Beckenrotation der männlichen und weiblichen Leistungssportler bei 4 km/h und 5 km/h.

Spannweite	männlich	weiblich
bei 4 km/h	-8 bis 39 %	-3 bis 34 %
bei 5 km/h	-1 bis 37 %	- 3 bis 34 %

In der folgenden Tabelle 17 werden die mittleren Zeitpunkte der Beckenmaxima und deren Varianz in der frühen und späten Beckenmaximum-Gruppe der Männer und Frauen aufgeführt. Bei einer Geschwindigkeit von 5 km/h zeigt sich in der frühen Beckenmaximum-Gruppe der größte geschlechterspezifische Unterschied: Während die weiblichen Probanden im Mittel ihre maximale Beckenrotation bei -1,6 % eines SGZ aufweisen, erfolgt diese bei den männlichen Probanden später bei 1,8 %.

Ergebnisse

Tabelle 17: Mittlere Zeitpunkte der Beckenmaxima und deren Varianz der frühen Beckenmaximum-Gruppe der männlichen und weiblichen Leistungssportler bei 4 km/h und 5 km/h.

	männlich	weiblich	
Frühes Beckenmaximum			
4 km/h			
Mittlerer Zeitpunkt (± SD)	- 1,8 % (± 3,9 %)	-0,3 % (± 1,8 %)	p-Wert: 0,524
Varianz	20,9	3,9	Verhältnis: 5,39
5 km/h			
Mittlerer Zeitpunkt (± SD)	1,8 % (± 3,1 %)	- 1,6 % (± 1,1 %)	p-Wert: 0,005
Varianz	10,6	1,3	Verhältnis: 8,15
Spätes Beckenmaximum			
4 km/h			
Mittlerer Zeitpunkt (± SD)	25,8 % (± 6,7 %)	28,6 % (± 5,3 %)	p-Wert: 0,274
Varianz	46,7	29,3	Verhältnis: 1,59
5 km/h			
Mittlerer Zeitpunkt (± SD)	23,8 % (± 5,7 %)	26,5 % (± 6,1 %)	p-Wert: 0,374
Varianz	37,1	36,7	Verhältnis: 1,01

Die folgende Tabelle 18 zeigt die mittlere zeitliche Verschiebung der Beckenmaxima auf einen früheren Zeitpunkt im SGZ bei einer Geschwindigkeitssteigerung von 4 km/h auf 5 km/h. In der Kohorte „Sprint“ tritt der größte geschlechtsspezifische Unterschied auf, mit einer mittleren Verschiebung von 8,5 % bei den männlichen und 1,6 % bei den weiblichen Probanden.

Tabelle 18: Mittlere zeitliche Verschiebung der Beckenmaxima auf einen früheren Zeitpunkt in einem SGZ bei Erhöhung der Geschwindigkeit von 4 km/h auf 5 km/h der männlichen und weiblichen Leistungssportler.

Mittlere zeitliche Vorverlagerung des Beckenmaximums im SGZ	männlich	weiblich	p – Wert (t-Test)
Leistungssportler	6,9 % (± 13,5 %)	3,9 % (± 12,4 %)	0,493
Kohorte „Sprint“	8,5 % (± 10,7 %)	1,6 % (± 12,3 %)	0,242
Kohorte „Ausdauer“	5,5 % (± 15,3 %)	6,5 % (± 11,9 %)	0,876

4.3.5 Analyse der Zeitpunkte der Beckenmaxima zwischen den Sportarten Fußball und Triathlon

Im Folgenden werden die Zeitpunkte der Beckenmaxima der Fußballer ($n = 7$) und der Triathleten ($n = 9$) in einem SGZ untersucht (Abbildung 34 und 35). In der Fußball-Gruppe befinden sich 71,4 % männliche und in der Triathlon-Gruppe 88,9 % männliche Probanden. Es zeigt sich, dass die Fußballer bei einer Geschwindigkeit von 4 km/h ausschließlich ein spätes Beckenmaximum aufweisen, während bei 5 km/h auch vereinzelte Probanden ein frühes Beckenmaximum zeigen.

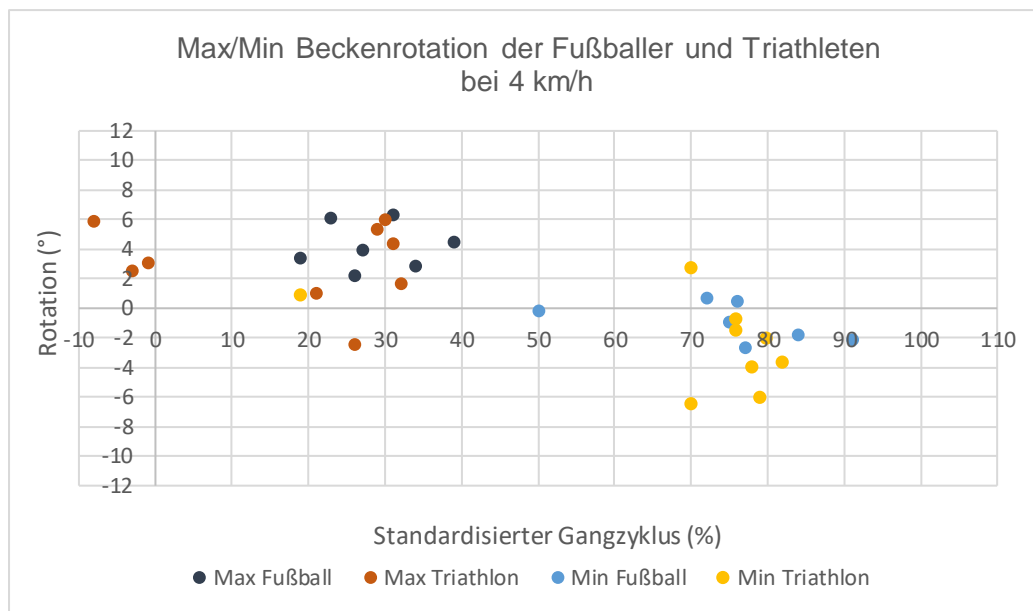


Abbildung 34: Individuelle Zeitpunkte der Beckenmaxima der Sportarten Fußball und Triathlon bei 4 km/h. Die Drehbewegung ($^{\circ}$) des Beckens wird auf der y-Achse dargestellt (Bereich $-12^{\circ}/+12^{\circ}$), die Zeit des Auftretens innerhalb des Standardisierten Gangzyklus wird auf der x-Achse dargestellt (Bereich: $-10\%/+110\%$).

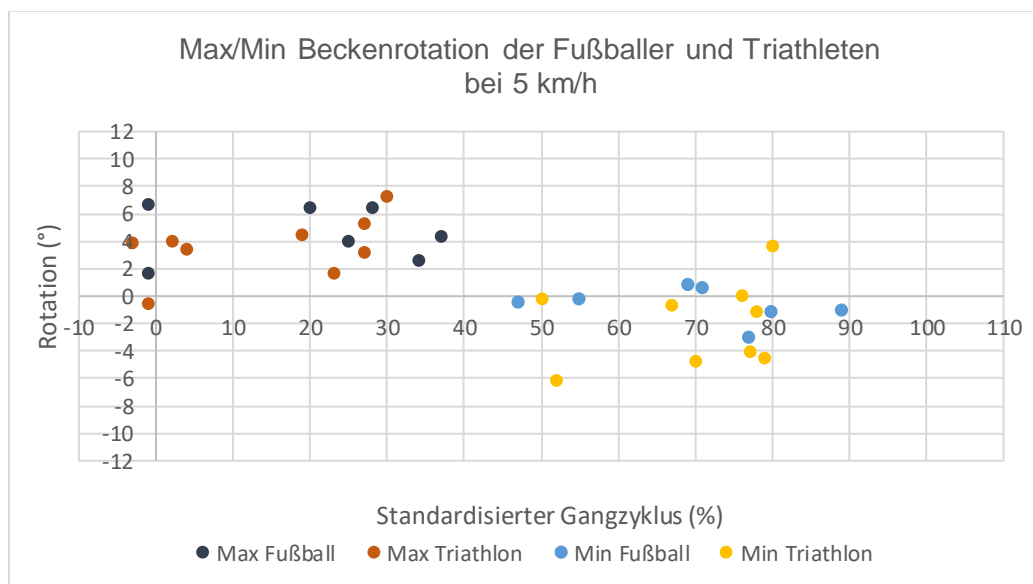


Abbildung 35: Individuelle Zeitpunkte der Beckenmaxima der Sportarten Fußball und Triathlon bei 5 km/h. Die Drehbewegung ($^{\circ}$) des Beckens wird auf der y-Achse dargestellt (Bereich $-12^{\circ}/+12^{\circ}$), die Zeit des Auftretens innerhalb des Standardisierten Gangzyklus wird auf der x-Achse dargestellt (Bereich: $-10\%/+110\%$).

Ergebnisse

Die nachstehende Tabelle 19 gibt in der Fußball- und Triathlon-Gruppe den Anteil mit frühem Beckenmaximum in beiden Geschwindigkeiten an. Bei 4 km/h weisen die Fußballspieler kein frühes Beckenmaximum auf. Mit der Erhöhung der Geschwindigkeit auf 5 km/h steigt der Anteil der Fußballer mit frühem Beckenmaximum auf 28,6 %, während der entsprechende Anteil in der Triathlon-Gruppe um 11,1 % zunimmt.

Tabelle 19: Prozentualer Anteil der Fußballer und Triathleten mit frühem Beckenmaximum bei 4 km/h und 5 km/h.

Anteil mit frühem Beckenmaximum	bei 4 km/h	bei 5 km/h	p-Wert (McNemar-Test)
Fußball	0,0 %	28,6 %	0,5
Triathlon	33,3 %	44,4 %	1,0
p-Wert (Fisher-Exakte Test)		0,633	

Die Spannweiten der Zeitpunkte der Beckenmaxima der Fußballspieler und Triathleten sind in der Tabelle 20 aufgeführt. Die Fußballer zeigen bei 4 km/h eine vergleichsweise geringe Spannweite von 10 %, während die Triathleten mit 40 % eine deutlich höhere Variabilität aufweisen.

Tabelle 20: Spannweite der Zeitpunkte der Beckenmaxima der Fußballspieler und Triathleten bei 4 km/h und 5 km/h in einem SGZ.

Spannweite	Fußball	Triathlon
bei 4 km/h	19 bis 39 %	-8 bis 32 %
bei 5 km/h	-1 bis 37 %	- 3 bis 30 %

Ergebnisse

Die in Tabelle 21 dargestellten Ergebnisse zeigen die mittleren Zeitpunkte der Beckenmaxima innerhalb der frühen und späten Beckenmaximum-Gruppen der Fußballer und Triathleten. In der Triathlon-Kohorte tritt bei einer Geschwindigkeit von 4 km/h in der frühen Beckenmaximum-Gruppe die maximale Beckenrotation bei -4,0 % eine SGZ auf, während diese bei 5 km/h deutlich später bei 0,5 % liegt.

Tabelle 21: Mittlerer Zeitpunkt des Beckenmaximums in der frühen Beckenmaximum-Gruppe der Fußballerspieler und Triathleten bei 4 km/h und 5 km/h.

	Fußball	Triathlon	
Frühes Beckenmaximum			
4 km/h			
Mittlerer Zeitpunkt (± SD)	-	-4,0 % (± 2,9 %)	
Varianz	-	13,0	
5 km/h			
Mittlerer Zeitpunkt (± SD)	-1,0 % (± 0,0%)	0,5 % (± 2,7 %)	p-Wert: 0,348
Varianz	0	9,7	
Spätes Beckenmaximum			
4 km/h			
Mittlerer Zeitpunkt (± SD)	28,4 % (± 6,3 %)	28,2 % (± 4,1 %)	p-Wert: 0,947
Varianz	46,0	16,6	Verhältnis: 2,77
5 km/h			
Mittlerer Zeitpunkt (± SD)	28,8 % (± 6,8 %)	25,2 % (± 3,8 %)	p-Wert: 0,341
Varianz	46,7	18,2	Verhältnis: 2,57

Die nachfolgende Tabelle 22 zeigt die mittlere zeitliche Verschiebung des Beckenmaximums auf einen früheren Zeitpunkt im SGZ infolge einer Erhöhung der Geschwindigkeit von 4 km/h auf 5 km/h. In der Fußball-Kohorte zeigt sich mit 8,1 % eine deutlich größere mittlere Verschiebung im Vergleich zur Triathlon-Kohorte, bei der die Vorverlagerung 3,2 % beträgt.

Tabelle 22: Mittlere zeitliche Verschiebung der Beckenmaxima auf einen früheren Zeitpunkt im SGZ bei Erhöhung der Geschwindigkeit von 4 km/h auf 5 km/h der Fußballer und Triathleten.

	Fußball	Triathlon	p-Wert
Mittlere zeitliche Vorverlagerung des Beckenmaximums im SGZ	8,1 % (± 9,9 %)	3,2 % (± 17,0 %)	0,483

4.3.6 Maximale Rotationsamplitude des Beckens im SGZ

Im Folgenden wird das maximale Ausmaß der Beckenrotation in einem SGZ der gesunden Bevölkerung und der Leistungssportler untersucht. Zwischen beiden Gruppen zeigen sich weder bei 4 km/h noch bei 5 km/h Unterschiede im Rotationsausmaß des Beckens. Die Erhöhung der Gehgeschwindigkeit wirkt sich in der Gruppe der gesunden Bevölkerung ($p = 0,012$) am stärksten auf die Erhöhung der Beckenrotation aus. In der Gruppe der Leistungssportler ist der Einfluss geringer ($p = 0,179$). Die nachstehende Tabelle 23 führt die mittlere maximale Beckenrotation in einem SGZ der gesunden Bevölkerung, der Leistungssportler und der Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“ bei 4 km/h und 5 km/h auf.

Tabelle 23: Mittlere maximale Beckenrotation (°) der allgemeinen Bevölkerung, der Leistungssportler und der Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“. Die p-Werte beziehen sich zum einen auf die Geschwindigkeiten und zum anderen auf die Werte der gesunden Bevölkerung.

Geschwindigkeit	Gesunde Bevölkerung	Leistungs-sportler	Kohorte „Sprint“	Kohorte „Ausdauer“
4 km/h				
Mittelwert (\pm SD)	3,58° (\pm 2,65°)	3,64° (\pm 2,24°)	4,19° (\pm 2,09°)	3,16° (\pm 2,31°)
p-Wert		0,901	0,299	0,488
5 km/h				
Mittelwert (\pm SD)	4,32° (\pm 2,72°)	3,96° (\pm 2,40°)	4,58° (\pm 2,56°)	3,40° (\pm 2,15°)
p-Wert		0,477	0,703	0,117
p-Wert	0,012	0,179	0,833	0,836

Die zwei Graphiken (Abbildung 36 und 37) visualisieren die Ergebnisse der Rotationsamplitude des Beckens der gesunden Bevölkerung, der Leistungssportler und der Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“.

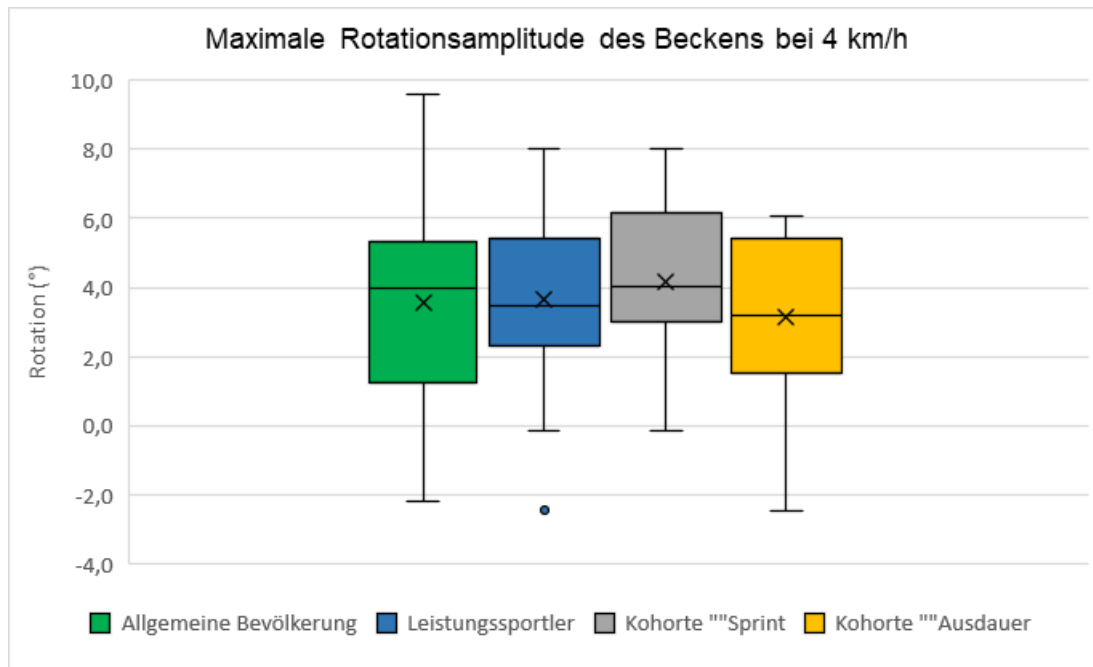


Abbildung 36: Graphische Darstellung der statistischen Ergebnisse der maximalen Beckenrotation bei 4 km/h der gesunden Bevölkerung, der Leistungssportler und der Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“. Die maximale Drehbewegung des Beckens (°) wird auf der y-Achse dargestellt. Die Box (Quartil 1 bis 3) enthält die mittleren 50 % der Daten. Der mittlere Strich in der Box ist der Median, das X gibt den Mittelwert an. Die Linien außerhalb der Box reichen bis zu maximal des 1,5-fachen des Interquartilsabstandes. Die Punkte sind Ausreißer, die außerhalb des normalen Bereichs liegen.

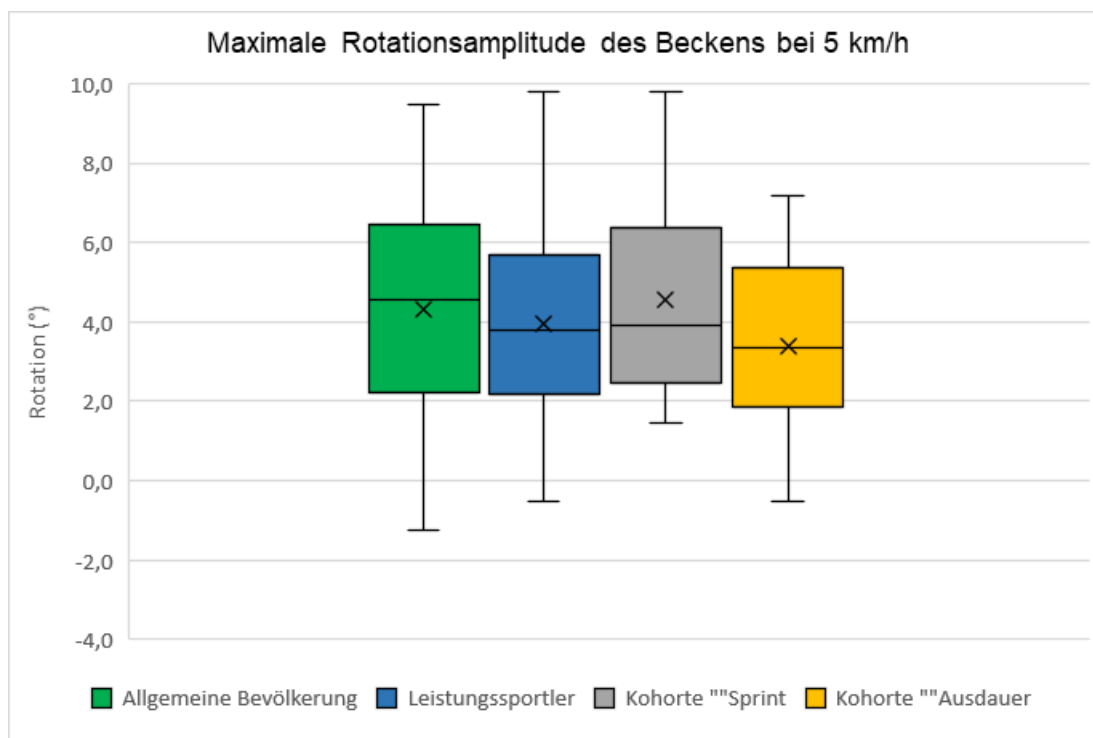


Abbildung 37: Graphische Darstellung der statistischen Ergebnisse der maximalen Beckenrotation bei 5 km/h der gesunden Bevölkerung, der Leistungssportler und der Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“. Die maximale Drehbewegung des Beckens (°) wird auf der y-Achse dargestellt. Die Box (Quartil 1 bis 3) enthält die mittleren 50 % der Daten. Der mittlere Strich in der Box ist der Median, das X gibt den Mittelwert an. Die Linien außerhalb der Box reichen bis zu maximal des 1,5-fachen des Interquartilsabstandes. Die Punkte sind Ausreißer, die außerhalb des normalen Bereichs liegen.

5 Diskussion

Die vorliegende wirbelsäulen- und beckenspezifische Ganganalyse von Leistungssportlern auf dem Laufband, welche die Rotation der Wirbelkörper und des Beckens in Relation zum Gangzyklus mittels Videorasterstereographie untersucht, stellt, soweit bekannt, die erste Studie dieser Art in der wissenschaftlichen Literatur dar.

Der Schwerpunkt dieser Untersuchung liegt auf dem Zeitpunkt der maximalen Beckenrotation und dessen Varianz innerhalb eines SGZ. Die Ergebnisse dieser Untersuchung werden mit den Daten der gesunden Bevölkerung aus der vorherige Referenzstudie von Huthwelker et al. verglichen. Ziel dieser Grundlagenforschung ist es, den optimalen Zeitpunkt der maximalen Beckenrotation während des Gangs mit Hilfe von Leistungssportlern weiter einzugrenzen, da die Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation der gesunden Bevölkerung weit gestreut sind (2). Die gewonnenen Erkenntnisse sollen zur Bestimmung eines optimalen Gangprofils beitragen.

Die Ergebnisse der Messungen der Beckenmaxima werden auch innerhalb der Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“ und nach dem Geschlecht untersucht, wobei Unterschiede analysiert und herausgearbeitet werden.

5.1 Analyse der Probandencharakteristika

Im folgenden Abschnitt werden die wichtigsten Unterschiede in den Probandencharakteristika der gesunden Bevölkerung und der Leistungssportler erläutert.

Die biometrischen Merkmale der gesunden Bevölkerung zeigen im Vergleich zu den Leistungssportlern in der Rubrik Alter und Geschlechterverteilung Unterschiede auf. Die Probanden der gesunden Bevölkerung sind zwar statistisch messbar älter, dies ist jedoch aufgrund des geringen Altersunterschieds zu vernachlässigen, da hier keine Verzerrungen zu erwarten sind. Im Gegensatz dazu könnte der Unterschied in der Geschlechterverteilung zwischen der gesunden Bevölkerung und der Leistungssportler die Ergebnisse der Zeitpunkte der Beckenmaxima im Vergleich verzerren, da Frauen im Vergleich zu Männern eine geschlechterspezifische Beckendynamik im Gangverhalten zeigen (40, 48, 76, 77). Der BMI weist zwischen beiden Vergleichsgruppen keine relevanten Abweichungen auf. Im Vergleich der beiden Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“ zeigen sich hinsichtlich der erfassten biometrischen Merkmale keine signifikanten Unterschiede. Dabei wäre aufgrund der sportartspezifischen Unterschiede in der Körperzusammensetzung zu erwarten gewesen, dass die Sprinter einen höheren BMI aufweisen. Dies ließe sich durch die bei Sprintern

typische ausgeprägte Muskelhypertrophie erklären, während Ausdauerläufer in der Regel eine geringere Körpermasse und eine schlankere Statur aufweisen (78).

Die in die Kohorte „Sprint“ eingeschlossenen Sportarten umfassten sowohl symmetrische als auch asymmetrische Disziplinen. Eine weitere Differenzierung innerhalb der Kohorte wäre sinnvoll gewesen, da bereits bestehende Unterschiede zwischen symmetrischen und asymmetrischen Sportarten untersucht wurden (58).

Die Leistungssportler wurden nach Ihrem Trainingspensum durch unsere Expertengruppe definiert. Durch das Mindestkriterium von mindestens fünf Trainingseinheiten pro Woche, konnte eine klare Abgrenzung zu Hobbysportlern erreicht werden. Die durchschnittliche Trainingsfrequenz der eingeschlossenen Leistungssportler lag bei 5,86 Einheiten pro Woche und damit nur geringfügig über dem festgelegten Schwellenwert. Eine Anhebung der Mindestanforderung wäre nicht zielführend gewesen und hätte die Probandenrekrutierung unnötig erschwert. Da die Probanden der gesunden Bevölkerung keine sportlichen Voraussetzungen erfüllen mussten, ist nicht auszuschließen, dass auch ambitionierte Sportler oder Leistungssportler mit einem ähnlichen Trainingspensum dort vertreten sein könnten. Dies könnten die Unterschiede in den Ergebnissen der Zeitpunkte der Beckenmaxima sowie deren Varianz zwischen beiden Vergleichsgruppen verringern.

Bei der Analyse der Angaben der Wohlfühlgeschwindigkeit ist festzustellen, dass die Mehrheit der Sprinter die niedrigere Geschwindigkeit bevorzugte, während die Mehrheit der Ausdauerläufer die höhere wählte. Dies könnte auf die unterschiedlichen Laufstile zurückzuführen sein, die sich im Gangbild widerspiegeln. Ausdauerläufer sind überwiegend Rückfußläufer, während Sprinter häufig Vorfußläufer sind (79). Dieser Umstand könnte sich auf Schrittlänge und somit auf die Wohlfühlgeschwindigkeit im Gang auswirken. Es ist anzunehmen, dass Sprinter tendenziell kürzere Schritte bevorzugen, was sich insbesondere bei einer Geschwindigkeit von 4 km/h bemerkbar macht. Bei einer Erhöhung auf 5 km/h erfordert eine kürzere Schrittlänge eine entsprechend höhere Schrittfrequenz, was das subjektive Wohlbefinden beim Gehen beeinträchtigen könnte. Im Gegensatz dazu sind Ausdauerläufer vermutlich an längere Schritte gewöhnt und neigen daher eher zu höheren Geschwindigkeiten, bei denen sie sich während des Gehens wohlfühlen.

Die Resultate der Vortests (TUG-Test, 2-Minuten-Gehtest, Back Performance Scale) der Leistungssportler zeigen eine relative Homogenität innerhalb beider Kohorten auf. Die verwendeten Testverfahren dienen dazu, Probanden mit ausgeprägten Einschränkungen der Gehfähigkeit oder relevanten funktionellen Wirbelsäulenbeschwerden vorab aus der Studie auszuschließen. Da für die Studienteilnahme ein funktionell gesunder Bewegungsapparat Voraussetzung war, waren zwischen den Kohorten keine messbaren Unterschiede in den Vortest-Ergebnissen zu erwarten.

5.2 Analyse der Kurvenverläufe im SGZ

Die Kurvenverläufe der maximalen Rotation der Wirbelkörper und des Beckens für jeden Zeitschritt in einem SGZ zeigen graphisch zwischen der gesunden Bevölkerung und der Leistungssportler keine wesentlichen Unterschiede auf. Die in der Studie von Huthwelker et al. gewonnenen Erkenntnisse zu den Zeitpunkten des maximalen Rotationsausschlags der Wirbelkörper sowie deren maximaler Drehbewegung für jeden Zeitschritt in einem SGZ konnten durch die vorliegende Studie bestätigt und untermauert werden (2). Die vergleichbaren Kurvenverläufe der Wirbelkörper- und Beckenrotation stützen die Erkenntnisse von Leroy et al., die ebenfalls keine wesentlichen Unterschiede im Gangmuster zwischen Athleten und nicht-athletischen Personen feststellen konnten (58). Dies legt nahe, dass die Ausübung einer symmetrischen oder einseitig betonten, laforientierten Sportart das Gehen nicht maßgeblich beeinflusst. Dieses Ergebnis unterstreicht die hohe Reproduzierbarkeit des menschlichen Gangmusters, wie bereits von Murray et al. berichtet (80).

5.3 Analyse der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation im SGZ

Im nachstehenden Abschnitt werden die Zeitpunkte der Beckenmaxima und deren Varianz der gesunden Bevölkerung und der Leistungssportler analysiert.

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass die individuellen Zeitpunkte der Beckenmaxima innerhalb eines SGZ bei den Leistungssportlern eine ähnlich breite Streuung aufweisen wie in der gesunden Bevölkerung. Entgegen der ursprünglichen Annahme konnte somit keine geringere Varianz bei den Leistungssportlern festgestellt werden. Auch die Verteilung der Messwerte lässt keine Normalverteilung erkennen, was durch die berechneten Varianzen zusätzlich bestätigt wird. Diese Ergebnisse widersprechen der zuvor beschriebenen Hypothese, nach der bei Leistungssportlern eine geringere zeitliche Streuung und eine annähernde Normalverteilung der Zeitpunkte der Beckenmaxima zu erwarten gewesen wäre.

Lediglich in der Kohorte „Sprint“ zeigte sich bei einer Geschwindigkeit von 4 km/h eine geringere Varianz im Vergleich zur gesunden Bevölkerung. Allerdings ist die berechnete Effektstärke als sehr gering einzustufen, sodass von einem relevanten Unterschied nicht ausgegangen werden kann.

Weiterhin ist zudem eine leichte Abnahme der Varianz mit zunehmender Geschwindigkeit sowohl in der gesunden Bevölkerung als auch bei den Leistungssportlern zu erkennen. Eine mögliche Erklärung hierfür könnte in der veränderten sensomotorischen Kontrolle bei höherem Bewegungstempo liegen. Denn mit zunehmender Geschwindigkeit nehmen die Anforderungen an die dynamische Stabilität zu (81), was zu einer engeren zeitlichen

Abstimmung der Segmentbewegungen führen könnte und somit auch zu einer reduzierten zeitlichen Streuung der Beckenmaxima innerhalb einer Population.

Insgesamt zeigen die Ergebnisse, dass der laforientierte Leistungssport nicht zwangsläufig mit einer geringeren zeitlichen Streuung der Beckenmaxima und einer idealisierten Verteilung einhergeht. Dies könnte darauf hindeuten, dass selbst im Leistungssport interindividuelle Unterschiede im Gangbild erhalten bleiben und keine großen sportartspezifische Anpassungen erfolgen.

Der Vergleich der Varianzen der Zeitpunkte der Beckenmaxima zwischen den Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“ zeigt ein geschwindigkeitsabhängiges Muster. Bei 4 km/h weist die Kohorte „Sprint“ eine geringere Varianz auf, während bei 5 km/h die Kohorte „Ausdauer“ die geringere Varianz zeigt. Eine Erklärung hierfür könnte hierfür zum einen in der Präferenz hinsichtlich der Gehgeschwindigkeit liegen, die dem jeweiligen subjektivem „Wohlfühlbereich“ entspricht. Die Mehrheit der Sprinter gab 4 km/h als bevorzugte Gehgeschwindigkeit an, wohingegen die Ausdauersportler 5 km/h als angenehmer empfanden. Dies könnte an dem Trainingshintergrund der beiden Kohorten liegen. Sprinter sind an intensive, aber kurze Belastungen mit hoher Kontrolle über den Bewegungsablauf gewöhnt, was bei niedrigen Geschwindigkeiten möglicherweise zu einem stabileren Muster führt. Ausdauerläufer hingegen zeigen beim Laufen eine gleichmäßige Bewegung unter länger andauernder Belastung, was sich bei 5 km/h widerspiegeln könnte, die ihrer alltäglichen oder wettkampforientierten Fortbewegung näherkommt. Dies legt die Annahme nahe, dass die individuelle Wohlfühlgeschwindigkeit die Streuung der Zeitpunkte der Beckenmaxima beeinflussen könnte. In diesem Bereich ist das Bewegungsmuster vermutlich stärker automatisiert, koordinativ ökonomisiert und dadurch stabiler, was sich in einer geringeren Varianz der Zeitpunkte der Beckenmaxima äußern kann.

Bei Betrachtung der Häufigkeitsverteilung lassen sich die Zeitpunkte der Beckenmaxima in einem SGZ in folgende zwei Häufigkeitsgruppen einteilen: frühes und spätes Beckenmaximum. Daher werden die Zeitpunkte der Beckenmaxima innerhalb beider Gruppen nochmal separat analysiert und verglichen. Sowohl in der gesunden Bevölkerung als auch bei den Leistungssportlern ist bei 4 km/h der Anteil mit frühem Beckenmaximum geringer als mit spätem Beckenmaximum. Der Anteil erhöht sich aber bei beiden Gruppen während der Geschwindigkeitserhöhung von 4 km/h auf 5 km/h. Ebenso ist der mittlere Zeitpunkt der Beckenmaxima der gesunden Bevölkerung und der Leistungssportler bei 5 km/h früher im SGZ als bei 4 km/h. Daher kann davon ausgegangen werden, dass die Geschwindigkeitssteigerung einen Einfluss auf das frühe und späte Beckenmaximum haben könnte. Ein möglicher Erklärungsansatz, dass das Becken bei niedriger Geschwindigkeit überwiegend spät seine maximale Rotation erreicht, liege darin, dass die Schrittlängen und

Diskussion

der beckenbedingte Anteil an der Schrittlänge bei 4 km/h geringer ist als bei 5 km/h und dass das Becken somit weniger zur Verlängerung der Schrittlänge genutzt werde (47). Daraus lässt sich annehmen, dass mit zunehmender Geschwindigkeit mehr Probanden ihr Becken früher im Gangzyklus maximal rotieren, um gezielt zur Verlängerung der Schrittlänge beizutragen. Die frühere Ausführung der maximalen Beckenrotation könnte zur Minimierung des Energieverbrauchs pro zurückgelegte Strecke beitragen, da die Reduktion des Energieaufwands ein wichtiger Einflussfaktor auf das Gangverhalten ist (82). Dass die Leistungssportler ihr Becken während der Geschwindigkeitssteigerung im Durchschnitt früher rotieren als die gesunde Bevölkerung, könnte darauf zurückzuführen sein, dass sie effiziente Bewegungsmuster aus dem Lauftraining übernehmen.

Der mittlere Zeitpunkt der Beckenmaxima liegt in der frühen Beckenmaximum-Gruppe nahe dem Initialkontakt, während er in der späten Beckenmaximum-Gruppe bei etwa einem Viertel des SGZ erreicht wird. Die Messungen zeigen, dass die Leistungssportler in der frühen Beckenmaximum-Gruppe ihr Becken sowohl bei 4 km/h als auch bei 5 km/h durchschnittlich früher rotieren als die gesunde Bevölkerung. Ebenso ist die Varianz der Maxima-Zeitpunkte in der frühen Beckenmaximum-Gruppe der Leistungssportler bei beiden Geschwindigkeiten deutlich geringer im Vergleich zur gesunden Bevölkerung. Ebenso zeigen die Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“ vergleichbare Ergebnisse, wobei die geringste Varianz die Kohorte „Sprint“ bei 4 km/h zeigt. Die Messdaten der frühen Beckenmaximum-Gruppe unterstützen die vor Studienbeginn gestellte Annahme, dass die Leistungssportler ihr Becken im SGZ früher rotieren und eine geringere Streuung aufweisen als die gesunde Bevölkerung. Dies trifft jedoch nur für die frühe Beckenmaximum-Gruppe zu. Leistungssportler mit frühem Beckenmaximum zeigen eine einheitliche und effiziente Beckenbewegung im Gang, indem sie das Becken früher rotieren und dadurch ihre Schrittlänge optimieren. Dies führt zu einem Weggewinn bei gleichbleibendem Energieverbrauch.

Die in beiden Geschwindigkeiten beobachteten erhöhten Varianzen der Leistungssportler mit spätem Beckenmaximum resultieren primär aus den hohen Varianzen innerhalb der Kohorte „Sprint“. Dies weist auf eine stark individualisierte Beckendynamik in dieser Subgruppe hin.

5.4 Analyse des Beckenmaximums und -minimums

Nachfolgend wird der Wechsel der Probanden der gesunden Bevölkerung und der Leistungssportler von der frühen bzw. späten Beckenmaximum-Gruppe in die frühe bzw. späte Beckenminimum-Gruppe untersucht.

Insgesamt lassen sich keine großen Unterschiede zwischen den Anteilen in der frühen Beckenmaximum- und den in der frühen Beckenminium-Gruppe innerhalb der gesunden Bevölkerung und der Leistungssportler feststellen. Die Wechsel von der frühen Beckenmaximum- in die späte Beckenminimum-Gruppe aller Gruppen sind sehr gering und statistisch nicht von Bedeutung. Bei 5 km/h zeigt sich lediglich eine geringe Tendenz, dass einige Leistungssportler ihr Becken früh im SGZ nach rechts und anschließend spät nach links rotieren. In der gesunden Bevölkerung ist diese leichte Tendenz bereits bei 4 km/h zu beobachten. Dies könnte auf eine zunehmende Asymmetrie im Gangbild der Leistungssportler mit steigender Geschwindigkeit hinweisen. Innerhalb der Kohorte „Sprint“ tritt bei 5 km/h die ausgeprägteste Asymmetrie auf, was möglicherweise im Zusammenhang mit der bevorzugten Gehgeschwindigkeit von 4 km/h in dieser Kohorte steht. Insgesamt untermauern diese Ergebnisse der zeitlichen Beckenrotation nach links und rechts in einem SGZ die bereits durchgeführten Studien, die zeigen, dass der menschliche Gang eine gewisse Asymmetrie aufweist und nicht vollständig bilateral symmetrisch ist (83-87).

5.5 Analyse der Zeitpunkte der Beckenmaxima nach Geschlecht

Im nachstehenden Kapitel werden die Zeitpunkte der Beckenmaxima der Leistungssportler innerhalb beider Geschlechter verglichen.

Bei den weiblichen Leistungssportlerinnen liegt der Anteil mit frühem Beckenmaximum höher als bei den männlichen Leistungssportlern. Weiterhin liegt die durchschnittliche maximale Beckenrotation der Frauen mit frühem Beckenmaximum bereits vor dem Initialkontakt. Gleichzeitig weisen ihre Maxima-Zeitpunkte eine deutlich geringere Varianz auf als die der Männer. Diese Messergebnisse erweitern die Annahme, dass Frauen ihre Schrittlänge im Verhältnis zu ihren kürzeren Gliedmaßen nicht nur durch eine größere Drehbewegung des Beckens steigern (48), sondern zusätzlich bei einem frühen Beckenmaximum durch ein Beckenmaximum vor dem Initialkontakt. Dadurch wird eine maximale funktionelle Verlängerung der Beine ermöglicht, was wiederum zu einer größeren Schrittlänge führt.

Der größte Effekt der Geschwindigkeitssteigerung von 4 km/h auf 5 km/h zeigt sich bei den Männern. Zum einen steigt der Anteil an Probanden mit frühem Beckenmaximum, zum anderen kommt es zu einer durchschnittlichen größeren Verlagerung des Beckenmaximums

auf einen früheren Zeitpunkt im SGZ. Dies deutet darauf hin, dass Frauen bereits bei niedriger Geschwindigkeit ihre Schrittlänge durch eine frühzeitige Beckenrotation optimieren, während die Männer entsprechende Anpassungen erst bei höherer Geschwindigkeit vornehmen.

Die unterschiedlichen Ergebnisse der Beckenmuster zwischen Männern und Frauen verdeutlichen erneut, dass es geschlechtsspezifische Gangmuster gibt, wie bereits in früheren Studien gemessen (77, 88-90).

5.6 Analyse der Zeitpunkte der Beckenmaxima zwischen den Fußballspielern und den Triathleten

Im folgenden Abschnitt werden die Zeitpunkte der Beckenmaxima der Fußballer und Triathleten in einem SGZ untersucht und miteinander verglichen.

Alle Fußballer zeigen bei 4 km/h lediglich ein spätes Beckenmaximum und -minimum und somit die geringste Varianz der Zeitpunkte der Beckenmaxima. Erst während der Geschwindigkeitserhöhung auf 5 km/h zeigen einige Fußballer auch ein frühes Beckenmaximum, um möglicherweise diese Anpassung gezielt zur Verlängerung der Schrittlänge zu nutzen. Dagegen zeigt ein gewisser Anteil der Triathleten bei beiden Geschwindigkeiten bereits ein frühes Beckenmaximum. Die Geschwindigkeitssteigerung von 4 km/h auf 5 km/h hat auf die Vorverlagerung des Beckenmaximums im SGZ bei den Fußballspielern den größeren Effekt. Im Gegensatz dazu zeigte sich bei den Triathleten lediglich eine geringe Anpassung der Beckendynamik. Diese Beobachtung könnte auf die symmetrische Sportart sowie auf die Art des Trainings zurückzuführen sein. Die für den Sport typische gleichmäßige, zyklische Bewegung unter kontinuierlicher Belastung könnte zur Ausbildung eines besonders stabilen und wenig variablen Gangmusters beitragen, das auch bei Geschwindigkeitssteigerungen nur geringe Modifikationen aufweist. Dass sowohl männliche als auch weibliche Fußballer/-innen bei 4 km/h ein einheitliches Beckenprofil zeigen und die Beckenrotation in einem SGZ erst spät einsetzen, könnte auf das intensive Fußballtraining zurückzuführen sein, das möglicherweise ein sportartspezifisches Gangmuster begünstigt. Dies unterstützt die bisherigen Untersuchungen von Leroy et al., dass Athleten mit überwiegend einseitigen Belastungsmustern unterschiedliche Gangvariablen und damit eine sportartspezifische Gangart aufweisen, im Gegensatz zu Athleten mit symmetrischen Bewegungsmustern oder zu Nicht-Athleten. Diese Unterschiede könnten auf eine asymmetrische Muskelentwicklung, das zentrale motorische Programm oder eine Kombination beider Faktoren zurückzuführen sein (58).

5.7 Analyse der maximalen Rotationsamplitude des Beckens im SGZ

Im Folgenden werden die maximalen Drehbewegungen des Beckens in einem SGZ analysiert.

Sowohl bei 4 km/h als auch 5 km/h entspricht insgesamt die maximale Drehbewegung der Leistungssportler denen der gesunden Bevölkerung. Die geringfügig erhöhte Beckenrotation in der gesunden Bevölkerung könnte darauf zurückzuführen sein, dass mehr Frauen vertreten waren. Frauen nutzen ihr breiteres Becken möglicherweise dazu, ihre Schrittlänge im Verhältnis zu ihren kürzeren Gliedmaßen zu vergrößern, indem sie das Becken stärker rotieren lassen (48). Auch eine differenzierte Betrachtung beider Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“ zeigen keine wesentlichen Unterschiede im Vergleich zur gesunden Bevölkerung. Diese Ergebnisse unterstützen die Studie von Crosbie et al., die in ihrer Analyse der allgemeinen Bevölkerung eine durchschnittliche maximale Beckenrotation von $4^\circ (\pm 2,5^\circ)$ bei 4,68 km/h feststellten (11).

Dagegen stehen diese Ergebnisse im Gegensatz zu den Messdaten von Whitcome et al., die in ihrer Untersuchung von Sportlern und Freizeitläufern bei einer Geschwindigkeit von 4,5 km/h eine durchschnittliche maximale Beckenrotation von $7,20^\circ (\pm 3,98^\circ)$ bei Männern und $9,40^\circ (\pm 6,05^\circ)$ bei Frauen ermittelten (48).

Der Einfluss der Geschwindigkeitserhöhung auf die Steigerung der Drehbewegung des Beckens ist in der gesunden Bevölkerung am deutlichsten ausgeprägt. Das Ergebnis entspricht den Erkenntnissen der Studien von Whitcome et al (48) und Liang et al. (47) die bei zunehmender Erhöhung der Gehgeschwindigkeit eine Steigerung der maximalen Beckenrotationsamplitude ermitteln konnten. Bei den Leistungssportlern ist nur eine geringfügige Steigerung zu erkennen. Dies könnte darauf hindeuten, dass die Beckenbewegung durch bestehende Trainingsanpassungen bereits optimiert ist, sodass bei einer moderaten Geschwindigkeitssteigerung keine größeren Rotationsanpassungen notwendig sind. Darüber hinaus erscheint es plausibel, dass das intensive Training zur Stabilisierung des Gangmusters beiträgt, wodurch geringfügige Veränderungen im Bewegungsablauf weniger deutlich ausgeprägt sind. Möglicherweise würde eine weitere Erhöhung der Geschwindigkeit größere Anpassungsreaktionen in der Beckenrotation der Leistungssportler offenlegen.

5.8 Stärken und Limitationen der Studie

Eine wesentliche methodische Stärke dieser Studie besteht in der Verwendung desselben Messsystems wie in der Referenzstudie, wodurch systematische Messabweichungen verringert und Unterschiede verlässlicher dargestellt werden können. Gleichzeitig kann mit der gewählten Messmethode der Videorasterstereographie das Rotationsverhalten einzelner Wirbelkörper und des Beckens im Gang strahlenfrei und zuverlässig erfasst werden.

Eine weitere Stärke der vorliegenden Studie liegt in der hohen Anzahl an laforientierten Leistungssportlern ($n = 40$) mit einem hohen Trainingspensum. Gleichzeitig ergibt sich hieraus jedoch eine methodische Einschränkung: Die gesunde Vergleichsgruppe umfasst 67 Probanden und ist damit zahlenmäßig größer. Diese Ungleichverteilung kann die Vergleichbarkeit der beiden Gruppen in Bezug auf die statistische Aussagekraft einschränken.

Ein weiterer Vorteil liegt in der Einteilung der Leistungssportler in die Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“. Diese Differenzierung ermöglicht eine Analyse sportartspezifischer Unterschiede. Eine Limitation besteht jedoch darin, dass keine zusätzliche Einteilung in symmetrische versus asymmetrische Sportarten vorgenommen wurde. Angesichts möglicher Einflüsse der Bewegungsasymmetrie auf das Gangbild wäre eine solche Differenzierung sinnvoll gewesen.

Zusätzlich ist der geringe Anteil weiblicher Leistungssportler als methodische Schwäche zu bewerten. Insbesondere im Vergleich zur Vergleichsgruppe, in der weibliche Probanden den größeren Anteil ausmachen, können die Unterschiede in der Geschlechterverteilung die Ergebnisse verzerren.

6 Zusammenfassung

Die Analyse der Beckenrotation der gesunden Bevölkerung und der Leistungssportler zeigt zum einen die hohe Reproduzierbarkeit des menschlichen Lokomotionsprogramm und weist zum anderen auf geschlechts- und sportartspezifische Gangmuster hin. Insgesamt zeigen die Kurvenverläufe der maximalen Wirbelsäulen- und Beckenrotation in einem SGZ der Leistungssportler eine weitgehende Übereinstimmung mit denen der gesunden Bevölkerung. Die Streuung der Zeitpunkte der maximalen Beckenrotation in einem SGZ bei 4 km/h und 5 km/h ist bei den Leistungssportlern genauso hoch wie in der gesunden Bevölkerung. Bei den Leistungssportlern zeigt sich auf dieser Ebene ebenso eine hohe Individualität der Beckenbewegungsmuster wie in der gesunden Bevölkerung. Die detaillierte Analyse der frühen und späten Beckenmaximum-Gruppe offenbart jedoch messbare Unterschiede zwischen der gesunden Bevölkerung und den Leistungssportlern. In der frühen Beckenmaximum-Gruppe zeigen die Leistungssportler ihre maximale Beckenrotation früher um den Initialkontakt und variieren weniger stark als die gesunde Bevölkerung. Die Kohorten „Sprint“ und „Ausdauer“ zeigen dabei ein vergleichbares Ergebnis.

Die Geschwindigkeitssteigerung von 4 km/h auf 5 km/h zeigt in der gesunden Bevölkerung als auch bei den Leistungssportlern einen möglichen Einfluss auf den Zeitpunkt der maximalen Beckenrotation, in dem sie früher im SGZ auftritt. Dieses Phänomen könnte zur Verlängerung der Schrittlänge bei zunehmender Geschwindigkeit genutzt werden.

Sowohl die gesunde Bevölkerung als auch die Leistungssportler zeigen hinsichtlich der Zeitpunkte des Beckenmaximums und -minimums lediglich eine gering ausgeprägte Asymmetrie im Gangbild auf.

Geschlechtsspezifisch zeigen sich folgende Tendenzen: Frauen rotieren im Durchschnitt ihr Becken früher als Männer, was unter anderem zu einer vergrößerten Schrittlänge im Verhältnis zu ihren kürzeren Beinen beiträgt. Die Geschwindigkeitssteigerung führt insbesondere bei den männlichen „Sprintern“ zu einem früheren Beckenmaximum, während die weiblichen „Sprintern“ kaum Veränderungen aufweisen.

Ein Vergleich von Fußballspielern und Triathleten zeigt ebenfalls sportartspezifische Gangmuster, wobei Fußballer bei niedriger Geschwindigkeit einheitlich ein spätes Beckenmaximum aufweisen und einige erst bei höherer Geschwindigkeit in eine frühere Beckenrotation wechseln. Die Geschwindigkeitssteigerung hat auf den Zeitpunkt des Beckenmaximums der Triathleten wenig Einfluss.

Hinsichtlich der maximalen Rotationsamplitude des Beckens bestehen zwischen der gesunden Bevölkerung und den Leistungssportlern keine wesentlichen Unterschiede. Die leicht größere Beckenrotation in der gesunden Bevölkerung lässt sich möglicherweise auf den

Zusammenfassung

höheren Frauenanteil zurückführen, da Frauen ihre kürzeren Gliedmaßen unter anderem durch eine erhöhte Beckenrotation kompensieren. Während eine Geschwindigkeitssteigerung bei der gesunden Bevölkerung zu einer messbar größeren Rotationsamplitude führt, ist dieser Effekt bei den Leistungssportlern geringer erkennbar.

Die Ergebnisse dieser Studie betonen insgesamt, wie Trainingshintergrund, Geschwindigkeit und Geschlecht den Zeitpunkt der maximalen Beckenrotation in einem SGZ beeinflussen können. Ein eindeutig optimaler Zeitpunkt der maximalen Beckenrotation konnte dabei nicht bestimmt werden. Die vorliegenden Daten legen jedoch nahe, dass die Geschwindigkeitssteigerung den größten Einfluss auf die Vorverlagerung des Beckenmaximums im SGZ ausübt. Dies könnte darauf hindeuten, dass eine frühzeitig einsetzende maximale Beckenrotation eine effiziente Strategie zur Verlängerung der Schrittlänge darstellt. Zukünftige Studien sollten untersuchen, welche zusätzlichen Faktoren zu einer frühen maximalen Beckenrotation führen.

7 Literaturverzeichnis

1. von der Lippe EK, Laura; Porst, Michael, Wengler, Annelene; Leddin, Janko; Müller, Anja; Luise Zeisler, Marie-Luise; Anton, Aline; Rommel, Alexander; BURDEN 2020 study group. Prävalenz von Rücken- und Nackenschmerzen in Deutschland. Ergebnisse der Krankheitslast-Studie BURDEN 2020. Journal of Health Monitoring. Berlin: Robert Koch-Institut (RKI); 2021.
2. 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. *Human Movement Science*. 2023;88:103054.
3. Gregersen GG, Lucas DB. An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine. *J Bone Joint Surg Am*. 1967;49(2):247-62.
4. 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.
5. Suppé B, Bongarz M, editors. FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics praktisch angewandt. Gehen - Analyse und Intervention. Heidelberg: Springer; 2013.
6. Bruijn SM, Meijer OG, van Dieen JH, Kingma I, Lamothe CJ. Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: the organisation of total body angular momentum. *Gait Posture*. 2008;27(3):455-62.
7. Perry JC, Kane K, Strube MJ. Use of gait analysis for diagnosis and monitoring of low back pain: a literature review. *Journal of chiropractic medicine*, 17(3). 2018:170-8.
8. Götz-Neumann K. Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie: Georg Thieme Verlag; 2011.
9. Weber W, Weber E. Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge. Eine anatomisch-physiologische Untersuchung. Göttingen 1836.
10. Perry J, Burnfield JM. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. Thorofare, New Jersey: SLACK Incorporated; 1992.
11. Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R. Patterns of spinal motion during walking. *Gait & Posture*. 1997;5(1):6-12.
12. Syczewska M, Oberg T, Karlsson D. Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999;14(6):384-8.
13. Applebaum A, Ference R, Cho W. Evaluating the role of surface topography in the surveillance of scoliosis. *Spine deformity*. 2020.
14. Betsch M, Wild M, Johnstone B, Jungbluth P, Hakimi M, Kuhlmann B, et al. Evaluation of a novel spine and surface topography system for dynamic spinal curvature analysis during gait. *PloS one*. 2013;8(7):e70581.
15. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 2018. Available from: <https://www.thieme-connect.de/products/ebooks/book/10.1055/b-006-149643>.
16. Hüter-Becker A, Betz U, Heel C. Das Neue Denkmodell in der Physiotherapie; Band 1: Bewegungssystem: Georg Thieme Verlag; 2013.
17. Suppé B. FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics – Die Grundlagen. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2014.
18. Drerup B, Hierholzer E. Objective determination of anatomical landmarks on the body surface: measurement of the vertebra prominens from surface curvature. *J Biomech*. 1985;18(6):467-74.
19. Liljenqvist U, Halm, H., Hierholzer, E., Drerup, B., Weiland, M. Die dreidimensionale Oberflächenvermessung von Wirbelsäulendeformitäten anhand der Videorasterstereographie. *Z Orthop*. 1998;136.
20. Drerup B, Hierholzer E. Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1994;9(1):28-36.

21. Drerup B, Ellger B, Meyer zu Bentrup FM, Hierholzer E. [Functional rasterstereographic images. A new method for biomechanical analysis of skeletal geometry]. *Orthopäde*. 2001;30(4):242-50.
22. Schulte TL, Hierholzer E, Boerke A, Lerner T, Liljenqvist U, Bullmann V, et al. Raster stereography versus radiography in the long-term follow-up of idiopathic scoliosis. *J Spinal Disord Tech*. 2008;21(1):23-8.
23. Asamoah V, Mellerowicz H, Venus J, Klöckner C. Oberflächenvermessung des Rückens. Wertigkeit in der Diagnostik der Wirbelsäulenerkrankungen. *Der Orthopäde*. 2000;29(6):480-9.
24. Hackenberg L, Hierholzer E. 3-D back surface analysis of severe idiopathic scoliosis by rasterstereography: comparison of rasterstereographic and digitized radiometric data. *Stud Health Technol Inform*. 2002;88:86-9.
25. Drerup B. Rasterstereographic measurement of scoliotic deformity. *Scoliosis*. 2014;9(1):22.
26. Krott NL, Wild M, Betsch M. Meta-analysis of the validity and reliability of rasterstereographic measurements of spinal posture. *Eur Spine J*. 2020;29(9):2392-401.
27. Mohokum M, Schülein S, Skwara A. The validity of rasterstereography: a systematic review. *Orthop Rev (Pavia)*. 2015;7(3):68-73.
28. Betsch M, Wild M, Jungbluth P, Hakimi M, Windolf J, Haex B, et al. Reliability and validity of 4D rasterstereography under dynamic conditions. *Comput Biol Med*. 2011;41(6):308-12.
29. Gipsman A, Rauschert L, Daneshvar M, Knott P. Evaluating the Reproducibility of Motion Analysis Scanning of the Spine during Walking. *Advances in medicine*. 2014;2014:721829.
30. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture*. 2009;29(3):360-9.
31. Ludwig O, Becker S, Fröhlich M. Einführung in die Ganganalyse : Grundlagen, Anwendungsgebiete, Messmethoden. essentials. 1st ed. 2022 ed. Berlin, Heidelberg2022.
32. Braune W, Fischer O. Der Gang des Menschen, I. Teil: Versuche an unbelasteten und belasteten Menschen. 1895;21:151-322.
33. Oehl M. Die Beobachtungskriterien des normalen Gangs aus Sicht der Funktionellen Bewegungslehre Klein-Vogelbach. *Krankengymnastik: Zeitschrift für Physikalische Therapie, Bewegungstherapie, Massage, Prävention und Rehabilitation*. 1991:1098-101.
34. Mann RA, Hagy J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. *The American Journal of Sports Medicine*. 1980;8(5):345-50.
35. Rodgers MM. Dynamic Biomechanics of the Normal Foot and Ankle During Walking and Running. *Physical Therapy*. 1988;68(12):1822-30.
36. Gard SA, Childress DS. The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1999;80(1):26-32.
37. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*. 1990;8(3):383-92.
38. Runhaar J, Koes BW, Clockaerts S, Bierma-Zeinstra SMA. A systematic review on changed biomechanics of lower extremities in obese individuals: a possible role in development of osteoarthritis. *Obesity Reviews*. 2011;12(12):1071-82.
39. Yang HS, Atkins LT, James CR. Examination of stride-to-stride independence of selected lower extremity kinematic and temporal variables during treadmill walking. *Gait & Posture*. 2016;50:212-6.
40. Chehab EF, Andriacchi TP, Favre J. Speed, age, sex, and body mass index provide a rigorous basis for comparing the kinematic and kinetic profiles of the lower extremity during walking. *Journal of Biomechanics*. 2017;58:11-20.
41. Tsang DJ, Lukac M, Martin AE. Characterization of statistical persistence in joint angle variation during walking. *Human Movement Science*. 2019;68:102528.

42. Pol F, Baharlouei H, Taheri A, Menz HB, Forghany S. Foot and ankle biomechanics during walking in older adults: A systematic review and meta-analysis of observational studies. *Gait & Posture*. 2021;89:14-24.
43. da Silva LS, Fukuchi RK, Watanabe RN, Fukuchi CA, Duarte M. Effects of age and speed on the ankle-foot system's power during walking. *Sci Rep*. 2020;10(1):14903.
44. Osaki Y, Kunin M, Cohen B, Raphan T. Three-dimensional kinematics and dynamics of the foot during walking: a model of central control mechanisms. *Experimental brain research*. 2007;176(3):476-96.
45. Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ, Kalenak A. Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *Journal of Biomechanics*. 1992;25(4):347-57.
46. Lin YC, Gfoehler M, Pandy MG. Quantitative evaluation of the major determinants of human gait. *J Biomech*. 2014;47(6):1324-31.
47. Liang BW, Wu WH, Meijer OG, Lin JH, Lv GR, Lin XC, et al. Pelvic step: the contribution of horizontal pelvis rotation to step length in young healthy adults walking on a treadmill. *Gait Posture*. 2014;39(1):105-10.
48. Whitcome KK, Miller EE, Burns JL. Pelvic Rotation Effect on Human Stride Length: Releasing the Constraint of Obstetric Selection. *The Anatomical Record*. 2017;300:752-63.
49. Lamoth CJ, Meijer OG, Wuisman PI, van Dieen JH, Levin MF, Beek PJ. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002;27(4):E92-9.
50. Hurd WJ, Chmielewski TL, Axe MJ, Davis I, Snyder-Mackler L. Differences in normal and perturbed walking kinematics between male and female athletes. *Clinical Biomechanics*. 2004;19(5):465-72.
51. Rendos NK, Harrison BC, Dicharry JM, Sauer LD, Hart JM. Sagittal plane kinematics during the transition run in triathletes. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2013;16(3):259-65.
52. Nagahara R, Matsubayashi T, Matsuo A, Zushi K. Kinematics of the thorax and pelvis during accelerated sprinting. *J Sports Med Phys Fitness*. 2018(1827-1928 (Electronic)).
53. Hannigan JJ, Osternig LR, Chou LS. Sex-Specific Relationships Between Hip Strength and Hip, Pelvis, and Trunk Kinematics in Healthy Runners. *J Appl Biomech*. 2018(1543-2688 (Electronic)).
54. Taylor-Haas JA, Long JT, Garcia MC, Rauh MJ, Paterno MV, Brindle RA, et al. The influence of maturation and sex on pelvis and hip kinematics in youth distance runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2022;25(3):272-8.
55. Schache AG, Blanch P, Rath D, Wrigley T, Bennell K. Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. *Human Movement Science*. 2002;21(2):273-93.
56. Saunders JBdM, Inman VT, Eberhart HD. THE MAJOR DETERMINANTS IN NORMAL AND PATHOLOGICAL GAIT. *JBJS*. 1953;35(3).
57. Clermont CA, Osis ST, Phinyomark A, Ferber R. Kinematic Gait Patterns in Competitive and Recreational Runners. *Journal of Applied Biomechanics*. 2017;33(4):268-76.
58. Leroy D, Polin D Fau - Tourny-Chollet C, Tourny-Chollet C Fau - Weber J, Weber J. Spatial and temporal gait variable differences between basketball, swimming and soccer players. 2000(0172-4622 (Print)).
59. Bessou P, Dupui P Fau - Montoya R, Montoya R Fau - Pagès B, Pagès B. Simultaneous recording of longitudinal displacements of both feet during human walking. 1988(0021-7948 (Print)).
60. Yaserifar M, Fallah Mohammadi Z, Hosseininejad SE, Paeen Afrakoti IE, Meijer K, Boonstra TW. Coordination variability reduced for soccer players compared to non-athletes during the stance phase of gait. 2023(1827-1928 (Electronic)).
61. DIERS International GmbH. DIERS formetric 4D. The pioneer technology for light-optical 3D/4D Spine & Posture Analysis.: DIERS International GmbH; 2017 [Available from: <http://diers.eu/en/products/spine-posture-analysis/diers-formetric-4d/>].
62. Kniepert J. 4D-Bewegungsanalyse der Wirbelsäule im Gang nach mono- und multisegmentaler Versteifung der Wirbelsäule sowie bei Patienten mit Rückenschmerzen [Dissertation]. Mainz: Johannes Gutenberg-Universität Mainz; 2019.

63. Wolf C, Konradi J, Huthwelker J, Westphal RS, Drees P, Betz U. The spinal movement of knee osteoarthritis patients walking on a treadmill. 1st Scotland - Rheinland-Pfalz Life Sciences and Biotechnology Conference; 15.03.2022; online2022.
64. Thienes G. Schnelligkeit und Schnelligkeitstraining im Sport. In: Güllich A, Krüger M, editors. Bewegung, Training, Leistung und Gesundheit: Handbuch Sport und Sportwissenschaft. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2023. p. 865-84.
65. Liang B, Wu W, Meijer O, Lin J, Lv G, Lin X, et al. Pelvic step: The contribution of horizontal pelvis rotation to step length in young healthy adults walking on a treadmill. *Gait & posture*. 2013;39.
66. Magnussen L, Strand LI, Lygren H. Reliability and validity of the back performance scale: observing activity limitation in patients with back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2004;29(8):903-7.
67. Verra M. Funktioneller Leistungstest für den Rücken. Assessment: Back Performance Scale. *physiopraxis*. 2009;7:50, 1.
68. Gandhir VN, Cunha B. Goniometer. StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing Copyright © 2020, StatPearls Publishing LLC.; 2020.
69. Diegisser A. Der Einfluss von Wirbelsäulenschmerz, Wirbelsäulenstatik und Wirbelsäulenbeweglichkeit auf das Sturzrisiko. <http://archiv.ub.uni-heidelberg.de/volltextserver/15625/>: Johannes Gutenberg-Universität Mainz; 2013.
70. Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1991;39(2):142-8.
71. Bischoff HA, Stahelin HB, Monsch AU, Iversen MD, Weyh A, von Dechend M, et al. Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women. *Age and ageing*. 2003;32(3):315-20.
72. Lin MR, Hwang HF, Hu MH, Wu HD, Wang YW, Huang FC. Psychometric comparisons of the timed up and go, one-leg stand, functional reach, and Tinetti balance measures in community-dwelling older people. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2004;52(8):1343-8.
73. 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.
74. Connelly DM, Thomas BK, Cliffe SJ, Perry WM, Smith RE. Clinical utility of the 2-minute walk test for older adults living in long-term care. *Physiother Can*. 2009;61(2):78-87.
75. 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.
76. Bruening DA, Frimenko RE, Goodyear CD, Bowden DR, Fullenkamp AM. Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds. *Gait Posture*. 2015;41(2):540-5.
77. Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R. Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait & Posture*. 1997;5(1):13-20.
78. Stachoń A, Pietraszewska J, Burdukiewicz A. Anthropometric profiles and body composition of male runners at different distances. *Scientific Reports*. 2023;13(1):18222.
79. Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait & Posture*. 1998;7(1):77-95.
80. Murray MP, Drought AB, Kory RC. Walking Patterns of Normal Men. *J Bone Joint Surg Am*. 1964;46(2):335-60.
81. England SA, Granata KP. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait Posture*. 2007;25(2):172-8.
82. Bertram JEA. Constrained optimization in human walking: cost minimization and gait plasticity. *Journal of Experimental Biology*. 2005;208(6):979-91.
83. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*. 2000;12(1):34-45.
84. Sadeghi H, Allard P, Duhaime M. Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human Movement Science*. 1997;16(2):243-58.

85. Rice J, Seeley MK. An investigation of lower-extremity functional asymmetry for non-preferred able-bodied walking speeds. *Int J Exerc Sci.* 2010;3(4):182-8.
86. Seeley MK, Umberger BR, Shapiro R. A test of the functional asymmetry hypothesis in walking. *Gait & Posture.* 2008;28(1):24-8.
87. Seeley MK, Umberger Br Fau - Clasey JL, Clasey JI Fau - Shapiro R, Shapiro R. The relation between mild leg-length inequality and able-bodied gait asymmetry. 2010(1303-2968 (Print)).
88. Al-Makhalas A, Abualait T, Ahsan M, Abdulaziz S, Al Muslem W. A gender based comparison and correlation of spatiotemporal gait parameters and postural stability. *Acta Biomed.* 2023;94(2):e2023057.
89. Bagheri R, Ebrahimi Takamjani I, Dadgoo M, Ahmadi A, Sarrafzadeh J, Pourahmadi MR, et al. Gender-Related Differences in Reliability of Thorax, Lumbar, and Pelvis Kinematics During Gait in Patients With Non-specific Chronic Low Back Pain. *Annals of rehabilitation medicine.* 2018;42(2):239-49.
90. Cho SH, Park JM, Kwon OY. Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19(2):145-52.

