

Aus der Klinik für Orthopädie, Physikalische Medizin und Rehabilitation
der Universität München

Vorstand: Prof. Dr. Volkmar Jansson

Einfluss von Laufband und Laufbanddesign auf das Gangbild gesunder
Probanden sowie auf die Handhabung des Laufbandes.

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Thekla Esser

aus Herne
2021

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	PD Dr. Eduard Kraft
Mitberichterstatter:	PD Dr. Max Wühr Prof. Dr. Friedrich Ihler
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. Matthias Woiczinski
Dekan:	Prof. Dr.med. Thomas Gudermann
Tag der mündlichen Prüfung:	21.10.2021

Hiermit erkläre ich an Eides statt, die Dissertation mit dem Titel "Einfluss von Laufband und Laufbanddesign auf das Gangbild gesunder Probanden sowie auf die Handhabung des Laufbandes" eigenständig angefertigt und keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben, sowie alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen zu haben. Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorliegende Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Bad Tölz, den 25. Oktober 2021

Thekla Esser

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	iv
Abbildungsverzeichnis.....	v
Tabellenverzeichnis.....	viii
1 Einleitung.....	1
1.1 Einführung in das Thema und klinische Relevanz.....	1
1.2 Der normale Gang: Biomechanische und physiologische Grundlagen.....	3
1.2.1 Bodenreaktionskräfte.....	3
1.2.2 Kraftvektoren.....	5
1.2.3 Drehmomente.....	8
1.2.4 Belastungszentren/Ganglinie.....	10
1.2.5 Terminologie und Begriffsdefinitionen.....	11
1.2.6 Der Gangzyklus.....	12
1.3 Aktueller Forschungsstand.....	15
1.3.1 Gangparameter unter verschiedenen Bedingungen.....	15
1.3.2 Forschungsstand Zusammenfassung.....	21
2 Fragestellung und Hypothesen.....	22
2.1 Hypothesen.....	23
3 Probanden und Methoden.....	25
3.1 Untersuchungsdesign.....	25
3.2 Studienpopulation.....	25
3.3 Studienprotokoll.....	26
3.4 Test- und Messinstrumente.....	29
3.4.1 Laufbänder.....	29
3.4.2 Xsens®- MVN Inertial Motion Capture System.....	30
3.4.3 Novel Pedar X®.....	32
3.4.4 Fragebogen zur Erfassung der Probandendaten.....	33

3.4.5 Fragebogen zur Erhebung der Sturzangst: Deutsche Adaption der „Activities-Specific Balance Confidence Scale“ (ABC-D)	33
3.4.6 International Physical Activity Questionnaire- Short Form (IPAQ-SF) (Kurzversion)	34
3.4.7 System Usability Scale (SUS)	34
3.5 Verfahren zur statistischen Datenverarbeitung	36
4 Ergebnisse.....	38
4.1 Darstellung von Stichprobe und Untergruppen.....	38
4.2 Räumlich – Zeitliche Gangparameter	40
4.2.1 Geschwindigkeit.....	40
4.2.2 Doppelschrittlänge	43
4.2.3 Kadenz.....	46
4.2.4 Doppelschrittzeit.....	50
4.2.5 Stand- und Schwungphase	54
4.3 Laufbandbezogene Parameter	59
4.3.1 Bedienung und Handhabung	59
5 Diskussion	61
5.1 Ergebnisanalyse und -interpretation.....	61
5.2 Methodenkritik	71
6 Fazit und Ausblick	73
7 Zusammenfassung.....	75
Literaturverzeichnis	76
Anhang	81
Danksagung	87

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
<i>ABC-D</i>	<i>Deutsche Adaption der „Activities-Specific Balance Confidence Scale“</i>
B	Boden
<i>BMI</i>	<i>Body Mass Index</i>
<i>COP</i>	<i>Center of Pressure</i>
FDM-T	Messsystem der Firma Zebris
fL	FDM-T Laufband
G	Gesamtstichprobe
IBK	Initialer Bodenkontakt
<i>IPAQ-SF</i>	<i>International Physical Activity Questionnaire - Short Form</i>
LB	Laufband
<i>MTw</i>	<i>Xsens completely wireless Inertial and Magnetic Measurement Unit</i>
MVN	native file format
nL	neues Laufband
<i>SUS</i>	<i>System Usability Scale</i>
Tab.	Tabelle
WG	Wohlfühlgeschwindigkeit

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1	Bodenreaktionskräfte eines Gangzyklus. Schwarze Linie: Standphase rechtes Bein; gestrichelte Linie: Standphase linkes Bein; (a) medial/lateral gerichtete Scherkraft (horizontal); (b) vorwärts/rückwärts gerichtete Scherkraft (horizontal); (c) vertikale Kraft. Modifiziert nach Whittle 2008, S. 81.....3
Abbildung 1.2	Die resultierende Kraft F besteht aus zwei Komponenten im rechten Winkel zueinander, F_x und F_y . Modifiziert nach Whittle 2008, S. 33.....5
Abbildung 1.3	(rechts) A wird in A_x und A_y aufgelöst, B in B_x und B_y . A_x und B_x werden horizontal addiert sowie A_y und B_y vertikal. Dies ergibt den resultierenden Vektor R . Modifiziert nach Whittle 2008, S.34.....5
Abbildung 1.4	Vektoren in der sagittalen Ebene: Normale Verteilung der sagittalen Kraftvektoren während eines Schrittes (5% Gangzyklusintervalle). Die Vektoren zeigen vier Muster: initialer Bodenkontakt, Belastungsübernahme, mittlere Standphase und terminale Standphase. Modifiziert nach Perry 2003, S.264.....6
Abbildung 1.5	Sagittale Kraftvektoren im Bereich des Kniegelenks. (a) Entstehendes Drehmoment: Der Kraftvektor liegt hinter dem Kniegelenk und bewirkt ein beugendes Drehmoment. (b) Erzeugtes Drehmoment: Die Gelenkstabilität wird durch den Quadriceps erhalten, welcher ein gleichwertiges streckendes Drehmoment erzeugt. Modifiziert nach Perry (2003), S. 265.....8
Abbildung 1.6	Center of Pressure (COP) und die Repräsentation der Bodenreaktionskraft-Vektoren in der Sagittalebene. Modifiziert nach Whittle 2008, S.83.....10
Abbildung 1.7	Graphische Darstellung der Ereignisse und Phasen eines Gangzyklus des rechten Beines (grau). IBK = Initialer Bodenkontakt. Modifiziert nach Whittle 2008, S.52.....12
Abbildung 1.8	Schritt- und Doppelschrittlänge. Modifiziert nach Perry (2003), S. 3.....13

Abbildung 1.9	Stand- und Schwungphasenverteilung über das Ende eines Gangzyklus hinaus: Start mit dem initialen Bodenkontakt des rechten Fußes. Blaue Balken: Doppelstützphase; hellgrüne Balken: monopedale Standphase; hellorange Balken: Schwungphase. Modifiziert nach Perry 2003, S.214
Abbildung 2.1	Hypothese 1 mit Unterpunkten, Haupthypothese fett markiert. Wohlfühlgeschwindigkeit auf den verschiedenen Oberflächen (Boden, FDM-T Laufband und neues Laufband) in der Gesamtstichprobe sowie innerhalb und zwischen den verschiedenen Altersgruppen.....23
Abbildung 2.2	Hypothese 2 mit Unterpunkten: Räumlich-zeitliche Parameter auf den verschiedenen Oberflächen (Boden, FDM-T Laufband und neues Laufband) und bei verschiedenen Geschwindigkeiten (Wohlfühlgeschwindigkeit, 2km/h und 4km/h) in der Gesamtstichprobe sowie innerhalb und zwischen den verschiedenen Altersgruppen.....23
Abbildung 2.3	Hypothese 3 mit Unterpunkten: Handhabung der Laufbänder in der Gesamtstichprobe sowie innerhalb und zwischen den verschiedenen Altersgruppen.....24
Abbildung 3.1	Vorbereitung der Messgeräte.....26
Abbildung 3.2	Probandin nach Anbringen der Messsysteme; in Neutral-Null Position vor der Kalibrierung.....27
Abbildung 3.3	Aufbau der Laptops für die Messungen: Novel® (links) und Xsens® (rechts).....27
Abbildung 3.4	Links: Das neue, kompakte Laufband 1 (Zebris, Isny, Germany); Rechts: Laufband 2 (FDM-T, Zebris, Isny, Germany).....29
Abbildung 3.5	Xsens®-Sensoren mit Software Sticks und Verbindungsstationen.....30
Abbildung 3.6	Kalibrierungsprozess in der N-Pose. Aus: Xsens Technologies B.V. 2017.....31
Abbildung 4.1	Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Wohlfühlgeschwindigkeit auf verschiedenen Oberflächen (Gesamtstichprobe)..... 40
Abbildung 4.2	Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Wohlfühlgeschwindigkeit [km/h] auf verschiedenen Oberflächen (nach Altersgruppen getrennt).....40

Abbildung 4.3	Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Doppelschrittlänge (normiert) [cm] auf verschiedenen Oberflächen (Gesamtstichprobe).....	43
Abbildung 4.4	Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Doppelschrittlänge (normiert) [cm] auf verschiedenen Oberflächen (nach Altersgruppen getrennt).....	43
Abbildung 4.5	Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Kadenz (normiert) [Schritte/Minute] auf verschiedenen Oberflächen (Gesamtstichprobe).....	46
Abbildung 4.6	Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Kadenz (normiert) [Schritte/Minute] auf verschiedenen Oberflächen (nach Altersgruppen getrennt).....	46
Abbildung 4.7	Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Doppelschrittzeit [Sekunden] auf verschiedenen Oberflächen (Gesamtstichprobe).....	50
Abbildung 4.8	Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Doppelschrittzeit [Sekunden] auf verschiedenen Oberflächen (nach Altersgruppen getrennt).....	50
Abbildung 4.9	Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Standphase [%] auf verschiedenen Oberflächen (Gesamtstichprobe).....	54
Abbildung 4.10	Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Schwungphase [%] auf verschiedenen Oberflächen (Gesamtstichprobe).....	54
Abbildung 4.11	Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Standphase [%] auf verschiedenen Oberflächen (nach Altersgruppen getrennt).....	55
Abbildung 4.12	Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Schwungphase [%] auf verschiedenen Oberflächen (nach Altersgruppen getrennt).....	55
Abbildung 4.13	Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der System Usability Scale [%]: Vergleich von zwei Laufbändern (Gesamtstichprobe).....	59
Abbildung 4.14	Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der System Usability Scale [%]: Vergleich von zwei Laufbändern (nach Altersgruppen getrennt).....	59

Tabellenverzeichnis

Tabelle 4.1	Mediane [25.;75.Quartil] der Stichprobenmerkmale. Darstellung der Ergebnisse der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen.....	38
Tabelle 4.2	Mittelwertvergleiche der Stichprobenmerkmale zwischen den verschiedenen Altersgruppen (p-Werte). Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.....	39
Tabelle 4.3	Mediane [25.;75.Quartil] der Wohlfühlgeschwindigkeit [km/h] auf verschiedenen Oberflächen. Darstellung der Ergebnisse der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen.....	41
Tabelle 4.4	Mittelwertvergleiche der Wohlfühlgeschwindigkeit zwischen den verschiedenen Oberflächen (Boden, neues Laufband und FDM-T Laufband). Darstellung der p-Werte der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen. Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.....	41
Tabelle 4.5	Mittelwertvergleiche der Wohlfühlgeschwindigkeit zwischen den verschiedenen Altersgruppen. Darstellung der p-Werte der verschiedenen Oberflächen. Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.....	42
Tabelle 4.6	Mediane [25.;75.Quartil] der Doppelschrittlänge (normiert) [cm] auf verschiedenen Oberflächen. Darstellung der Ergebnisse der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen.....	44
Tabelle 4.7	Mittelwertvergleiche der Doppelschrittlänge (normiert) zwischen den verschiedenen Oberflächen (Boden, neues Laufband und FDM-T Laufband). Darstellung der p-Werte der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen. Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.....	45
Tabelle 4.8	Mittelwertvergleiche der Doppelschrittlänge (normiert) zwischen den verschiedenen Altersgruppen. Darstellung der p-Werte der verschiedenen Oberflächen. Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.....	45
Tabelle 4.9	Mediane [25.;75.Quartil] der Kadenz (normiert) [Schritte/Minute] auf verschiedenen Oberflächen. Darstellung der Ergebnisse der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen.....	47
Tabelle 4.10	Mittelwertvergleiche der Kadenz (normiert) zwischen den verschiedenen Oberflächen (Boden, neues Laufband und FDM-T Laufband). Darstellung der p-Werte der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen. Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.....	47

Tabelle 4.11	Mittelwertvergleiche der Kadenz (normiert) zwischen den verschiedenen Altersgruppen. Darstellung der p-Werte der verschiedenen Oberflächen. Signifikante Ergebnisse (p< .005) grün markiert.....	49
Tabelle 4.12	Mediane [25.;75.Quartil] der Doppelschrittzeit [Sekunden] auf verschiedenen Oberflächen. Darstellung der Ergebnisse der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen.....	51
Tabelle 4.13	Mittelwertvergleiche der Doppelschrittzeit zwischen den verschiedenen Oberflächen (Boden, neues Laufband und FDM-T Laufband). Darstellung der p-Werte der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen. Signifikante Ergebnisse (p< .005) grün markiert.....	51
Tabelle 4.14	Mittelwertvergleiche der Doppelschrittzeit zwischen den verschiedenen Altersgruppen. Darstellung der p-Werte der verschiedenen Oberflächen. Signifikante Ergebnisse (p< .005) grün markiert.....	53
Tabelle 4.15	Mediane [25.;75.Quartil] der Stand- und Schwungphase [%] auf verschiedenen Oberflächen. Darstellung der Ergebnisse der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen.....	56
Tabelle 4.16	Mittelwertvergleiche der Stand-/Schwungphase zwischen den verschiedenen Oberflächen (Boden, neues Laufband und FDM-T Laufband). Darstellung der p-Werte der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen. Signifikante Ergebnisse (p< .005) grün markiert.....	57
Tabelle 4.17	Mittelwertvergleiche der Stand- und Schwungphase zwischen den verschiedenen Altersgruppen. Darstellung der p-Werte der verschiedenen Oberflächen. Signifikante Ergebnisse (p< .005) grün markiert.....	58
Tabelle 4.18	Mediane [25.;75.Quartil] der System Usability Scale [%] auf verschiedenen Oberflächen. Darstellung der Ergebnisse der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen.....	60
Tabelle 4.19	Mittelwertvergleiche der System Usability Scale zwischen den verschiedenen Oberflächen (Boden, neues Laufband und FDM-T Laufband). Darstellung der p-Werte der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen. Signifikante Ergebnisse (p< .005) grün markiert.....	60
Tabelle 4.20	Mittelwertvergleiche der System Usability Scale zwischen den verschiedenen Altersgruppen. Darstellung der p-Werte der verschiedenen Oberflächen. Signifikante Ergebnisse (p< .005) grün markiert.....	60

1 Einleitung

1.1 Einführung in das Thema und klinische Relevanz

Wer sportlich aktiv ist, bleibt länger fit - diese Tatsache ist zwar vielen Menschen bekannt, jedoch ist es schwierig, diese scheinbar simple Art von ‚Medizin‘ auch jedem zugänglich zu machen. Viele ältere Menschen und Patienten, vor allem solche mit bestehenden funktionellen Einschränkungen, bewegen sich nicht ausreichend: Unsicherheit, Instabilität und die Angst zu stürzen, schränken sie ein. (Sonnenmoser 2015)

Dabei ist körperliche Aktivität nachweislich eine effektive Maßnahme zur Verbesserung der physischen, kognitiven und emotionalen Funktionsfähigkeit. Regelmäßige körperliche Aktivität spielt eine große Rolle in der Primär- und Sekundärprävention von chronischen Erkrankungen wie z.B. kardiovaskulären Krankheiten, Diabetes mellitus, Krebs, Depressionen sowie Osteoporose und dadurch auch bei der Verhinderung verfrühter Sterblichkeit. (Warburton et al. 2006) Insbesondere bei Menschen mit chronischen Erkrankungen, in geringerem Maße auch bei Gesunden, hat eine Steigerung der körperlichen Aktivität eine Steigerung der Lebensqualität zur Folge. (Wolin et al. 2007) Des Weiteren steht Bewegung im Zusammenhang mit weniger Immobilität und reduzierten Schmerzen. (Sawatzky et al. 2007) Zunächst einmal ist unerlässlich, dass Menschen sich überhaupt bewegen. Darüber hinaus konnte sogar eine lineare Beziehung zwischen dem Umfang von körperlicher Aktivität und dem Gesundheitszustand identifiziert werden: Je mehr Bewegung desto besser. (Warburton et al. 2006)

Ein positiver Effekt konnte ebenfalls für den Einfluss von kardiovaskulärem- und koordinativem Training auf die kognitiven Fähigkeiten nachgewiesen werden. (Voelcker-Rehage et al. 2011) Bewegung und Aktivität steigern darüber hinaus das psychische Wohlbefinden (Warburton et al. 2006; Sawatzky et al. 2007) und haben einen positiven Effekt auf den Krankheitsverlauf von Depressionen. (Bayliss et al. 2007) Ein wichtiger Aspekt des erfolgreichen Alterns ist der Erhalt der Mobilität und damit der Unabhängigkeit und Selbstständigkeit. Auch hier gibt es nachweislich positive Wirkungen durch regelmäßige körperliche Aktivität. (Stessman et al. 2002; Bayliss et al. 2007)

Durch den Anstieg der Lebenserwartung sowie die Zunahme von Bewegungsmangel und Adipositas steigt der Stellenwert von Bewegungstherapie und Rehabilitation.

(Schmidt 2016) Auf den Erhalt der Mobilität und darüber den Verbleib älterer Menschen im häuslichen Umfeld zielt die geriatrische Rehabilitation ab. (Swoboda und Sieber 2010) Sie kann durch eine Bewegungstherapie unterstützt werden. Das Gehen bietet dabei eine einfache und gut zugängliche Möglichkeit der Bewegungstherapie. (Meusel 2000) Ein gezieltes und effektives Gehtraining ist durch den Einsatz von Laufbändern möglich. (Mehrholz 2010)

Um den Zugang zu Laufbändern im ambulanten Bereich zu erleichtern, sowie ein eigenständiges Laufbandtraining zu ermöglichen, wurde ein flaches und mobiles Laufband entwickelt. Eine niedrige Aufstiegshöhe, besondere Sicherheitsvorrichtungen und eine kompakte Größe sollen den Einsatz in Rehakliniken, Seniorenheimen und im häuslichen Umfeld ermöglichen. Die Erhebung von Normdaten und die Erprobung des Laufbands in einer gesunden, vergleichbaren Stichprobe ist zunächst notwendig, um das Gerät anschließend weiträumig einsetzen zu können.

Aufbau der Arbeit

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der prospektiven, klinischen Untersuchung des Gangbildes auf einem neuartigen Laufband in einer gesunden aktiven Stichprobe. Zunächst wird zum besseren Verständnis ein biomechanisches Basiswissen vermittelt und die Grundlagen der Ganganalyse werden erläutert. (Kapitel 1.2). Anschließend wird ein Überblick über den aktuellen Forschungsstand gegeben (Kapitel 1.3). Aus der Zusammenfassung der bisherigen Erkenntnisse und der dargestellten biomechanischen Grundlagen des Gehens lässt sich die Problemstellung ableiten, aus der wiederum die Hypothesen gebildet werden (Kapitel 2). Anschließend wird die verwendete Methodik aufgezeigt (Kapitel 3). Es erfolgen die Darstellung von Untersuchungsdesign und Studienpopulation sowie ein Überblick über das Untersuchungsprotokoll. Zudem werden die verschiedenen Messinstrumente dargestellt und die verwendeten statistischen Tests erläutert.

In einem weiteren Teil werden die Ergebnisse präsentiert (Kapitel 4) und anschließend diskutiert (Kapitel 5.1), darüber hinaus wird die Methodik kritisch hinterfragt (Kapitel 5.2). Hier soll gezeigt werden, ob die Ergebnisse neue Erkenntnisse in Bezug auf das Gangbild auf verschiedenen Laufbändern zulassen und die Integration des neuen Laufbandes in das klinische und häusliche Umfeld umsetzbar ist.

Die Arbeit schließt mit einem Fazit und einem Ausblick für den Ansatz weiterer Studien ab (Kapitel 6).

1.2 Der normale Gang: Biomechanische und physiologische Grundlagen

Im Folgenden werden die wichtigsten biomechanischen Grundlagen sowie die Eigenschaften des Gehens erläutert. Weiterhin werden die in dieser Arbeit verwendeten Fachausdrücke der Ganganalyse erläutert. Es wird außerdem ein Überblick über den Forschungsstand in Bezug auf die Veränderung des Gangbildes durch verschiedene Einflussfaktoren gegeben.

1.2.1 Bodenreaktionskräfte

Das Körpergewicht wird beim Gehen vom Fuß des Standbeins übernommen und auf den Boden abgeleitet. Dabei entstehen horizontale, vertikale und rotatorische Kräfte, sogenannte Bodenreaktionskräfte (vgl. Abb.1.1). Diese entsprechen in ihrer Intensität den vom gewichtstragenden Bein ausgeübten Kräften, sind in ihrer Richtung diesen jedoch genau entgegengesetzt. Sie können dadurch mit speziellen Instrumenten (z.B.

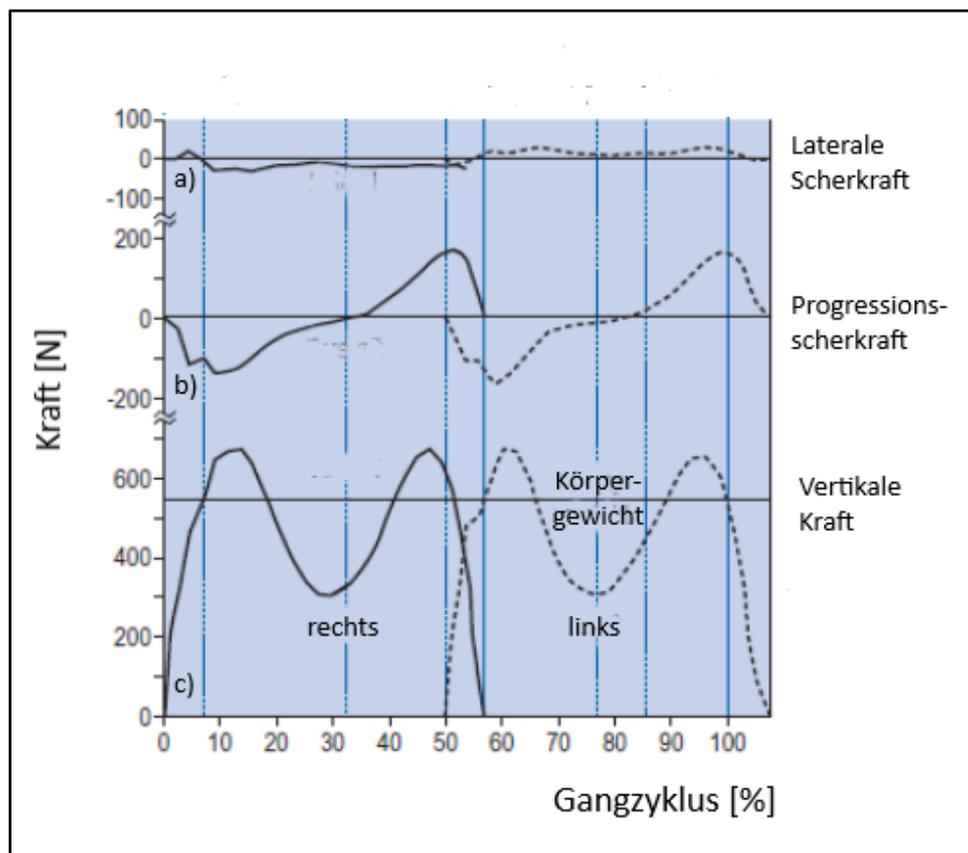


Abbildung 1.1 Bodenreaktionskräfte eines Gangzyklus. Schwarze Linie: Standphase rechtes Bein; gestrichelte Linie: Standphase linkes Bein; (a) medial/lateral gerichtete Scherkraft (horizontal); (b) vorwärts/rückwärts gerichtete Scherkraft (horizontal); (c) vertikale Kraft. Modifiziert nach Whittle 2008, S. 81

Druckmessplatten oder Einlegesohlen) gemessen werden und somit Rückschlüsse

über die auf das Standbein und seine Gelenke wirkenden Belastungen sowie die zur Stabilisierung notwendige Muskelkraft geben. (Perry et al. 2003)

Vertikale Belastung

Das Standphasenmuster der vertikalen Kräfte bei einer für jeden Menschen individuellen ‚normalen‘ Gehgeschwindigkeit ist doppelgipflig und wird von einem Tal getrennt (vgl. Abb. 1.1 c). Die dabei entstehenden Maximalkräfte haben ein Ausmaß von ca. 110% des Körpergewichts, mindestens jedoch betragen sie 80% des Körpergewichts. (Perry et al. 2003) Der erste Gipfel spiegelt den initialen Bodenkontakt wider (meist mit der Ferse = „heelstrike“) und beschreibt die Gewichtsübernahme während der Belastungsantwort. (Hennerici und Bätzner 2001) Der Körperschwerpunkt bewegt sich in dieser Phase schnell in Richtung Boden, darüber wird das Körpergewicht beschleunigt. Das Tal entsteht durch ein Anheben des Körperschwerpunkts in der späten mittleren Standphase, wenn das Körpergewicht über das Standbein und den Standfuß nach vorne gebracht wird. (Perry et al. 2003) Diese Phase entspricht dem Abrollen über den Mittelfuß. (Hennerici und Bätzner 2001) Eine zusätzliche Entlastung des Standbeins erfolgt in dieser Phase über das Kraftmoment des nach vorne schwingenden, kontralateralen Beins. Der zweite Gipfel entsteht in der späten terminalen Standphase, wenn im Moment des Abrollens über den Vorfuß eine bodenwärts gerichtete Beschleunigung mit Absinken des Körperschwerpunktes stattfindet. (Perry et al. 2003) Wichtig ist, dass diese zweigipflige Darstellung der Bodenreaktionskräfte von der Gehgeschwindigkeit abhängig ist: Eine Verlangsamung der Gehgeschwindigkeit führt zur Abflachung der beiden Gipfel, eine Steigerung der Gehgeschwindigkeit hingegen führt zu einem ausgeprägten ersten Gipfel im Sinne einer gesteigerten Belastung des hinteren Fußabschnittes beim initialen Bodenkontakt mit der Belastungsantwort. (Hennerici und Bätzner 2001)

Horizontale Scherkräfte

Bei horizontalen Scherkräften handelt es sich um Kräfte, die parallel zur Bodenoberfläche auftreten. Diese kommen in der sagittalen Ebene (anterior-posterior/ Vor-Rück-Kraft) sowie in der Frontalebene (mediolateral) vor, wie z.B. beim Verlagern des Körpergewichts von einem Bein auf das andere während der Belastungsantwort. Die Größe der horizontalen Kräfte im Vergleich zu den vertikalen Belastungskräften ist jedoch gering (vgl. Abb. 1.1 a + b). (Perry et al. 2003)

1.2.2 Kraftvektoren

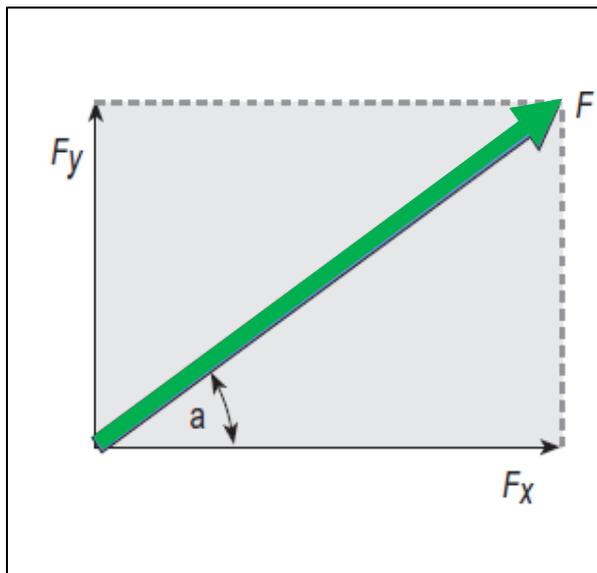


Abbildung 1.2 (oben) Die resultierende Kraft F besteht aus zwei Komponenten im rechten Winkel zueinander, F_x und F_y
Modifiziert nach Whittle 2008, S. 33

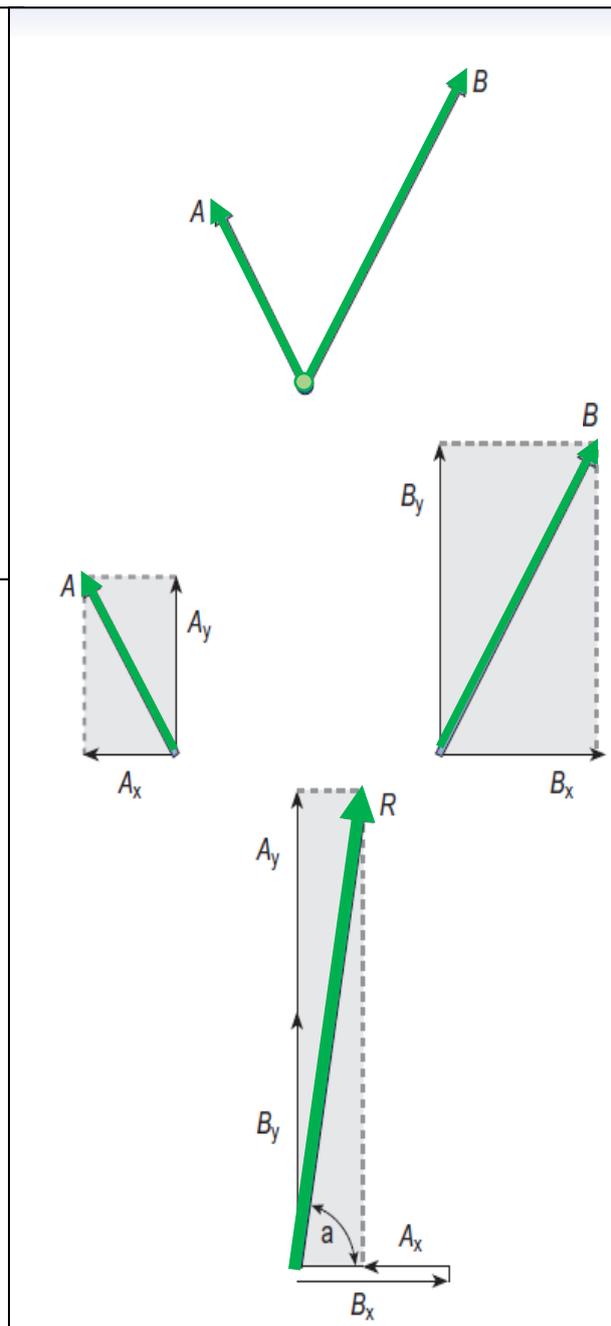


Abbildung 1.3 (rechts) A wird in A_x und A_y aufgelöst, B in B_x und B_y . A_x und B_x werden horizontal addiert, sowie A_y und B_y vertikal. Dies ergibt den resultierenden Vektor R .
Modifiziert nach Whittle 2008, S.34

Die Darstellung der Bodenreaktionskräfte gelingt über einen einzelnen Kraftvektor, welcher die Summe der auftretenden vertikalen, sagittalen und frontalen Kräfte darstellt, die mit Hilfe von Bodenmessplatten oder ähnlichen Verfahren gemessen werden. (Perry et al. 2003) Wirkt eine Kraft in die eine Richtung, so kann diese von einer äquivalenten Kraft in die Gegenrichtung ausgeglichen werden. Darüber hinaus können sich mehrere Kräfte, die in unterschiedliche Richtungen wirken, gegenseitig ausbalancieren. (Whittle 2008) Es ist wichtig zu verstehen, dass ein einzelner

Kraftvektor, der in eine bestimmte Richtung wirkt, aus mehreren Kräften bestehen kann, die in unterschiedliche Richtungen wirken. Umgekehrt können mehrere einzelne Kräfte, die in unterschiedliche Richtungen wirken, zu einer Kraft kombiniert werden. Wird die Richtung berücksichtigt, so können verschiedene Kraftvektoren addiert und subtrahiert werden und somit einen einzelnen Kraftvektor bilden, der in eine bestimmte Richtung wirkt. Um Kraftvektoren zu kombinieren, müssen diese zuerst in ihre einzelnen Komponenten zerlegt werden. (Whittle 2008) Einen Überblick hierzu gibt Abb.1.2. Hierbei kann die Kraft F von zwei kleineren Kräften F_x und F_y repräsentiert werden, die im rechten Winkel zueinander wirken. Um Kräfte zu kombinieren, müssen diese erst in ihre Komponenten zerlegt werden. Anschließend können die x - und y -Komponenten addiert werden. Daraus wird die einzelne, äquivalente Kraft gebildet. Ein Beispiel hierzu findet sich in Abb.1.3. Zuerst werden die beiden Kräfte A und B in ihre einzelnen Komponenten aufgelöst (A_x, A_y, B_x, B_y). Die Summe aus den beiden x -Komponenten ergibt dann die Komponente x , dementsprechend die Summe der beiden y -Komponenten die Komponente y . Da A_x und B_x in entgegengesetzte Richtungen wirken, ist deren Summe in Wirklichkeit die Differenz. R ergibt sich dann aus der Rekombination aus x und y . (Whittle 2008)

Kraftvektoren in der Sagittalebene

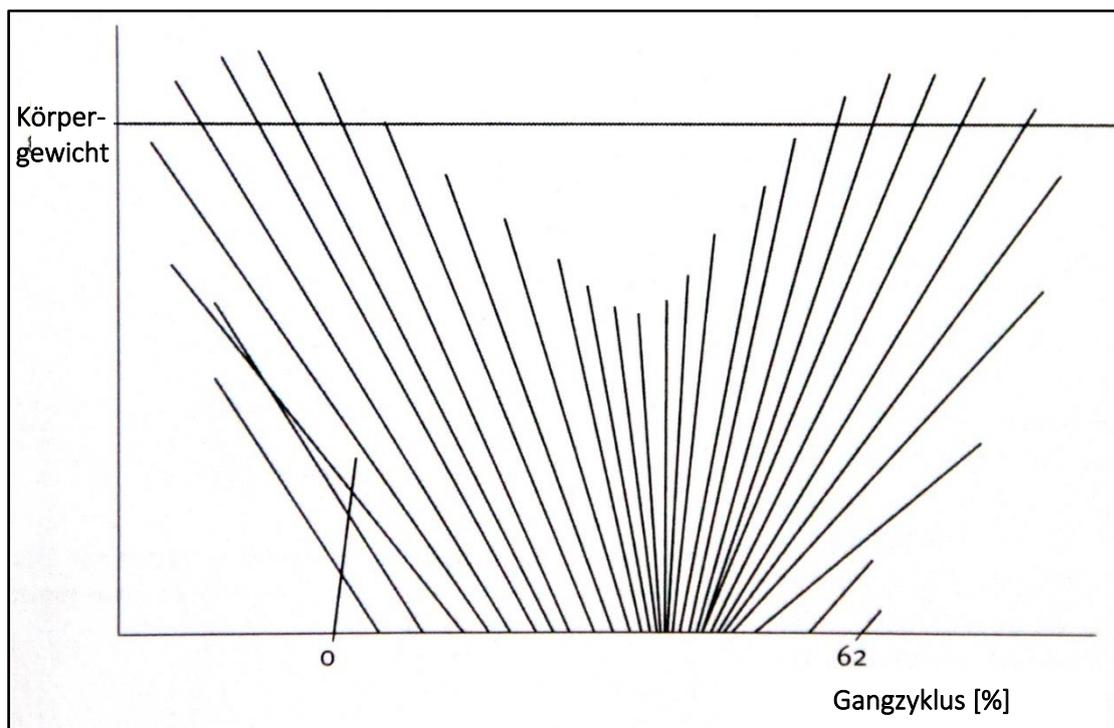


Abbildung 1.4 Vektoren in der sagittalen Ebene. Normale Verteilung der sagittalen Kraftvektoren während eines Schrittes (5% Gangzyklusintervalle). Die Vektoren zeigen vier Muster: initialer Bodenkontakt, Belastungsübernahme, mittlere Standphase und terminale Standphase. Modifiziert nach Perry 2003, S.264

Das Muster der Vektoren in der Sagittalebene während eines Schrittes kann in vier verschiedene Arten unterteilt werden (vgl. Abb. 1.4, Perry et al. 2003):

Beim initialen Bodenkontakt kommt es zu einer kurzzeitigen vertikalen Kraft. Während der Belastungsantwort hingegen kommt es sofort zu einer anterioren Scherkraft zwischen Fuß und Boden, wodurch eine posteriore Schleife des Vektors gebildet wird. In der mittleren Standphase kommt es dann wieder zu beinahe vertikal einwirkenden Kraftvektoren. Durch die Dorsalextension des Sprunggelenks kann das Druckzentrum des Vektors parallel mit dem Körperschwerpunkt über den Fuß vorangebracht werden. Die geringe anteriore Scherkraft verschwindet während dieser Phase durch die Gewichtsverlagerung auf den Vorfuß und wird bei überwiegender Vorfußbelastung zur posterioren Scherkraft. Diese nimmt in der terminalen Standphase zu, was dazu führt, dass der Vektor immer weiter nach vorn geneigt wird. (Perry et al. 2003)

1.2.3 Drehmomente

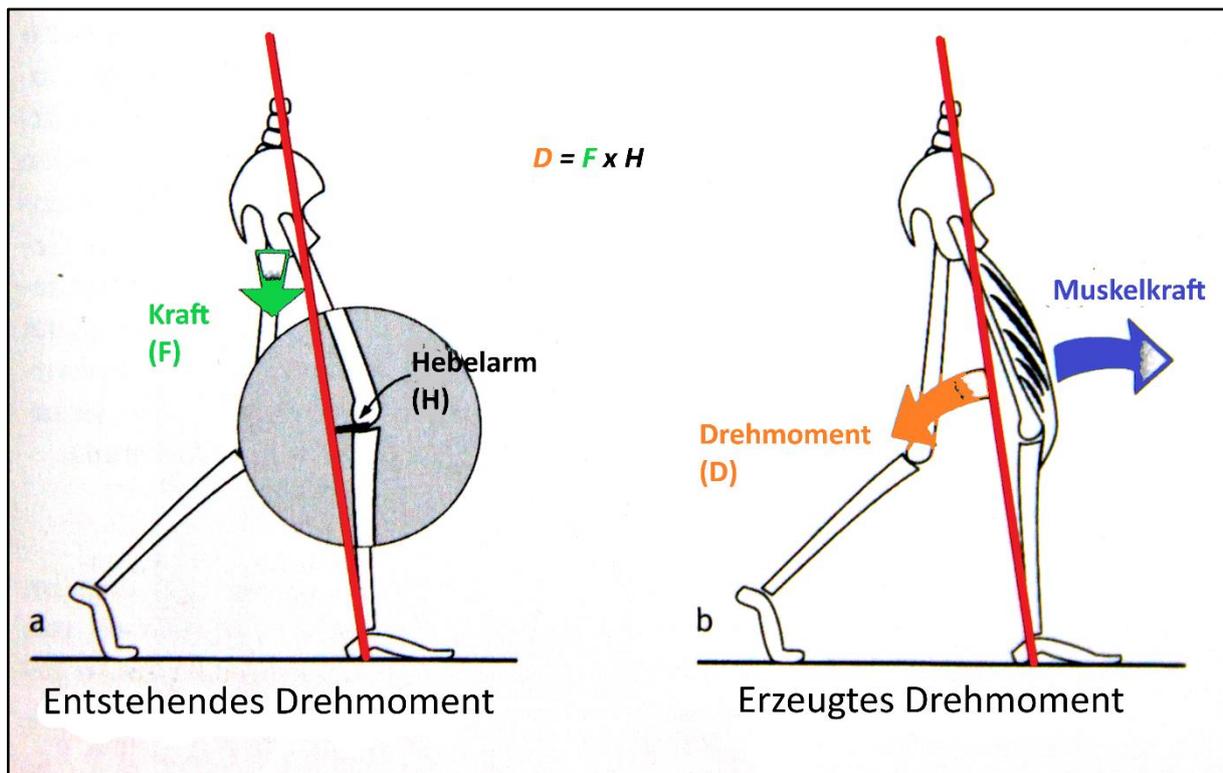


Abbildung 1.5 Sagittale Kraftvektoren im Bereich des Kniegelenks. (a) Entstehendes Drehmoment: Der Kraftvektor liegt hinter dem Kniegelenk und bewirkt ein beugendes Drehmoment. (b) Erzeugtes Drehmoment: Die Gelenkstabilität wird durch den Quadriceps erhalten, welcher ein gleichwertiges streckendes Drehmoment erzeugt. Modifiziert nach Perry (2003), S. 265

Die Gelenkstabilität wird durch die Ausrichtung eines jeden Körpersegments sowie den sich stetig verändernden Körperschwerpunkt beeinflusst. Sobald der Massenmittelpunkt eines Körpersegments nicht vertikal über dem Gelenk liegt, kommt es durch das Gewicht zu einer Rotationskraft, die zu einer Gelenkbewegung führt. Diese Kraft stellt das Drehmoment dar. Das Drehmoment (D) ist definiert als das Produkt aus der Kraft (F) und dem Hebelarm (H): (Perry et al. 2003)

$$D = F \times H$$

Der Hebelarm wird bestimmt aus der Distanz der momentanen Schwerkraftlinie vom Gelenkmittelpunkt (vgl. Abb. 1.5a). (Perry et al. 2003)

Das entstehende Drehmoment (vgl. Abb.2.5a) wird von dem erzeugten Drehmoment (vgl. Abb.1.5b) unterschieden. Das entstehende Drehmoment wird aus der Art der Bewegung bestimmt, die sich ergeben würde, wenn keine stabilisierende Gegenkraft vorhanden wäre, also durch die Körper- und Beinausrichtung. Das erzeugte Drehmoment wird indirekt über die Berechnung der Kraft, die zur Erhaltung der

Stabilität aufgebracht wird, bestimmt. Beide Drehmomentqualitäten werden in einem Begriff kombiniert. (Perry et al. 2003)

Da während der Standphase die vertikale Bodenreaktionskraft die bestimmende Kraft darstellt, können Drehmomente durch die Kombination von Bewegungs- und Kraftvektordaten berechnet werden. (Perry et al. 2003)

1.2.4 Belastungszentren/Ganglinie

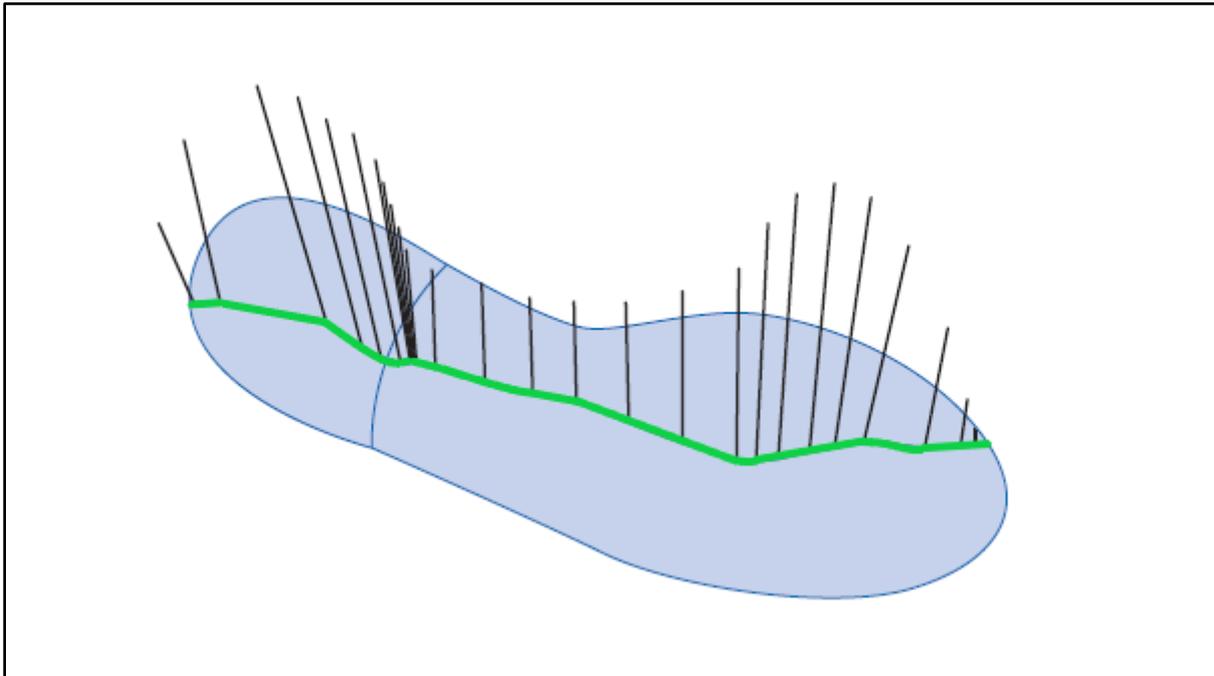


Abbildung 1.6 Center of Pressure (COP) und die Repräsentation der Bodenreaktionskraft-Vektoren in der Sagittalebene. Modifiziert nach Whittle 2008, S.83

Der Basispunkt des Bodenreaktionskraft-Vektors liegt im Bereich des Fußes. Über ihn besteht der Kontakt zum Boden; in verschiedenen Momentaufnahmen hat immer nur eine bestimmte Fußfläche Bodenkontakt: Beim initialen Bodenkontakt hat ausschließlich die Ferse Bodenkontakt, in der mittleren Standphase die ganze Fußsohle, in der terminalen Standphase der Vorfuß und die Zehen und in der Vorschwungphase nur noch der mediale Vorfuß. (Perry et al. 2003) Werden das gerade belastete Fuß-Areal sowie die Verteilung der Kräfte berücksichtigt, lässt sich ein virtueller Kraftangriffspunkt über der Fußsohle berechnen, das sogenannte Druckzentrum (Center of Pressure, COP). (Ludwig 2012) Berechnungen für viele einzelne Zeitpunkte während der Standphase erfassen den Verlauf des Kraftvektors über die Zeit, dadurch entsteht die Ganglinie. Auf dieser spiegelt jedes Druckzentrum den Mittelwert der vertikalen Normalkräfte wider. Die Ganglinie verläuft in der Regel, vom Fersenbereich ausgehend, bogenförmig über den lateralen Bereich des Mittelfußes und bewegt sich im Vorfußbereich zurück nach medial, um über dem Bereich der Großzehe oder des Interdigitalraums 1-2 zu enden (vgl. Abb.1.6). (Perry et al. 2003)

1.2.5 Terminologie und Begriffsdefinitionen

In der Ganganalyse werden unter anderem räumlich-zeitliche Parameter erhoben. (Götz-Neumann 2006)

Gehgeschwindigkeit:

Meist in m/s dargestellt. Berechnung durch zurückgelegten Weg(m)/Zeit(s). (Whittle 2008) In dieser Arbeit wird die Geschwindigkeit in km/h verwendet ($m/s \cdot 3,6$).

Die Gehgeschwindigkeit kann berechnet werden mithilfe der folgenden beiden Formeln (vgl. Whittle 2008):

$$\text{„Geschwindigkeit (m/s) = Doppelschrittlänge (m) } \times \text{ Kadenz (Schritte/min)/120“}$$

oder

$$\text{„Geschwindigkeit (m/s) = Doppelschrittlänge (m) / Doppelschrittzeit (s)“}$$

Kadenz:

Anzahl der Schritte pro Minute. Da die unteren Extremitäten beim Gehen mit einer bestimmten Frequenz umgekehrt proportional zu ihrer Länge schwingen, besitzen kleine Menschen im Allgemeinen eine höhere Kadenz als größere Menschen. Die Werte sind von Alter, Geschlecht, Beinlänge und emotionalem Zustand abhängig und variieren zwischen 100-130 Schritte /Minute. (Götz-Neumann 2006)

Bei der vergleichenden Analyse von verschiedenen Gehgeschwindigkeiten sowie Gehen, Laufen und Sprinten konnte identifiziert werden, dass die Schrittlänge und Kadenz mit steigender Geschwindigkeit zunehmen. (Murray et al. 1985; Mann und Hagy 1980)

Doppelschrittzeit:

Da zwei Schritte pro Gangzyklus einen Doppelschritt ergeben, misst die Kadenz halbe Gangzyklen. Eine Maßeinheit, die alternativ verwendet werden kann, ist die Doppelschrittzeit. Diese setzt sich zusammen aus

$$\text{„Doppelschrittzeit (s) = 120/Kadenz (Schritte/min)“}$$

und hat einen zur Kadenz inversen Verlauf. (Whittle 2008)

1.2.6 Der Gangzyklus

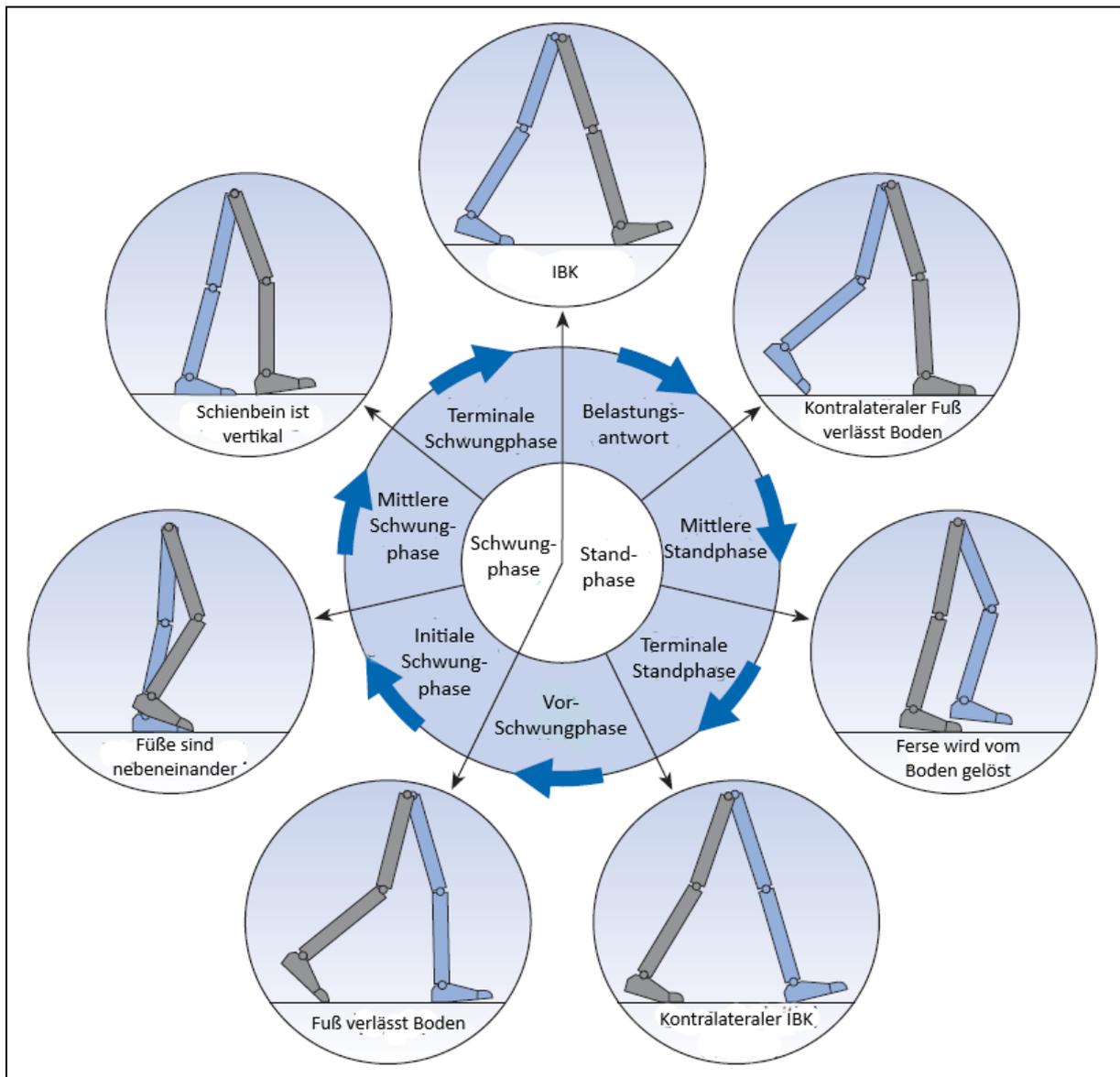


Abbildung 1.7 Graphische Darstellung der Ereignisse und Phasen eines Gangzyklus des rechten Beines (grau). IBK = Initialer Bodenkontakt. Modifiziert nach Whittle 2008, S.52

Ein Gangzyklus ist definiert als „die Vorgänge in einem Zeitraum, der während des Gehens zwischen zwei aufeinander folgenden gleichen Bewegungsereignissen derselben Extremitäten Seite liegt“. (Hennerici und Bätzner 2001, S.5) Im Grunde kann ein beliebiges Ereignis gewählt werden, am einfachsten stellt sich in der Regel der initiale Bodenkontakt dar. Hier handelt es sich beim gesunden Gang um den Aufprall der Ferse auf den Boden. (Perry et al. 2003) Das Zeitintervall vom ersten initialen Bodenkontakt des rechten Fußes bis zum nächsten initialen Bodenkontakt mit dem rechten Fuß umfasst beispielsweise einen Gangzyklus. Bei Menschen mit

verschiedenen Pathologien kann es jedoch erforderlich werden, diese Definition zu überdenken. (Wall et al. 1987)

Die Abbildung 1.7 gibt einen Überblick über die Hauptereignisse und -phasen in einem Gangzyklus. Sieben Ereignisse teilen den Gangzyklus in sieben Phasen ein. Dabei finden die vier Phasen ‚Belastungsantwort, mittlere Standphase, terminale Standphase und Vor-Schwungphase‘ in der Standphase statt. Diese dauert vom initialen Bodenkontakt bis zu dem Moment, in dem der Fuß den Boden verlässt. Die übrigen drei Phasen ‚initiale Schwungphase, mittlere Schwungphase und terminale Schwungphase‘ sind Teil der Schwungphase, während der sich der Fuß in der Luft befindet. (Whittle 2008)

1.2.6.1 Schritt- und Doppelschrittlänge

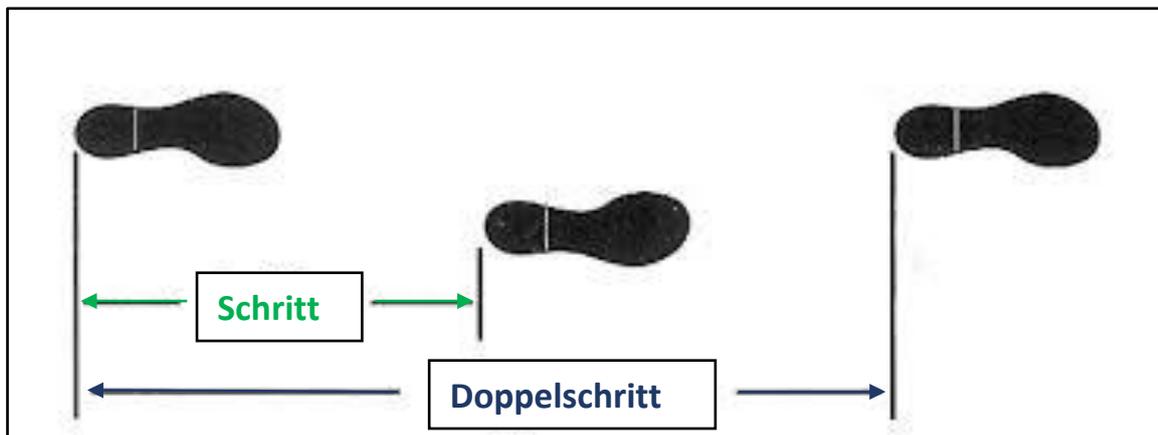


Abbildung 1.8 Schritt- und Doppelschrittlänge. Modifiziert nach Perry (2003), S. 3

Als Schrittlänge wird das Intervall zwischen dem initialen Bodenkontakt des einen und dem des kontralateralen Fußes bezeichnet. Dabei definiert das nach vorne schwingende Bein die Seitenbezeichnung (rechter Schritt = rechtes Bein schwingt nach vorne). Die Doppelschrittlänge hingegen bezeichnet das komplette Intervall bis zum erneuten initialen Bodenkontakt desselben Fußes, also einen kompletten Gangzyklus (vgl. Abb.1.8). (Perry et al. 2003)

1.2.6.2 Schwung- und Standphase

Die zeitliche Dauer eines Doppelschrittes wird Doppelschrittzeit (engl.: cycle time) genannt. (Whittle 2008) Der Doppelschritt wird in Standphase und Schwungphase unterteilt. Auf die Standphase fallen ca. 60% der Zeit, auf die Schwungphase 40%. Die Standphase beinhaltet zwei Doppelstützphasen, die jeweils 10% ausmachen, sowie zwei monopedale Standphasen. (Whittle 2008) Abb.2.9 gibt einen Überblick über den zeitlichen Ablauf der Stand- und Schwungphasen. Der initiale Bodenkontakt mit dem rechten Fuß findet statt, während der linke Fuß auch noch Bodenkontakt hat. So ergibt sich eine Doppelstützphase zwischen dem initialen Bodenkontakt des rechten Fußes und des Lösens der Zehen des linken Fußes. Während der Schwungphase mit dem linken Bein hat nur der rechte Fuß Bodenkontakt, was zu einer Periode der monopedalen Standphase führt. Diese endet mit dem initialen Bodenkontakt des linken Fußes, was zu einer erneuten Doppelstützphase führt, welche mit dem Ablösen der rechten Zehen endet. Die monopedale Standphase des linken Fußes geht mit der Schwungphase des rechten Beins einher und endet abermals mit dem initialen Bodenkontakt des rechten Fußes. (Whittle 2008)

Die zeitliche Abfolge des Gangzyklus variiert mit der Gehgeschwindigkeit. Mit steigender Geschwindigkeit wird die Schwungphase proportional länger und die Standphase inklusive der Doppelstützphase kürzer. Dies reicht bis zum völligen Verschwinden der Doppelstützphase, welches den Übergang zum Laufen definiert. (Whittle 2008)

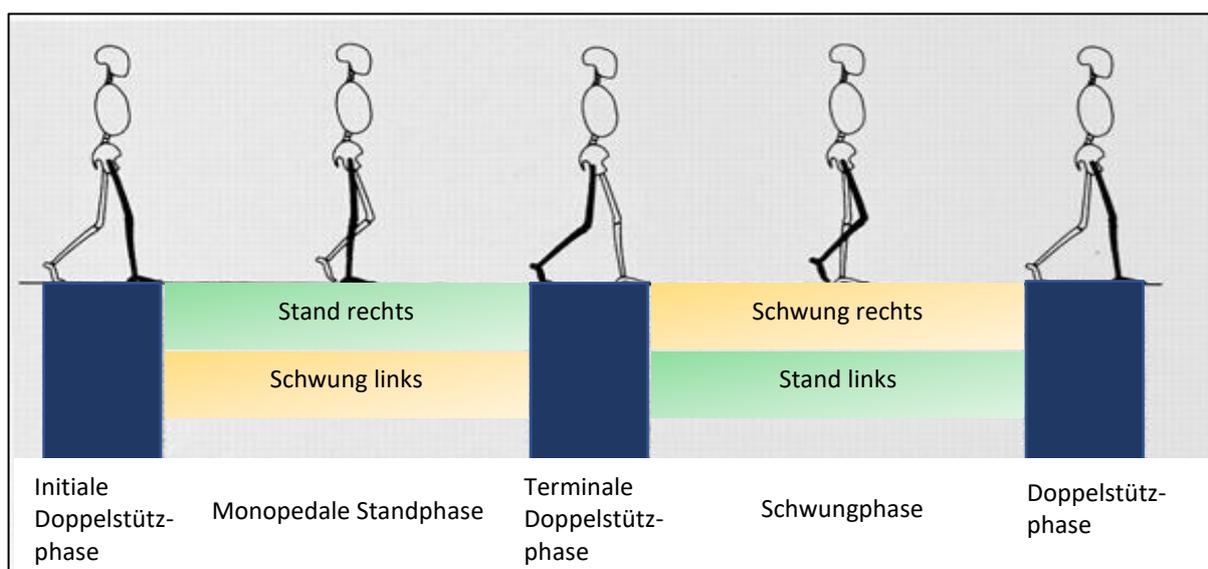


Abbildung 1.9 Stand- und Schwungphasenverteilung über das Ende eines Gangzyklus hinaus: Start mit dem initialen Bodenkontakt des rechten Fußes. Blaue Balken: Doppelstützphase; hellgrüne Balken: monopedale Standphase; hellorange Balken: Schwungphase. Modifiziert nach Perry 2003, S.2

1.3 Aktueller Forschungsstand

Es gibt bereits einige Studien zum Thema Ganganalyse auf dem Laufband im Vergleich zum Boden sowie zum Thema altersbezogene- und sturzangstinitiierte Gangbildanpassungen. Wie sich jedoch die Art und das Design des Laufbandes auf das Gangbild auswirken, wurde bisher noch nicht untersucht.

1.3.1 Gangparameter unter verschiedenen Bedingungen

1.3.1.1 Anpassung verschiedener Gangparameter im Alter

Im Alter finden eine Anzahl verschiedener Anpassungen des Gangbildes statt. Dabei haben neben dem Alter auch der Grad an körperlicher Aktivität, die Balance und vor allem die veränderte Muskelkraft und -masse einen Einfluss auf die Veränderungen im Gangbild. (Walston et al. 2006; Freiburger et al. 2014) Weiterhin spielen psychologische Faktoren wie z.B. die Sturzangst eine Rolle, auf welche in einem eigenen Kapitel näher eingegangen wird (vgl. 1.3.1.3). (Chamberlin et al. 2005; Maki 1997)

Werden pathologische Veränderungen außen vorgelassen, so kann das Gangbild von älteren Menschen als eine Art verlangsamte Version des Gangbildes jüngerer Menschen angesehen werden, mit dem Versuch, die Stabilität und Sicherheit so weit wie möglich aufrecht zu erhalten. (Murray et al. 1969) Welche Parameter genau von den Anpassungen betroffen sind, wird im Folgenden erläutert.

Die Veränderungen des Gangbildes finden typischerweise zwischen dem 60. und 70. Lebensjahr statt und umfassen eine reduzierte Doppelschrittlänge und eine weitere Spurbreite. Weiterhin können eine geringere Kadenz und eine verlängerte Doppelschrittzeit beobachtet werden, Letztere geht mit einer längeren prozentualen Dauer der Standphase bei verkürzter Schwungphase einher. (Murray et al. 1969)

In der 1969 durchgeführten Studie untersuchten Murray et al. damals 64 gesunde Männer im Alter von 20-87 Jahren, um Veränderungen des Gangbildes im Alter festzustellen. Dabei wurde der Aktivitätsgrad der Probanden nicht berücksichtigt. Trotz einer guten körperlichen Verfassung der älteren Probanden waren Unterschiede im Gangmuster zwischen der jüngeren und älteren Probandengruppe festzustellen. Murray et al. verglichen das Gangmuster mit „dem Gehen auf einer rutschigen Oberfläche oder dem Gehen in der Dunkelheit.“ (Murray et al. 1969)

Sowohl bei Wohlfühl- als auch bei schneller Gehgeschwindigkeit konnte eine reduzierte Gehgeschwindigkeit in den drei ältesten Probandengruppen (>67 Jahre) gegenüber den jüngeren Probandengruppen festgestellt werden. Bei der schnellen Gehgeschwindigkeit verringerten die älteren Probanden im Vergleich zu den jüngeren Probanden ihre Doppelschrittlänge noch deutlicher als bei Wohlfühlgeschwindigkeit. Murray et al. sehen all diese Anpassungen als Verbesserung der Balance, vor allem während der relativ instabilen monopodalen Standphase. (Murray et al. 1969)

Auch Nagano kam bei Testungen auf dem Laufband zu ähnlichen Ergebnissen. (Nagano et al. 2013) Da die Testungen auf dem Laufband stattfanden, wird darauf in Kapitel 1.3.1.4 näher eingegangen.

Murray et al. untersuchten neben den oben beschriebenen räumlich-zeitlichen Parametern auch noch kinematische Parameter. Dabei konnten sie geringere Gelenkbewegungsumfänge bei den älteren Probanden im Vergleich zu den jüngeren Probanden feststellen. Die Hüftrotation sowie die Amplitude der Hüftbewegung war signifikant reduziert. Weiterhin zeigten ältere Probanden eine geringere Knieflexion in der Schwungphase sowie eine geringere Bewegungsamplitude im Sprunggelenk am Ende der Standphase. All diese Faktoren können die geringere Doppelschrittlänge erklären. Die Winkel beim Fersenaufprall sowie beim Zehenablösen waren infolge von geringerer Dorsalextension und Plantarflexion signifikant geringer. (Murray et al. 1969)

Für die vertikale Bewegung des Kopfes konnte bei älteren Probanden eine geringere Amplitude mit geringerem Maximum festgestellt werden, was u.a. durch die geringere Doppelschrittlänge zu erklären ist. Die laterale Bewegung war für die ältere Probandengruppe etwas größer als für die jüngere Gruppe. In der Schwungphase war die seitengleiche Beckenrotation verringert, wodurch die Doppelschrittlänge verkürzt wird. (Murray et al. 1969)

Die Feststellungen von Murray et al. werden zum großen Teil von Winter et al. gedeckt, die bei gesunden älteren Probanden eine geringere Schrittlänge, eine verlängerte Standphase und einen flacheren Winkel beim Fersenaufprall im Vergleich zu jüngeren Probanden identifizieren konnten. Des Weiteren zeigten die älteren Probanden, im Gegenteil zu den Ergebnissen von Murray et al., keine reduzierte Kadenz. Dies führten die Autoren auf die sorgfältige Selektion ausschließlich fitter älterer Probanden zurück. Wie Murray et al. bezeichnen sie die oben genannten Anpassungen ebenfalls im Sinne des Erlangens eines sicheren Ganges. (Winter et al. 1990)

1.3.1.2 Einfluss körperlicher Aktivität auf die altersbezogenen Gangveränderungen

Regelmäßige Aktivität im Alter kann altersbezogene Veränderungen des Gangbildes zwar nicht völlig verhindern, aber das Ausmaß im Vergleich zu inaktiven Gleichaltrigen minimieren. (Boyer et al. 2012)

Boyer et al. untersuchten speziell aktive ältere Probanden. Bei diesen zeigte sich keine reduzierte freie Gehgeschwindigkeit im Vergleich zu der jüngeren Probandengruppe. Infolge dessen war jedoch die Kadenz bei den älteren Probanden erhöht, bei gleichzeitig erniedrigter Doppelschrittzeit. Mit den Ergebnissen von Murray et al. 1969 einhergehend, waren bei den älteren Probanden, im Vergleich zur jüngeren Probandengruppe, die Winkel beim Fersenaufprall und Zehenablösen verkleinert, weiterhin waren das Hüftextensionsmoment größer und das Sprunggelenk-Dorsalextensions- und Plantarflexionsmoment verkleinert. (Boyer et al. 2012)

Die Feststellung, dass Aktivität in Form eines Trainings Einfluss auf eine schnellere selbstgewählte Wohlfühlgeschwindigkeit hat, machten auch Malesta et al. in einer randomisiert-kontrollierten Studie mit dem Hintergrund, den Einfluss eines regelmäßigen Gehtrainings auf den Gang bei 65-80-Jährigen zu testen. (Malatesta et al. 2010)

Zusammenfassend ist zu sagen, dass die Gehgeschwindigkeit im Alter durch Aktivität aufrechterhalten werden kann. (Malatesta et al. 2010; Boyer et al. 2012) Dies geschieht jedoch nur unter der Anpassung anderer räumlich-zeitlicher Gangparameter. Veränderungen in der Kinematik und Kinetik von Sprunggelenk und Hüfte hingegen werden nicht beeinflusst. (Malatesta et al. 2010) Die klinische Relevanz der Aufrechterhaltung von Gehgeschwindigkeit im Alter ist hoch. Studenski et al. konnten einen Zusammenhang zwischen Gehgeschwindigkeit und Überlebensrate identifizieren, die Überlebensrate nahm dabei pro 0,1m/s zu. (Studenski et al. 2011)

1.3.1.3 Sturzangst und Gehen

Sturzangst im Alter

Die Angst zu stürzen ist bei älteren Menschen weit verbreitet. Etwa ein Drittel der über 65-Jährigen und etwa die Hälfte der über 85-Jährigen stürzen ca. einmal pro Jahr. Dabei ist das Sturzrisiko bei Pflegeheimbewohnern und Frauen erhöht. Unabhängig von der Sturzanamnese leiden laut Schätzungen 25-50 % aller Älteren unter Sturzangst, diese ist dabei mehr oder weniger ausgeprägt. (Sonnenmoser 2015) Kanadische und niederländische Psychologen konnten in einer Studie belegen, dass Angst sowohl die Balance als auch die Fähigkeit zum sogenannten ‚Dual-Tasking‘ einschränkt. Unabhängig vom Gesundheitszustand und der körperlichen Verfassung, lässt Angst Muskeln verkrampfen und Gelenke versteifen. Dadurch kommt es zu einem Gleichgewichtsverlust, durch den ein Sturz ausgelöst werden kann. (Hadjistavropoulos et al. 2012)

Gerade bei älteren Menschen sind die Folgen schwerer Stürze gravierend: 10-20% der Stürze haben behandlungsbedürftige Verletzungen zur Folge, 5% führen zu Knochenbrüchen und 1-2% zu Hüftfrakturen, die dementsprechend eine hohe Morbiditäts- und Mortalitätsrate haben. Aber auch bei weniger schweren Stürzen folgen oft langwierige Heilungsprozesse, ein reduziertes Selbstbewusstsein und die Angst, erneut zu stürzen. Diese ist schlussendlich oft belastender als die Stürze an sich. (Sonnenmoser 2015)

Ziel muss es deshalb sein, die Sturzangst älterer Menschen zu reduzieren, um das im Alter ohnehin schon veränderte Gangbild nicht noch mehr zu beeinträchtigen. Es sollten Maßnahmen zur Aktivitätserhaltung identifiziert werden, bei denen die Sturzangst minimiert wird.

Einfluss von Sturzangst auf das Gangbild

In einem Review aus 10 Studien konnte festgestellt werden, dass eine vorhandene Sturzangst signifikant, wenn auch in kleinem Ausmaß, die Gangvariabilität vergrößert. (Ayoubi et al. 2015)

Eine aktuelle Studie stützt diese Feststellung. Bei Probanden mit Sturzangst zeigten sich eine signifikant langsamere Gehgeschwindigkeit, eine kürzere Doppelschrittlänge und eine längere Doppelstützphase als bei vergleichbaren Probanden ohne Sturzangst. (Makino et al. 2017)

Hingegen zeigte ein Sturz in der Vorgeschichte ohne darauffolgende Sturzangst keine signifikanten Veränderungen des Gangbildes im Vergleich zu der Kontrollgruppe. (Makino et al. 2017)

Schon 1997 kamen Maki et al. zu ähnlichen Ergebnissen. Sie konnten in ihrer Studie eine verringerte Doppelschrittlänge und eine geringere Gehgeschwindigkeit als Ausdruck der Sturzangst identifizieren. Außerdem zeigte sich eine verlängerte Doppelstützphase und eine weitere Spurbreite. Diese Faktoren zeigten jedoch nur geringe Evidenz, dass die Probanden in der Folge auch wirklich stürzten. Lediglich die Variabilität zwischen den Gangzyklen konnte als Indikator eines Sturzes in der Vorgeschichte identifiziert werden. Daher beschrieben Maki et al. die beobachteten Veränderungen des Gangbildes als ‚angstbezogene Anpassungen‘, die die Stabilität erhöhen und zukünftige Stürze verhindern sollen. Eine geringere Doppelschrittlänge z.B. hat eine geringere Abweichung des Körperschwerpunktes hinter die Basis-Unterstützungsfläche zur Folge und bietet somit eine höhere Stabilität. (Maki 1997)

Mit den Ergebnissen von Maki et al einhergehend, konnten auch Chamberlin et al eine geringere Gehgeschwindigkeit, eine Reduzierung der Doppelschrittlänge sowie eine Erweiterung der Spurbreite und der Doppelstützzeit in Folge einer Sturzangst bei Älteren identifizieren. Hier wurde die Sturzbiographie jedoch außer Acht gelassen. (Chamberlin et al. 2005)

Wird der Abschnitt 1.3.1.1 berücksichtigt, so finden sich Parallelen zwischen der sturzangstbedingten Gangbildanpassung bei älteren Menschen und der altersbedingten Gangbildveränderung. Auch Murray et al. konnten beim Studium der Gangbildveränderungen älterer Menschen angstbezogene Gangbildanpassungen identifizieren. (Murray et al. 1969)

Die oben genannten Ergebnisse werden von zahlreichen anderen Studien gestützt, die alle ebenfalls einen Zusammenhang zwischen Sturzangst und veränderten Gangparametern feststellen konnten. (Buchner et al. 1996; Kirkwood et al. 2011; Reelick et al. 2009)

1.3.1.4 Gangparameter auf verschiedenen Oberflächen: Boden vs. Laufband

Das Laufband stellt ein in der Klinik und Rehabilitation oft genutztes Trainingsinstrument dar. Es bietet die Möglichkeit der regelmäßigen Aktivität unter kontrollierten Bedingungen. Da das Gehen auf dem Laufband jedoch vor allem am Anfang ungewohnt erscheint, gibt es zahlreiche Studien, die Anpassungen des Gangbildes auf dem Laufband im Vergleich zum Boden untersuchen. (Strathy et al. 1983; Nagano et al. 2013; Malatesta et al. 2017; Murray et al. 1985)

Eine der ersten Studien hierzu stammt von Strathy et al.. Diese untersuchten die Kniekinematik bei 10 Probanden im Alter von 21-40 Jahren bei selbstgewählter Wohlfühlgeschwindigkeit auf dem Laufband. Dabei konnten sie signifikante Unterschiede in der Sagittalebene identifizieren, wie z.B. einen geringeren Bewegungsumfang im Knie und eine reduzierte Knieextension beim Fersenaufprall. Weiterhin konnten sie eine höhere Zehenkontaktzeit und eine geringere Fersenkontaktzeit während der Standphase feststellen sowie eine höhere Kadenz, um die Wohlfühlgeschwindigkeit vom Boden auf dem Laufband aufrecht zu erhalten. (Strathy et al. 1983)

Murray et al. kamen bei einer Stichprobe von 20-36-jährigen Frauen zu ähnlichen Ergebnissen. Zwar konnten sie keine signifikanten Veränderungen feststellen, jedoch war eine Tendenz zu erkennen, dass die Kadenz höher, die Schrittlänge und Schwungphase kürzer sowie die Doppelstützphase länger waren. Mit den Ergebnissen von Strathy et al. einhergehend konnten sie feststellen, dass auf dem Laufband die Knieextension während der Standphase und am Ende der Schwungphase geringer war als am Boden. Weiterhin zeigte sich in der Standphase eine geringere Dorsalextension und eine geringere Hüftextension auf dem Laufband als auf dem Boden. Die Begründung der Unterschiede sehen Murray et al. darin, dass auf dem Laufband das Standbein automatisch hinter den Körper gezogen wird und dadurch der Drang entsteht, das Schwungbein schneller wieder an den Boden zu bringen. Eine andere Erklärung sehen die Autoren darin, dass die begrenzte Länge des Laufbandes die Probanden dazu bewegt, die Schritte zu kürzen. (Murray et al. 1985)

Nagano et al. hingegen untersuchten neben jüngeren Probanden auch ältere Probanden und verglichen die Ergebnisse miteinander. Sie konnten ebenfalls Veränderungen des Gangbildes auf dem Laufband im Vergleich zum Boden identifizieren. Sie bezeichneten die von ihnen beobachteten veränderten Gangparameter auf dem Laufband als „sicherheitsbezogene Ganganpassungen“ (Nagano

et al. 2013): Sowohl bei älteren als auch bei jüngeren Menschen konnten Nagano et al. eine reduzierte Schrittlänge auf dem Laufband feststellen. Die jüngere Gruppe konnte diese reduzierte Schrittlänge durch eine ebenfalls reduzierte Schrittzeit kompensieren und somit die Wohlfühlgeschwindigkeit vom Boden auf dem Laufband aufrechterhalten. Die ältere Gruppe hingegen verlängerte zusätzlich die Schrittzeit, was zu einer signifikant geringeren Geschwindigkeit auf dem Laufband im Vergleich zum Boden führte. Die gleiche Tendenz zeigten Doppelstützphasenzeit und Schwungphasenzeit. Bei der älteren Gruppe nahm die Dauer beider Phasen zu, während sie bei der jüngeren Gruppe verkürzt war. Da auf der Bodenlaufbahn derartige Unterschiede nicht zu beobachten waren, kann angenommen werden, dass die Probanden der älteren Gruppe die Doppelstützphase aufgrund der geringeren Stabilität auf dem Laufband verlängern und dadurch versuchen, die Balance zu verbessern. Eine reduzierte Schrittlänge sowie damit verbundene geringere Schrittgeschwindigkeit unterstützen die Annahme im Sinne einer „Sicherheitsbezogenen Ganganpassung“. (Nagano et al. 2013)

Hinsichtlich der Komfortgeschwindigkeit auf dem Laufband kamen Malesta et al. in einer aktuellen Studie mit ähnlichem Studienaufbau zu ähnlichen Ergebnissen wie Nagano et al.. Sie stellten fest, dass sowohl ältere als auch jüngere Probanden auf dem Laufband langsamer waren als auf dem Boden. (Malatesta et al. 2017)

1.3.2 Forschungsstand Zusammenfassung

Studien mit verschiedenen Forschungsansätzen zeigen, dass das Gangbild älterer Menschen, im Vergleich zu jüngeren Menschen, an die sich wandelnden körperlichen Voraussetzungen angepasst ist (Freiberger et al. 2014; Walston et al. 2006; Murray et al. 1969). Zusätzlich hat das Gefühl von Unsicherheit bei älteren Menschen einen Einfluss auf das Gangbild. Die Gangparameter, die sich mit zunehmendem Alter verändern, werden zusätzlich durch bestimmte Situationen verstärkt beeinflusst. Beispiele für solche Situationen sind Sturzangst und unsichere Gehbedingungen, z.B. auf dem Laufband. (Makino et al. 2017; Maki 1997; Chamberlin et al. 2005; Ayoubi et al. 2015; Malatesta et al. 2017; Nagano et al. 2013) Die Folge hiervon sind eine reduzierte Gehgeschwindigkeit bei größerer Spurbreite, verkürzter Doppelschrittlänge und einer verlängerten Doppelschrittzeit, einer geringeren Kadenz und einer verlängerten Stand- und Doppelstützphase. Weiterhin sind bei älteren Menschen geringere Gelenkbewegungsumfänge zu beobachten, sodass das Gangbild insgesamt weniger dynamisch wird. (Murray et al. 1969)

2 Fragestellung und Hypothesen

Das Gangbild des Menschen verändert sich mit zunehmendem Alter. Um räumlich-zeitliche Veränderungen zu minimieren und dadurch die Sicherheit beim Gehen zu erhöhen bzw. die Sturzangst zu reduzieren, ist regelmäßiges Gehen wichtig (vgl. 1.3.1.2). Das Laufband stellt eine optimale Möglichkeit dar, dass auch Menschen höheren Alters mit räumlichen Einschränkungen und körperlichen Defiziten unter sicheren und standardisierten Bedingungen in Bewegung bleiben können. Jedoch haben herkömmliche Laufbänder Einschränkungen. Aufgrund der Gangbildanpassungen bei älteren Menschen ist zu vermuten, dass die Anwendung eines Laufbandes ihr Sicherheitsgefühl reduziert (vgl. 1.3.1.4). Ein Laufband ist zusätzlich platzinehmend, kostenintensiv und relativ kompliziert in der Anschaffung und in der Handhabung. Dies gilt insbesondere für das häusliche Umfeld.

Aus diesen Gründen wurde ein kompaktes, kleines Laufband entwickelt. Dieses zielt ab auf eine einfachere Handhabung, ein erhöhtes Sicherheitsgefühl der Anwender sowie eine erleichterte Anschaffung, als bei bisher erhältlichen Laufbändern. Somit soll ein problemloses, eigenständiges Gehen im häuslichen Umfeld und in Alterseinrichtungen ermöglicht werden.

Als Fragestellung für die vorliegende Arbeit leitet sich daraus ab, ob es einen signifikanten Unterschied zwischen dem neuen Laufband im Vergleich zu einem in der Praxis gängigen Laufband sowie zum Boden gibt. Es sollen zudem Normdaten für das neue Laufband erhoben werden. Als Hauptparameter wird dafür die Wohlfühlgeschwindigkeit in der Gesamtstichprobe auf den beiden Laufbändern verglichen. Als Nebenparameter wird die Wohlfühlgeschwindigkeit auf den Laufbändern mit der Wohlfühlgeschwindigkeit auf dem Boden verglichen, darüber hinaus werden die räumlich-zeitlichen Parameter (Doppelschrittlänge, Doppelschrittzeit, Kadenz, Standphasen- und Schwungphasendauer) zwischen den verschiedenen Oberflächen sowie die Handhabung der beiden Laufbänder untersucht. Es werden zudem Untergruppen bezüglich des Alters gebildet und die erhobenen Parameter innerhalb sowie zwischen den Altersgruppen verglichen.

2.1 Hypothesen

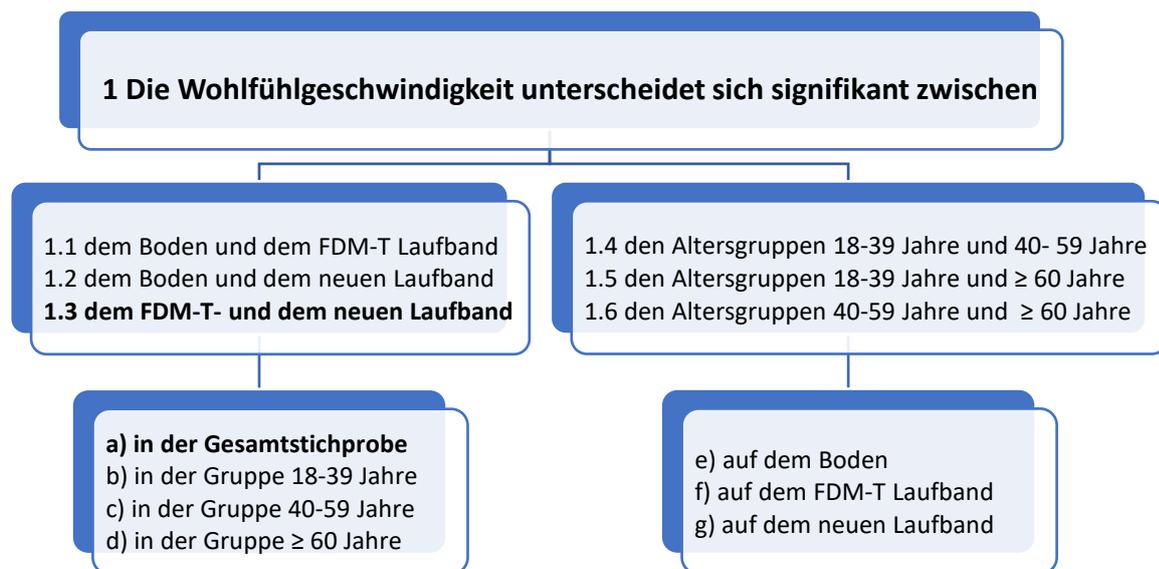


Abbildung 2.1 Hypothese 1 mit Unterpunkten, **Haupthypothese fett markiert**. Wohlfühlgeschwindigkeit auf den verschiedenen Oberflächen (Boden, FDM-T Laufband und neues Laufband) in der Gesamtstichprobe sowie innerhalb und zwischen den verschiedenen Altersgruppen

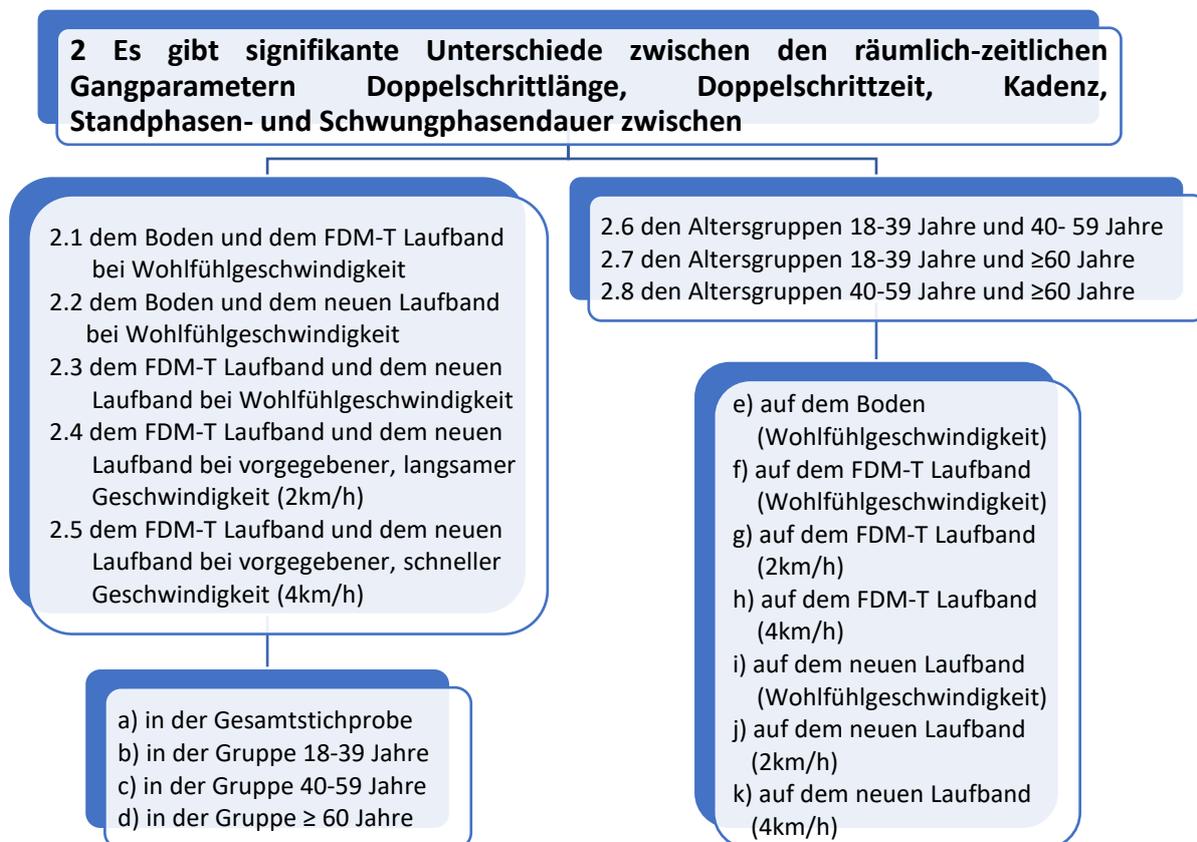


Abbildung 2.2 Hypothese 2 mit Unterpunkten: Räumlich-zeitliche Parameter auf den verschiedenen Oberflächen (Boden, FDM-T Laufband und neues Laufband) und bei verschiedenen Geschwindigkeiten (Wohlfühlgeschwindigkeit, 2km/h und 4km/h) in der Gesamtstichprobe sowie innerhalb und zwischen den verschiedenen Altersgruppen.

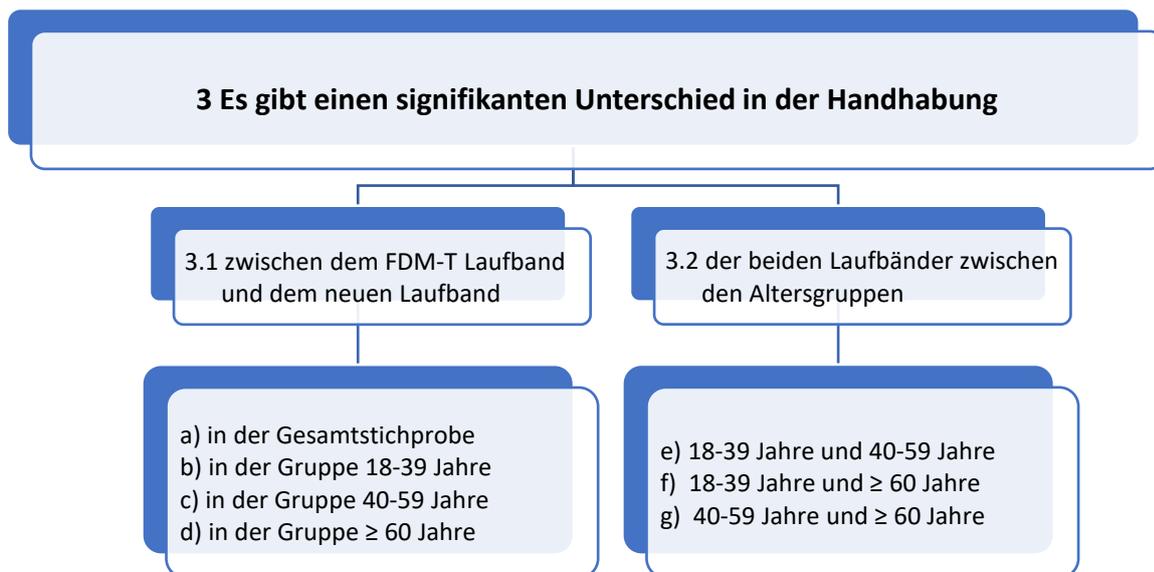


Abbildung 2.3 Hypothese 3 mit Unterpunkten: Handhabung der Laufbänder in der Gesamtstichprobe sowie innerhalb und zwischen den verschiedenen Altersgruppen

3 Probanden und Methoden

3.1 Untersuchungsdesign

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine klinische, kontrolliert-randomisierte Studie. Die Erhebung der Gangparameter erfolgte auf zwei verschiedenen Laufbändern (vgl. 3.4.1).

Das Startlaufband wurde per randomisierter Exceltabelle im Voraus den jeweiligen Probanden zugewiesen. Anschließend erfolgte die Erhebung der Gangparameter auf dem Boden.

3.2 Studienpopulation

An der Studie nahmen 50 Probanden teil. Teilnahmevoraussetzung waren die Abwesenheit von orthopädischen und neurologischen Erkrankungen sowie ein Mindestalter von 18 Jahren. Wegen technischer Schwierigkeiten während der Messungen mussten 3 Probanden für die statistische Auswertung ausgeschlossen werden, sodass die Stichprobengröße der eingeschlossenen Probanden $n = 47$ beträgt. Von den 47 Probanden sind 41 weiblich und 6 männlich. Für die Auswertung wurde die Gesamtstichprobe in drei Altersgruppen unterteilt: 18-39 Jahre ($n = 17$), 40-59 Jahre ($n=10$) und ≥ 60 Jahre ($n=20$).

Die Rekrutierung der Probanden erfolgte zum einen über das soziale Umfeld der Untersucherinnen, zum anderen über verschiedene Sportgruppen, durch Flyer, die im Institut der physikalischen Medizin ausgelegt wurden und durch eine Anzeige in der Klinikzeitschrift. Die Teilnahme an der Studie erfolgte unentgeltlich. Alle Teilnehmer erhielten eine Ganganalyse mit schriftlichem Ausdruck und Empfehlungen für zu Hause.

3.3 Studienprotokoll

Die Fragebögen zur Erfassung der Probandendaten sowie der Sturzangst (Activities-Specific Balance Confidence Scale (deutsche Version), vgl.3.4.5) und der körperlichen Aktivität (International Physical Activity Questionnaire-Short Form, vgl. 3.4.6) wurden den Probanden, falls möglich, im Vorfeld zugeschickt. Die Erhebung der Daten erfolgte in eigenem, festem, flachem Schuhwerk der Probanden.

Zu Beginn des Testtages wurde die Testung wie folgt vorbereitet: Die Novel®-Sohlen wurden in die Schuhe eingelegt und die Xsens®-Sensoren nach vorgegebenem Schema mithilfe von Klettbindern am Körper des Probanden platziert. (Xsens Technologies B.V. 2017) Die Novel®-Batterie wurde in einem Rucksack auf dem Rücken des Probanden deponiert (vgl. Abb.3.4).

Es folgte die Kalibrierung der Messsysteme (vgl. 3.4.2.1 und 3.4.3.3).



Abbildung 3.1 Vorbereitung der Messgeräte

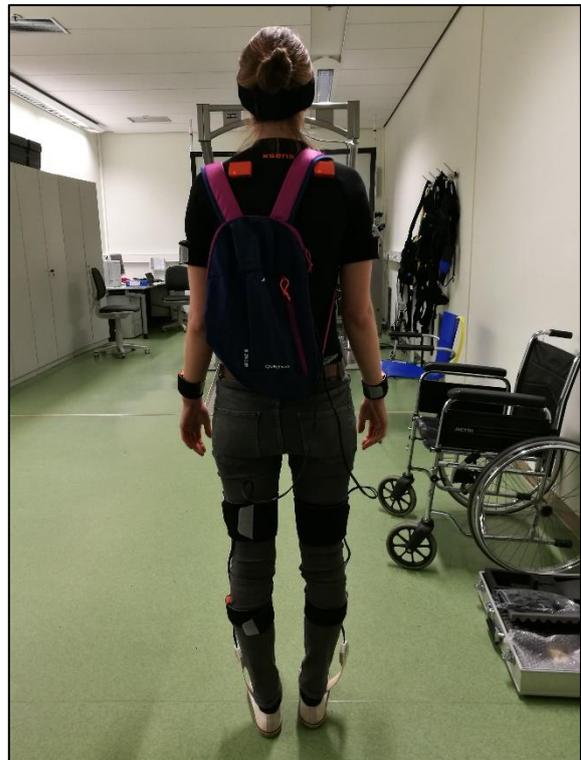


Abbildung 3.2 Probandin nach Anbringen der Messsysteme; in Neutral-Null Position vor der Kalibrierung.

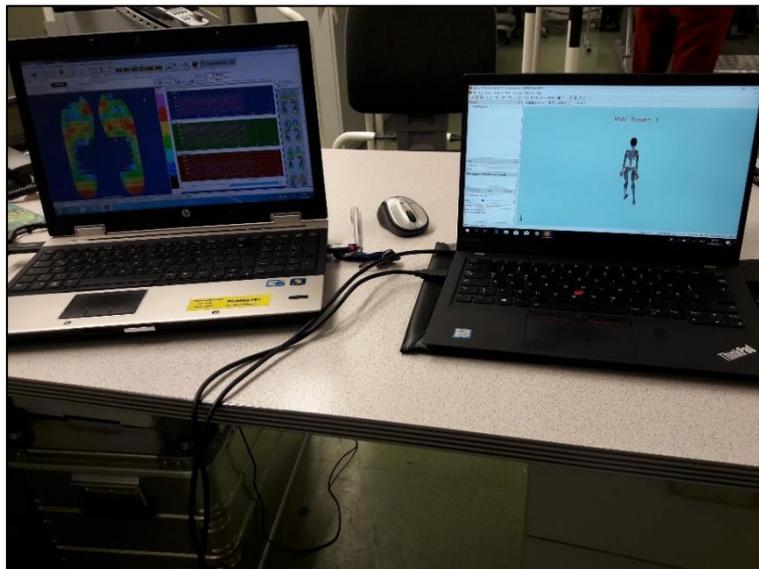


Abbildung 3.3 Aufbau der Laptops für die Messungen: Novel® (links) und Xsens® (rechts)

Das Startlaufband wurde im Vorfeld per randomisierter Excel Tabelle festgelegt.

Auf dem FDM-T-Laufband wurde der Proband mittels Gurtes gesichert, auf dem neuen Laufband war dies nicht möglich. Die Erhebung der Daten erfolgte nach festgelegtem Schema, die Kommandos waren für alle Probanden einheitlich. Zur Ermittlung der Wohlfühlgeschwindigkeit wurde das Display abgedeckt, sodass der Proband die eingestellte Geschwindigkeit nicht ablesen konnte. Hierdurch sollte einem Bias hinsichtlich der Wahl der Wohlfühlgeschwindigkeit vorgebeugt werden.

Der Proband wurde instruiert, das Laufband selbstständig zu starten und in dem ihm bequemen Tempo spazieren zu gehen. Die Untersucherin erhöhte dann nach jeweils zehn Schritten das Tempo um 0,1 km/h, bis der Proband durch das Signal ‚Stop‘ angab, dass seine Wohlfühlgeschwindigkeit erreicht war. Es wurde eine Einlaufzeit von drei Minuten in der ermittelten Wohlfühlgeschwindigkeit gewährt, anschließend konnte das Tempo noch einmal angepasst werden. Dann wurden für 30 Sekunden die Daten erhoben. Im Anschluss an die erste Messung wurde das Display aufgedeckt und der Proband erhielt die Anweisung, die Geschwindigkeit auf 2km/h einzustellen. Es folgte eine Einlaufzeit von einer Minute und im Anschluss eine Datenerhebung von 30 Sekunden. Danach wurde der Proband instruiert, die Geschwindigkeit auf 4km/h zu erhöhen. Auch hier folgten eine Minute Einlaufzeit und 30 Sekunden Datenerhebung. Nach der letzten Messung wurde der Proband gebeten, das Laufband anzuhalten und auszuschalten. Sobald das Gerät abgeschaltet war, wurde, wenn angelegt, die Gurt-Sicherung gelöst und der Proband durfte vom Laufband absteigen. An dieser Stelle wurde der ‚System Usability Score‘ (vgl.3.4.7) ausgehändigt und der Proband gebeten, diesen umgehend auszufüllen.

Der beschriebene Ablauf wurde auf dem jeweils anderen Laufband wiederholt.

Zum Schluss wurden die Daten auf dem Boden erhoben. Die Wohlfühlgeschwindigkeit auf dem Boden wurde mittels markierter 15m Strecke und Stoppuhr ermittelt. Hierzu erhielt der Proband erneut die Anweisung, in dem ihm bequemen Tempo spazieren zu gehen. Es wurden drei Durchgänge absolviert, bei denen die Zeit auf den mittleren 10m mittels Stoppuhr gemessen wurde. Aus der gemessenen Zeit/Strecke wurde die Wohlfühlgeschwindigkeit in m/s ermittelt und aus allen drei Durchgängen der Mittelwert bestimmt. Dieser wurde dann mit dem Faktor 3,6 multipliziert, in km/h umgerechnet und als Boden-Wohlfühlgeschwindigkeit dokumentiert. Die Datenerhebung erfolgte letztendlich auf einer geraden, ebenen Strecke, ebenfalls in Wohlfühlgeschwindigkeit und für 30 Sekunden.

3.4 Test- und Messinstrumente

3.4.1 Laufbänder

Bei Laufband 1 handelt es sich um ein neuartiges Laufband. Dieses zeichnet sich durch ein kompaktes Design mit geringer Einstiegshöhe (5cm), kurzer Lauffläche (100cm) und geringer Breite (51cm) aus. Zudem sind beidseits Haltegriffe und höhenverstellbare Armstützen vorhanden. Die Steuerung wird über ein Touch-Display betrieben (Zebris, Isny, Germany, Abb.3.4). Laufband 2 ist ein im klinischen Alltag verwendetes Laufband (FDM-T, Zebris, Isny, Germany). Dieses besitzt eine Rampe für den Aufstieg, seitliche und frontale Haltegriffe sowie integrierte Kraft- und Drucksensoren. Die Einstiegshöhe beträgt 18cm, die Lauffbandfläche 150cm und die Laufbandbreite 104cm (Abb.3.4).



Abbildung 3.4 Links: Das neue, kompakte Laufband 1 (Zebris, Isny, Germany); rechts: Laufband 2 (FDM-T, Zebris, Isny, Germany) (mit freundlicher Genehmigung aus: Woiczinski et al. 2021 (unveröffentlicht))

3.4.2 Xsens®- MVN Inertial Motion Capture System

Das Xsens® MVN Inertial Motion Capture System wurde zur Berechnung der Doppelschrittlänge verwendet. Es handelt sich um ein portables kinematisches Messsystem, welches mittels Wireless Sensoren (MTw) Bewegungen des ganzen Körpers erfassen kann. Die MTw Sensoren können die 3D-Winkelgeschwindigkeit, Beschleunigung, das magnetische Feld der Erde sowie den atmosphärischen Druck erfassen und darüber die kinematischen Messgrößen bestimmen. Zur Bestimmung der Doppelschrittlänge wurden die in der MVN Software ermittelten ‚Foot Contacts‘ hinzugezogen, wobei ein Doppelschritt wie in 1.2.6.1 beschrieben definiert ist. Die Messungen wurden in der ‚Full Body - No Hands‘ Konfiguration durchgeführt, die dafür notwendigen 15 Sensoren gemäß der Anleitung von Xsens® Technology am Körper befestigt sowie die Körpermaße nach Anleitung vermessen. (Xsens Technologies B.V. 2017)



Abbildung 3.5 Xsens®-Sensoren mit Software Sticks und Verbindungsstationen.

3.4.2.1 Kalibrierung der MTw Sensoren

Um genaue Ergebnisse zu erhalten, müssen die MTw Sensoren in einer Umgebung frei von magnetischem Einfluss kalibriert werden. In dem oben beschriebenen Testprotokoll wurde dafür die N-Pose verwendet, eine Basis-Kalibrierungs Position. Dabei müssen folgende Punkte beachtet werden (vgl. Abb. 3.6):

- Aufrechtes Stehen auf einer horizontalen Oberfläche
- Füße stehen parallel, eine Fußbreite auseinander
- Füße, Knie, Hüfte und Schultern befinden sich in einer Achse
- Rücken gerade
- Arme werden neben dem Körper gehalten, Daumen zeigen nach vorne
- Gesicht zeigt nach vorne
- Während der Kalibrierung nicht bewegen

Die Kalibrierung erfolgt durch Klicken von ‚Calibrate‘ und ‚Start‘, im Anschluss wird die Qualität angezeigt (good/ poor/ fail).

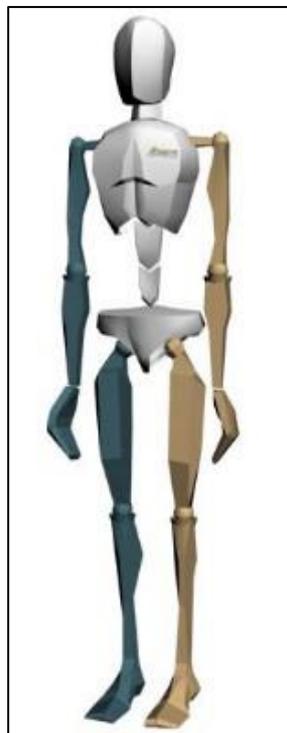


Abbildung 3.6
Kalibrierungsprozess in der N-Pose (aus: Xsens Technologies B.V. 2017)

3.4.3 Novel Pedar X®

Das Novel Pedar X® ist ein portables System zur Druckverteilungsmessung im Schuh und wurde zur Erhebung von Kadenz, Doppelschrittzeit sowie Stand- und Schwungphasenverteilung verwendet. Es besteht aus der Sensorik (Messsohlen), dem Messgerät, dem Zubehör und der entsprechenden Software. Die Sensorik arbeitet über ein zeitveränderliches Signal, welches in den Sensor eingeleitet und von der Kapazität gedämpft wird. Diese Signaldämpfung entspricht der Kraft, welche auf dem Sensor lastet. Mithilfe im Voraus erzeugter Kalibrationstabellen wird aus dem Empfängersignal diese Kraft und darüber auch der entsprechende Druck errechnet. (Novel® GmbH 2017) Über die Druckverteilung im Schuh sowie die daraus resultierenden Informationen über Fußkontakte im zeitlichen Zusammenhang können mit Hilfe der Software die oben genannten Messwerte erhoben werden.

3.4.3.1 Aufbau und Funktion der Messsohlen

Die Sensoren sind in Messsohlen eingearbeitet, welche in den Größen 22-48 erhältlich sind. Eine Messsohlengröße deckt dabei immer zwei Schuhgrößen ab.

Als wichtige Eigenschaft besitzen die Pedar®- Messsohlen einen kapazitiven Aufbau der Sensorik: Das Dielektrikum besteht aus einem kompressiblen Schaum mit definierter Rückstellkraft. Dadurch kehrt der Sensor bei Entlastung in seinen Ausgangszustand zurück und liefert schnell wieder das gleiche Signal wie vor der Belastung. Dies gewährleistet eine geringe mechanische Hysterese sowie eine hohe Unabhängigkeit der Messergebnisse von Temperaturänderungen. (novel GmbH 2017)

3.4.3.2 Das Messgerät

Das kompakte, mobile Messgerät besitzt eine maximale Abtastrate von 20.000 Sensoren/Sekunde. Bei insgesamt zwei Messsohlen lässt sich dadurch eine Messfrequenz von 100 Hz (100 Messbilder/ Sekunde) realisieren. Über eine Bluetooth-Funktion werden die Messdaten direkt auf den Computer übertragen. (novel GmbH 2017)

3.4.3.3 Kalibrierung des Messsystems

Jede Messsohle verfügt über eine Seriennummer. Hierüber erfolgt die Auswahl der Konfiguration, die die Informationen und Einstellungen für die Kalibrierung der angeschlossenen Messsohlen enthält. Das Laden der Sohlenkonfiguration wird abgeschlossen mit der Aufforderung zum Nullpunktazug. Hier wird der Proband

aufgefordert, erst das linke Bein und dann das rechte Bein anzuheben und somit den Fuß zu entlasten. So werden die Messsensoren auf null gesetzt, damit während des Messvorganges nicht schon im unbelasteten Zustand Messsignale gesendet und somit falsche Kraft- und Druckwerte gemessen werden. (novel GmbH 2017)

3.4.4 Fragebogen zur Erfassung der Probandendaten

Der Fragebogen zur Erfassung der Probandendaten wurde von den Untersucherinnen selbst entworfen. Dabei werden neben den demographischen Daten drei weitere Themengebiete abgefragt. Das Themengebiet ‚Medizinische Vorerkrankungen‘ fragt Ausschlusskriterien ab, das Themengebiet ‚Sturzangst‘ dient als Ergänzung zur ‚Activities-Specific Balance Confidence Scale‘ (vgl. 3.4.4) und die Fragen zum Thema ‚Sport‘ dienen dazu, aktive Probanden zu identifizieren und die Laufbänderfahrung abzufragen. Die Antworten der Probanden bezüglich der Laufbänderfahrung wurden in ein intensiv-ordinales Skalenniveau umcodiert: Laufbänderfahrung: 0 = gar keine Erfahrung, 1x auf einem Laufband, 2 = mehrfach, aber unregelmäßig, > 1 Jahr her, 3 = mehrfach, aber unregelmäßig, < 1 Jahr her, 4 = regelmäßig, aber > 1 Jahr her, 5 = regelmäßig, < 1 Jahr her. Ein Beispiel des Fragebogens findet sich im Anhang.

3.4.5 Fragebogen zur Erhebung der Sturzangst: Deutsche Adaption der „Activities-Specific Balance Confidence Scale“ (ABC-D)

Der ABC-D Fragebogen ist ein Messinstrument zur Erhebung der sturzassoziierten Selbstwirksamkeit in der deutschen Version. Wie die ursprüngliche, englische Version, umfasst er 16 Items, die einfache Aufgaben des täglichen Lebens (z.B. eine Treppe auf- und absteigen), sowie komplexere Aufgaben (z.B. in einem vollen Kaufhaus umhergehen) beinhalten. Die 16 Items werden anhand einer Skala von 0% (überhaupt nicht zuversichtlich) bis 100% (absolut zuversichtlich) abgefragt. Werte unter 50% deuten auf eine niedrige sturzassoziierte Selbstwirksamkeit hin. Liegen die Werte zwischen 50 und 80% kann von einer moderaten sturzassoziierten Selbstwirksamkeit ausgegangen werden. Bei gesunden, sportlich-aktiven Älteren werden im Durchschnitt Werte $\geq 80\%$ erzielt. (Schott 2008)

Die ABC-D Skala weist eine hohe interne Konsistenz der zwei Subskalen „einfache Aktivitäten“ ($\alpha=0,91$) und „komplexe Aktivitäten“ ($\alpha=0,94$) sowie der Gesamtskala ($\alpha=0,95$) auf und ist somit reliabel. Die Test-Retest-Reliabilität ergab ICC-Werte von 0,98 für die beiden Subskalen sowie 0,94 für die Gesamtskala. (Schott 2008)

Die Korrelationskoeffizienten mit den Validierungsinstrumenten in Form von SF-36, Geriatric Depression Scale, Trail-Making Test und Letter-Number Sequencing Test sowie motorischen Testverfahren zu Gleichgewicht, Kraft und Mobilität lagen zwischen 0,33 und 0,58.

Die ABC-D Skala ist geeignet, die sturzassoziierte Selbstwirksamkeit bei gesunden, selbstständig lebenden Erwachsenen reliabel und valide zu erfassen. (Schott 2008) Der Fragebogen ist im Anhang abgedruckt.

3.4.6 International Physical Activity Questionnaire- Short Form (IPAQ-SF) (Kurzversion)

Der IPAQ-SF ist ein Fragebogen zur Erfassung der körperlichen Aktivität innerhalb der zurückliegenden sieben Tage. Der Fragebogen dauert nur wenige Minuten und kann von den Probanden selbst ausgefüllt werden. In der vorliegenden Studie wurde den Probanden der Fragebogen vorab nach Hause geschickt, sodass er sich auf die Woche vor der Studienteilnahme bezieht. Mittels sieben Items fragt er ab, wie viel Zeit in der letzten Woche mit Gehaktivität, moderater körperlicher Aktivität sowie mit intensiver körperlicher Aktivität verbracht wurde. Die Zeitangaben zur jeweiligen Intensität können in Minuten und Stunden erfolgen. Der Fragebogen wurde entsprechend des publizierten Algorithmus ausgewertet (<https://docs.google.com/viewer?a=v&pid=sites&srcid=ZGVmYXVsdGRvbWFpbnx0aGVpcGFxfGd4OjE0NDgxMDk3NDU1YWwRIZTM>, Stand 29.03.2019). Dabei wurden für die drei Aktivitätsintensitäten METs berechnet und addiert und entsprechend der Auswertungsrichtlinie in die Aktivitätslevel ‚niedrig‘, ‚moderat‘ und ‚hoch‘ eingeteilt. (Gaede-Illig C. 2014) Der IPAQ -SF Fragebogen befindet sich im Anhang.

3.4.7 System Usability Scale (SUS)

Der System Usability Score (SUS) wurde 1986 von John Brooke entwickelt, um die Handhabbarkeit verschiedener Systeme messbar und vergleichbar zu machen. So können mit Hilfe des SUS die Handhabung von z.B. Mobiltelefonen und Websites erfasst werden. Im vorliegenden Fall wird der SUS verwendet, um die Handhabung von zwei verschiedenen Laufbändern zu erfassen. Der SUS wird durch eine zehn-Items-umfassende Likert Skala gebildet. Diese enthalten Aussagen, die sich allgemein auf die Handhabung beziehen und somit variabel einsetzbar sind. Auf einer 5-Punkte Skala kann der Proband seine Zustimmung oder Ablehnung für jede der zehn

Aussagen festhalten. Bei Entwicklung des SUS wurden aus einem Pool von Aussagen durch Vortests diejenigen Items ausgesucht, die die extremsten Antworten der Zustimmung oder Ablehnung unter den Probanden beinhalteten. Zwischen den letztendlich ausgewählten Items gibt es eine hohe Kreuzkorrelation ($\pm 0.7 - \pm 0.9$). Um dem Bias vorzubeugen, die Aussagen würden nicht richtig gelesen bzw. über diese werde nicht richtig nachgedacht, besteht der SUS aus 5 Items, die eine starke Zustimmung bekamen und aus 5 Items, die eine Starke Ablehnung bekamen. Damit nicht immer das gleiche Kästchen angekreuzt wird, sind diese immer abwechselnd angeordnet und erfordern so für eine zuverlässige Antwort genaues Lesen. Der SUS soll ausgefüllt werden, unmittelbar nachdem der Proband das zu bewertende System benutzt hat. Die Antworten sollen direkt gegeben werden, ohne für längere Zeit über eine Aussage nachdenken zu können. (Brooke 1986)

Da der SUS lediglich 10 Items umfasst, bietet er den Vorteil der schnellen und einfachen Anwendung. Darüber hinaus ist er kostengünstig und einfach auszuwerten. Der SUS zeigt eine hohe Reliabilität ($\alpha = 0,91$). (Bangor, A., Kortum, P., Miller, J. 2009) Er zeigt zwar eine signifikante Korrelation mit dem Alter (ältere Probanden haben geringere SUS Scores), ist aber unabhängig vom Geschlecht. Bangor, Kortum und Miller ergänzten in einer Studie als elftes Item eine sieben-Punkte Adjektiv-Skala, die eine Bewertung zwischen ‚Worst Imaginable‘ und ‚Best Imaginable‘ zuließ. Demnach stimmte ein SUS von 50,9 mit ‚ok‘ überein, 71,4 mit ‚good‘, 85,5 mit ‚excellent‘ und 90,9 mit ‚best imaginable‘. Auch in vorherigen Untersuchungen war der SUS schon mit Adjektiven verknüpft worden: Dabei waren Bewertungen ≥ 90 ‚außergewöhnlich‘, ≥ 80 ‚gut‘ und ≥ 70 ‚akzeptabel‘ - alles unter einem SUS von 70 zeigte Handhabungsschwierigkeiten, die bedenkenswert waren. Diese Ergebnisse können unterstützend für die Interpretation des SUS wirken. (Bangor, A., Kortum, P., Miller, J. 2009) Ein Beispiel des SUS findet sich im Anhang.

3.5 Verfahren zur statistischen Datenverarbeitung

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mithilfe der Statistiksoftware SPSS Statistics (Version 25.0).

Der Kolmogorov-Smirnov-Test konnte nicht für alle Merkmale eine Normalverteilung nachweisen. Daher erfolgte die deskriptive Darstellung der Daten mittels Medians sowie der Interquartile [25; 75]. (Hoffmann und Orthmann 2009)

Für die Auswertung wurden neben der Gesamtstichprobe drei Untergruppen in Form von Altersgruppen berücksichtigt. Diese wurden hinsichtlich möglicher Unterschiede in Bezug auf die verschiedenen Merkmalsausprägungen (Alter, Größe, Gewicht, BMI, ABC-D Score, IPAQ-SF und Laufbanderfahrung) geprüft (vgl. 4.1). Aufgrund der fehlenden Normalverteilung wurde der nicht parametrische Mann-Whitney-U Test angewandt.

Dann erfolgten, zur statistischen Verifizierung der vermuteten Unterschiede im Gangbild, folgende Vergleiche auf Grundlage der in dieser Arbeit erhobenen Daten:

1. Gesamtstichprobe/ nach Altersgruppen getrennt

a) Räumlich-Zeitliche Parameter

- Boden vs. Neues Laufband
- Boden vs. FDM-T Laufband
- Neues Laufband vs. FDM-T Laufband

b) Handhabbarkeit/Bedienung

- Neues vs. FDM-T Laufband

Hier wurde, bei identischen Objekten der Stichprobe, der Wilcoxon Test eingesetzt. (Hoffmann und Orthmann 2009)

2. Gesamtstichprobe

a) Vergleich der Altersgruppen (18-39 Jahre vs. 40-59 Jahre; 18-39 Jahre vs. ≥ 60 Jahre; 40-59 Jahre vs. ≥ 60 Jahre) in Bezug auf

- Räumlich-Zeitliche Parameter auf den verschiedenen Oberflächen
- die Handhabbarkeit der beiden Laufbänder

Hier wurde erneut der Mann-Whitney-U-Test angewandt (s.o.).

Für alle eingesetzten Tests wurden p-Werte ermittelt, die p-Werte der Mehrfachvergleiche 1 a) sowie 2 a) wurden mittels Bonferroni-Holm-Korrektur angepasst.

Als Signifikanzniveau wurde $\alpha = 5\%$ festgelegt. Auf dieser Grundlage gelten p-Werte $\leq 0,05$ als Indikator für einen signifikanten Unterschied. (Hoffmann und Orthmann 2009)

4 Ergebnisse

Im Folgenden wird das neue Laufband als ‚nL‘, das FDM-T Laufband als ‚fL‘ und der Boden als ‚B‘ bezeichnet. Die Wohlfühlgeschwindigkeit wird mit ‚WG‘ abgekürzt. Die Gesamtstichprobe wird mit ‚G‘ abgekürzt.

4.1 Darstellung von Stichprobe und Untergruppen

Tabelle 4.1 zeigt die Stichprobenmerkmale der Gesamtstichprobe und der einzelnen Altersgruppen.

Stichprobenmerkmale	Gesamtstichprobe n = 47	18 – 39 Jahre n = 17	40 – 59 Jahre n = 10	≥ 60 Jahre n = 20
Biometrische Daten				
Alter	55,0 [28,0;68,0]	26,0 [22,0;28,0]	53,5 [45,8;57,3]	68,5 [65,5;74,8]
Größe	165,0 [162,0;174,0]	167 [163,5;174,5]	165,0 [160,0;170,5]	165,5 [160,3;175,0]
Gewicht	63,0 [58,0;70,0]	62,0 [55,5;71,5]	60,0 [58,8;63,5]	64,5 [60,3;72,8]
BMI	22,3 [20,5;25,3]	21,5 [20,3;23,4]	21,7 [20,6;24,6]	23,7 [20,9;26,3]
Spezielle Faktoren				
ABC-D	98,1 [96,3;99,4]	98,8 [97,8;99,7]	98,4 [95,9;100,0]	97,5 [93,8;99,4]
IPAQ-SF	2 [2;3]	3 [2;3]	2 [2;3]	2 [2;3]
Laufbänderfahrung	2 [2;4]	3 [2;4]	2 [0,75;3,5]	2 [2;4]

Tabelle 4.1: Mediane [25.;75.Quartil] der Stichprobenmerkmale. Darstellung der Ergebnisse der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen.

Alter [Jahre], Größe [cm], Gewicht [kg], BMI [kg/m²], ABC-D= Deutsche Adaption der „Activities-Specific Balance Confidence Scale“ [%], IPAQ-SF = International Physical Activity Questionnaire- Short Form [1 = niedrig, 2 = moderat, 3 = hoch]; Laufbänderfahrung: 0 = gar keine Erfahrung, 1x auf einem Laufband, 2 = mehrfach, aber unregelmäßig, > 1 Jahr her, 3 = mehrfach, aber unregelmäßig, < 1 Jahr her, 4 = regelmäßig, aber > 1 Jahr her, 5 = regelmäßig, < 1 Jahr her.

Es ließen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Altersgruppen hinsichtlich der Größe, des Gewichts, sowie des BMI erkennen. Darüber hinaus lagen ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen der Sturzangst (= ABC-D Score), dem Aktivitätslevel (= IPAQ-SF Score) und der Laufbänderfahrung vor (vgl. Tab. 4.1 und 4.2).

Stichprobenmerkmale	18-39 J. (n=17) vs. 40-59 J. (n=10)	18-39 J. (n=17) vs. ≥ 60 Jahre (n=20)	40-59 J. (n=10) vs. ≥ 60 Jahre (n=20)
Biometrische Daten			
Größe	.495	.783	.664
Gewicht	.597	.444	.183
BMI	.688	.246	.488
Spezielle Faktoren			
ABC-D	.800	.264	.800
IPAQ-SF	.442	.228	.792
Laufbanderfahrung	1.000	1.000	1.000

Tabelle 4.2: Mittelwertvergleiche der Stichprobenmerkmale zwischen den verschiedenen Altersgruppen (p-Werte). Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.

4.2 Räumlich – Zeitliche Gangparameter

4.2.1 Geschwindigkeit

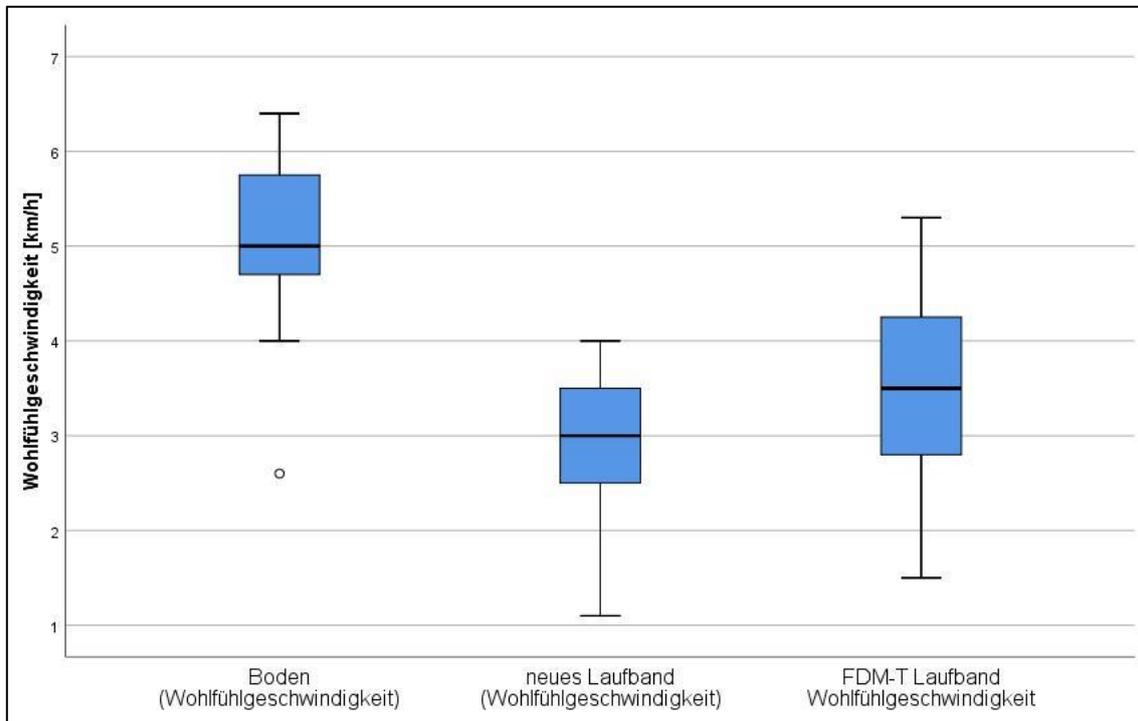


Abbildung 4.1: Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] von Wohlfühlgeschwindigkeit auf verschiedenen Oberflächen (Gesamtstichprobe)

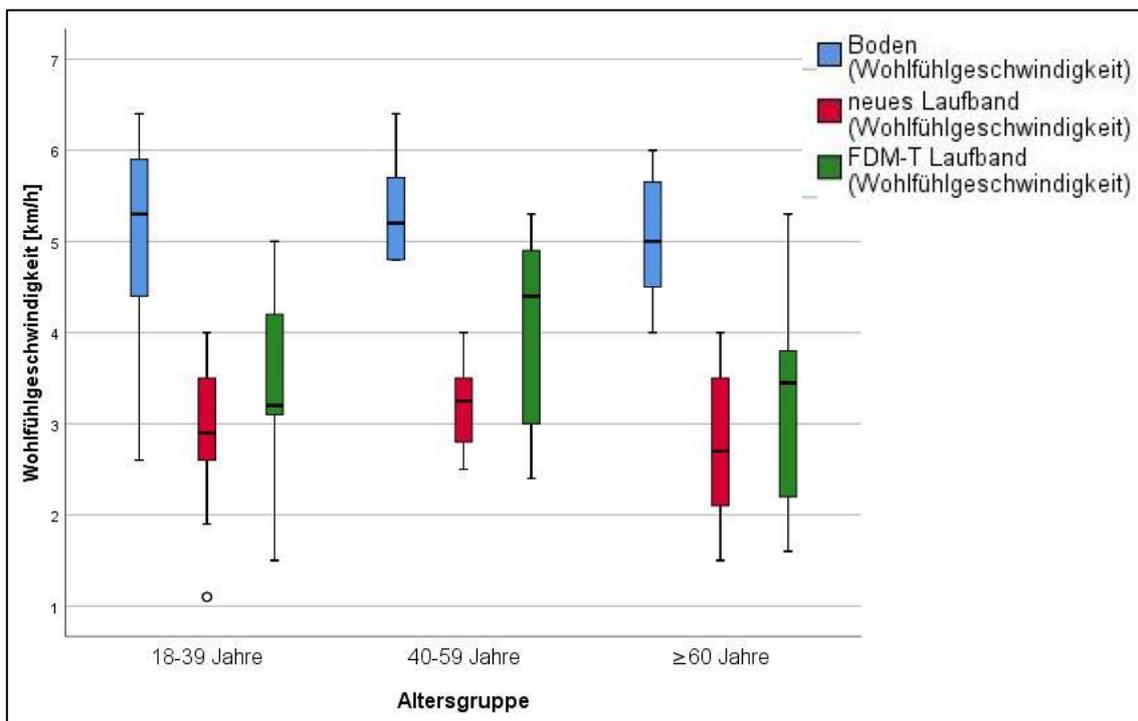


Abbildung 4.2: Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Wohlfühlgeschwindigkeit [km/h] auf verschiedenen Oberflächen (nach Altersgruppen getrennt).

Wohlfühl- geschwindigkeit	Gesamtstichprobe n = 47	18 – 39 Jahre n = 17	40 – 59 Jahre n = 10	≥ 60 Jahre n = 20
Boden	5,0 [4,6;5,8]	5,3 [4,4;5,9]	5,2 [4,8;5,9]	5,0 [4,5;5,7]
Neues Laufband	3,0 [2,5;3,5]	2,9 [2,6;3,6]	3,3 [2,8;3,6]	2,7 [2,1;3,5]
FDM-T Laufband	3,5 [2,6;4,3]	3,2 [3,1;4,4]	4,4 [3,0;5,0]	3,5 [3,2;3,8]

Tabelle 4.3: Mediane [25.;75.Quartil] der Wohlfühlgeschwindigkeit [km/h] auf verschiedenen Oberflächen. Darstellung der Ergebnisse der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen.

Geschwindigkeit	Gesamtstichprobe n = 47	18 – 39 Jahre n = 17	40 – 59 Jahre n = 10	≥ 60 Jahre n = 20
Boden vs. neues Laufband (Wohlfühl- geschwindigkeit)	.000	.000	.015	.000
Boden vs. FDM-T Laufband (Wohlfühl- geschwindigkeit)	.000	.000	.024	.000
Neues- vs. FDM-T Laufband (Wohlfühl- geschwindigkeit)	.000	.005	.024	.017

Tabelle 4.4: Mittelwertvergleiche der Wohlfühlgeschwindigkeit zwischen den verschiedenen Oberflächen (Boden, neues Laufband und FDM-T Laufband). Darstellung der p-Werte der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen. Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.

In der Gesamtstichprobe war die Wohlfühlgeschwindigkeit auf dem Boden signifikant höher als auf dem neuen Laufband (B: 5,0 [4,6;5,8] km/h vs. nL: 3,0[2,5;3,5] km/h; $p < .001$) und als auf dem FDM-T Laufband (B: 5,0 [4,6;5,8] km/h vs. fL: 3,5[2,6;4,3]km/h; $p < .001$). Außerdem war die Wohlfühlgeschwindigkeit auf dem FDM-T Laufband signifikant höher als auf dem neuen Laufband (fL: 3,5[2,6;4,3]km/h vs. nL: 3,0[2,5;3,5] km/h; $p < .001$). Genauso verhielt es sich in den einzelnen Altersgruppen (vgl. Tab. 4.3 und 4.4).

Wohlfühlgeschwindigkeit	18-39 J. (n=17) vs. 40-59 J. (n=10)	18-39 J. (n=17) vs. ≥ 60 Jahre (n=20)	40-59 J. (n=10) vs. ≥ 60 Jahre (n=20)
Boden	1.000	1.000	.993
Neues Laufband	.414	.552	.294
FDM-T Laufband	.316	.492	.036

Tabelle 4.5: Mittelwertvergleiche der Wohlfühlgeschwindigkeit zwischen den verschiedenen Altersgruppen. Darstellung der p-Werte der verschiedenen Oberflächen. Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.

Im Vergleich zwischen den verschiedenen Altersgruppen bestand lediglich ein einzelner signifikanter Unterschied: Die Wohlfühlgeschwindigkeit der 40-59-Jährigen war signifikant höher als die der ≥ 60 -Jährigen ($p = .036$). Darüber hinaus lagen keine signifikanten Unterschiede vor (vgl. Tab. 4.3 und 4.5).

4.2.2 Doppelschrittlänge

Da die Doppelschrittlänge von der Körpergröße abhängig ist, wurden die Werte für jeden Probanden zunächst anhand der Körpergröße normiert. Dies erfolgte mittels der Formel

$\text{Doppelschrittlänge[cm]} \cdot (\text{individuelle Körpergröße[cm]} / \text{mittlere Körpergröße [cm]})$.

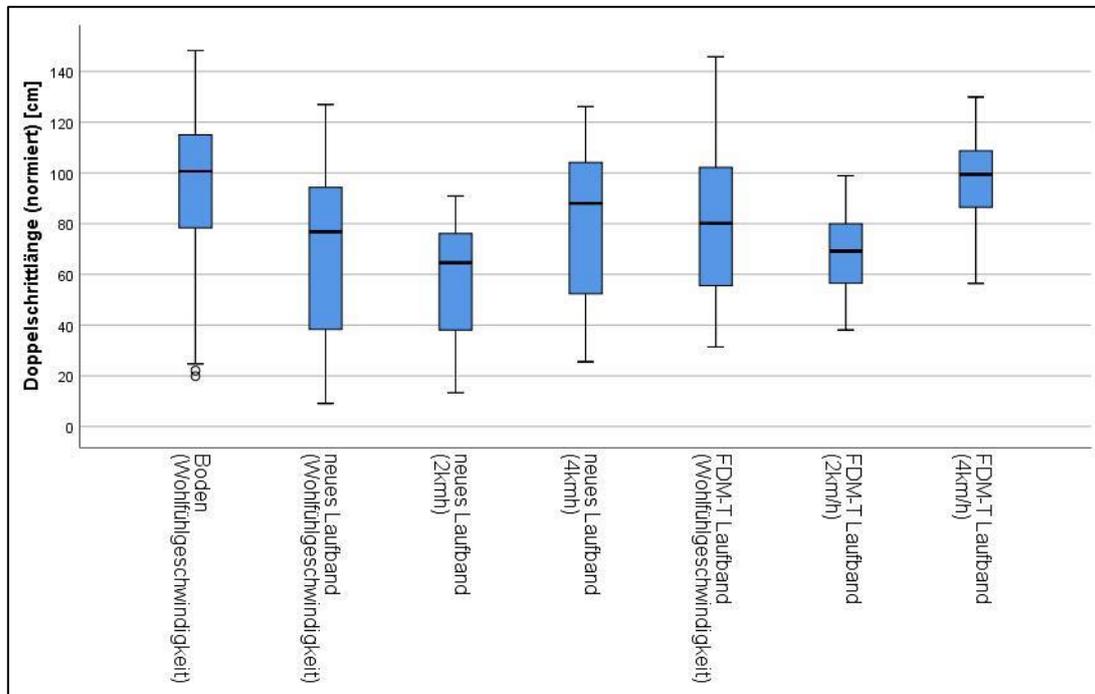


Abbildung 4.3: Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Doppelschrittlänge (normiert) [cm] auf verschiedenen Oberflächen (Gesamtstichprobe).

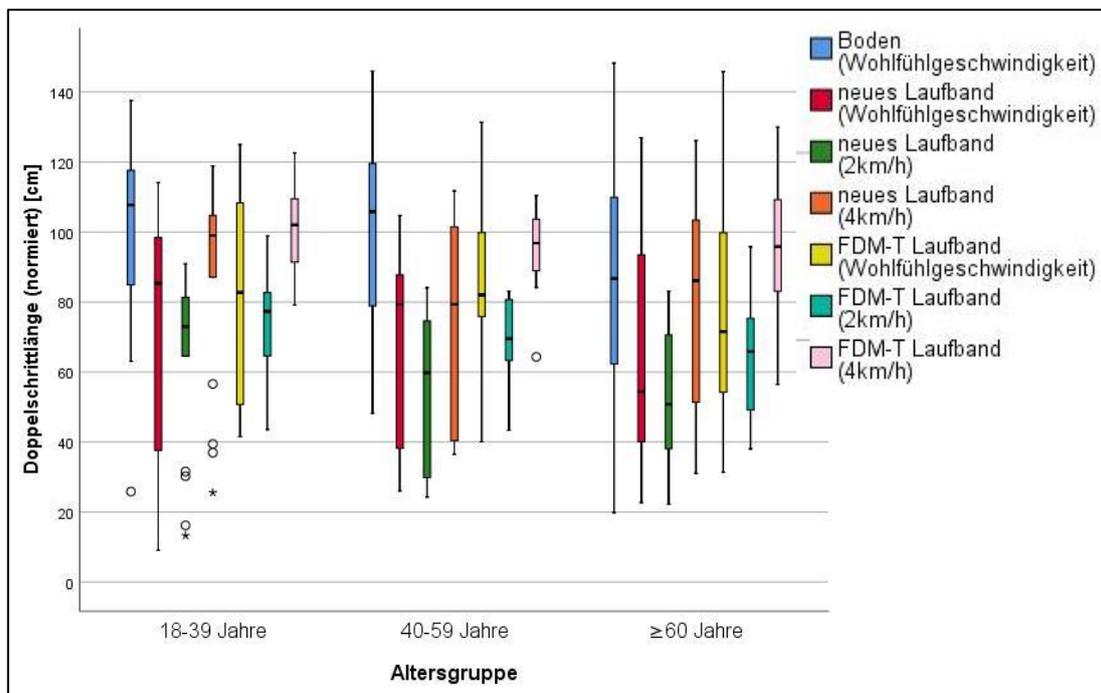


Abbildung 4.4: Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Doppelschrittlänge (normiert) [cm] auf verschiedenen Oberflächen (nach Altersgruppen getrennt)

Doppelschrittlänge (normiert)	Gesamtstichprobe n = 47	18 – 39 Jahre n = 17	40 – 59 Jahre n = 10	≥ 60 Jahre n = 20
Boden				
Wohlfühlgeschwindigkeit	100,6 [78,3;115,5]	107,7 [81,7;117,8]	105,8 [72,7;120,5]	86,7 [59,7;110,5]
Neues Laufband				
Wohlfühlgeschwindigkeit	76,8 [38,2;96,4]	85,4 [37,1;98,7]	79,3 [35,5;88,7]	54,4 [39,3;94,9]
2km/h	64,6 [35,0;76,2]	73,0 [48,1;81,5]	59,8 [28,7;75,7]	50,8 [36,5;71,3]
4km/h	88,0 [51,9;104,6]	99 [71,9;106,4]	79,4 [39,9;102,3]	86,1 [51,1;104,9]
FDM-T Laufband				
Wohlfühlgeschwindigkeit	80,2 [55,2;102,9]	82,8 [48,2;109,0]	82,0 [73,1;101,8]	71,5 [53,7;100,6]
2km/h	69,2 [54,4;80,7]	77,4 [64,5;83,0]	69,5 [61,1;80,8]	65,8 [48,9;75,7]
4km/h	99,5 [85,0;109,5]	102,0 [88,2;111,0]	96,8 [87,7;105,4]	95,8 [82,9;109,9]

Tabelle 4.6: Mediane [25.;75.Quartil] der Doppelschrittlänge (normiert) [cm] auf verschiedenen Oberflächen. Darstellung der Ergebnisse der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen.

In der Gesamtstichprobe gab es hinsichtlich der Doppelschrittlänge signifikante Unterschiede zwischen allen Oberflächen und Geschwindigkeiten. Die Doppelschrittlänge war bei Wohlfühlgeschwindigkeit auf dem Boden signifikant größer als auf dem neuen Laufband (G: B(WG): 100,6 [78,3;115,5] cm vs. nL(WG): 78,8 [38,2;96,4] cm; $p < .001$) und als auf dem FDM-T Laufband (G: B(WG): 100,6 [78,3;115,5] cm vs. fL(WG): 80,2 [55,2;102,9] cm; $p = .016$). Im Vergleich der zwei Laufbänder miteinander war die Doppelschrittlänge auf dem FDM-T Laufband signifikant größer als auf dem neuen Laufband (G: nL(WG): 76,8 [38,2;96,4] cm vs. fL(WG): 80,2 [55,2;102,9] cm; $p = .030$). Auch bei 2km/h und bei 4km/h war die Doppelschrittlänge auf dem FDM-T Laufband signifikant größer als auf dem neuen Laufband (G: nL(2km/h): 64,6 [35,0;76,2] cm vs. fL(2km/h) 69,2 [54,4;80,7]cm; $p = .036$; nL(4km/h): 88,0 [51,9;104,6] cm vs. fL(4km/h): 99,5 [85,0;109,5] cm; $p = .006$).

In den verschiedenen Altersgruppen gab es weniger signifikante Unterschiede als in der Gesamtstichprobe. In der Altersgruppe 18-39Jahre war die Doppelschrittlänge bei Wohlfühlgeschwindigkeit auf dem Boden signifikant größer als dem neuen Laufband (B(WG): 107,7 [81,7;117,8] vs. nL(WG): 85,4 [37,1;98,7]; $p = .030$), ähnliche Tendenzen waren auch in den beiden anderen Altersgruppen erkennbar, allerdings

ohne Signifikanz. In der Altersgruppe ≥ 60 war bei 4km/h die Doppelschrittlänge auf dem FDM-T Laufband signifikant höher als auf dem neuen Laufband (nL 4km/h): 86,1 [51,1;104,9] vs. fL (4km/h): 95,8 [82,9;109,9]; $p = .048$). Detaillierte Ergebnisse zeigen Tabelle 4.6 und 4.7.

Doppelschrittlänge (normiert)	Gesamtstichprobe n = 47	18 – 39 Jahre n = 17	40 – 59 Jahre n = 10	≥ 60 Jahre n = 20
Boden vs. neues Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.000	.030	.084	.051
Boden vs. FDM-T Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.016	.070	.148	.351
Neues- vs. FDM-T Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.030	.407	.203	.216
Neues- vs. FDM-T Laufband (2 km/h)	.036	.266	.241	.191
Neues- vs. FDM-T Laufband (4 km/h)	.006	.149	.241	.048

Tabelle 4.7: Mittelwertvergleiche der Doppelschrittlänge (normiert) zwischen den verschiedenen Oberflächen (Boden, neues Laufband und FDM-T Laufband). Darstellung der p-Werte der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen. Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.

Doppelschrittlänge (normiert)	18-39 J. (n=17) vs. 40-59 J. (n=10)	18-39 J. (n=17) vs. ≥ 60 Jahre (n=20)	40-59 J. (n=10) vs. ≥ 60 Jahre (n=20)
Boden (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.880	.483	.582
Neues Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	1.000	1.000	1.000
Neues Laufband (2km/h)	.384	.201	.725
Neues Laufband (4km/h)	.807	.807	.807
FDM-T Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	1.000	1.000	1.000
FDM-T Laufband (2km/h)	.806	.339	.806
FDM-T Laufband (4km/h)	1.000	1.000	1.000

Tabelle 4.8: Mittelwertvergleiche der Doppelschrittlänge (normiert) zwischen den verschiedenen Altersgruppen. Darstellung der p-Werte der verschiedenen Oberflächen. Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.

Zwischen den einzelnen Altersgruppen waren hinsichtlich der Doppelschrittlänge auf den verschiedenen Oberflächen keine signifikanten Unterschiede zu identifizieren. Einen Überblick über die Ergebnisse liefern Tabelle 4.6 und 4.8.

4.2.3 Kadenz

Die Kadenz [Schritte/Minute] ist ebenfalls von der Körpergröße abhängig und wurde daher für die Auswertung mit folgender Formel normiert:

„Kadenz[Schritte/Minute](individuelle Körpergröße[cm]/mittlere Körpergröße [cm])“*

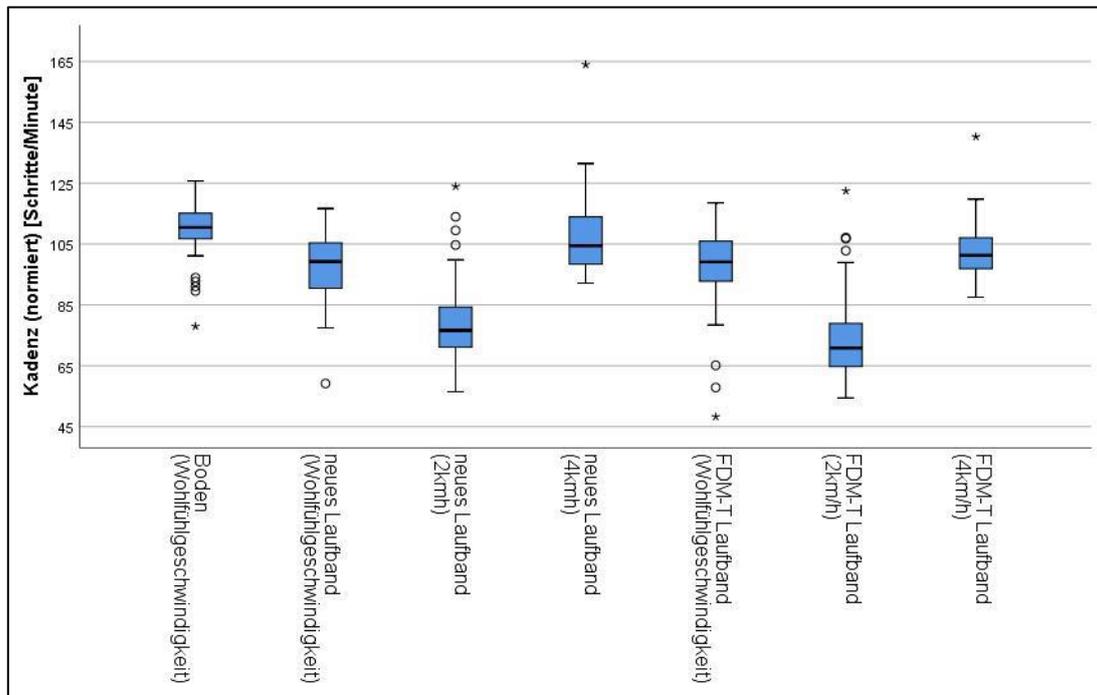


Abbildung 4.5: Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Kadenz (normiert) [Schritte/Minute] auf verschiedenen Oberflächen (Gesamtstichprobe).

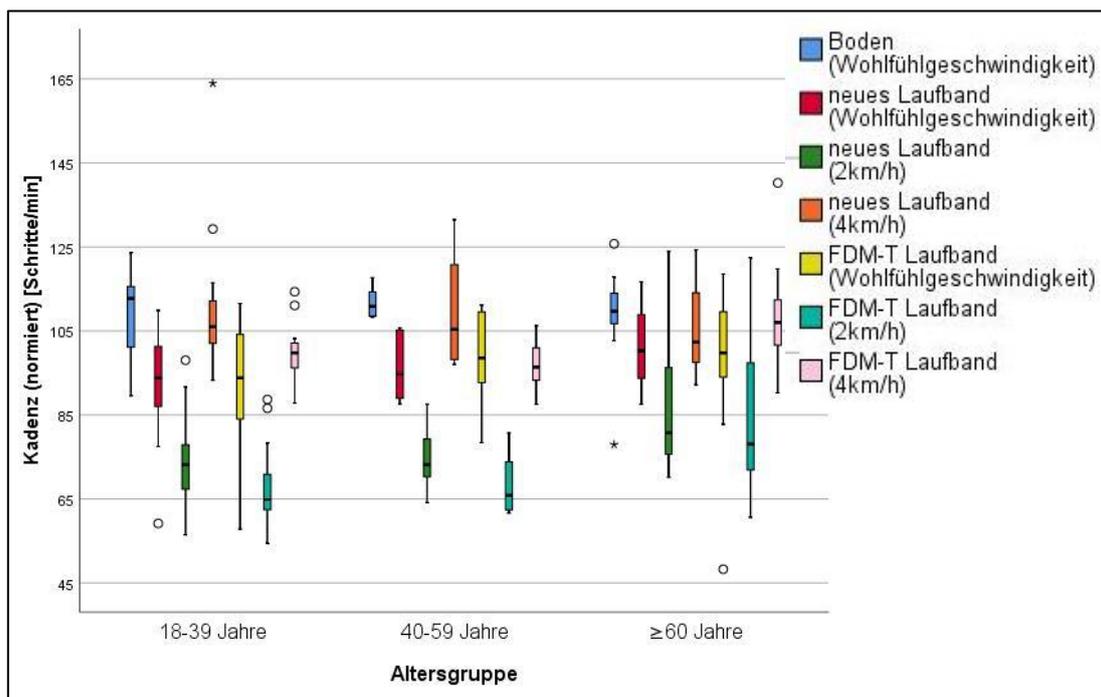


Abbildung 4.6: Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Kadenz (normiert) [Schritte/Minute] auf verschiedenen Oberflächen (nach Altersgruppen getrennt).

Kadenz (normiert)	Gesamtstichprobe n = 47	18 – 39 Jahre n = 17	40 – 59 Jahre n = 10	≥ 60 Jahre n = 20
Boden				
Wohlfühl- geschwindigkeit	110,5 [106,5;115,2]	112,7 [97,6;115,9]	110,7 [108,5;114,6]	109,7 [106,6;114,6]
Neues Laufband				
Wohlfühl- geschwindigkeit.	99,2 [89,8;105,5]	93,8 [85,4;101,4]	94,7 [88,9;105,3]	100,3 [92,7;109,0]
2km/h	76,6 [70,7;87,6]	73,1 [67,0;78,8]	73,2 [69,7;79,6]	80,7 [75,2;98,1]
4km/h	104,5 [98,2;114,0]	106,0[101,8;113,1]	105,4 [98,5;121,8]	102,4 [97,5;114,9]
FDM-T Laufband				
Wohlfühl- geschwindigkeit	99,1 [92,7;106,5]	93,8 [83,9;104,4]	98,5 [92,3;109,8]	99,8 [93,6;110,7]
2km/h	70,9 [64,8;79,3]	64,9 [61,4;73,5]	65,8 [62,4;74,4]	78,1 [70,9;98,2]
4km/h	101,3 [96,4;107,1]	99,7 [96,0;102,2]	96,4 [92,7;101,3]	107,0 [101,4;112,5]

Tabelle 4.9: Mediane [25.;75.Quartil] der Kadenz (normiert) [Schritte/Minute] auf verschiedenen Oberflächen. Darstellung der Ergebnisse der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen.

Kadenz (normiert)	Gesamtstichprobe n = 47	18 – 39 Jahre n = 17	40 – 59 Jahre n = 10	≥ 60 Jahre n = 20
Boden vs. neues Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.000	.006	.015	.033
Boden vs. FDM-T Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.000	.003	.026	.042
Neues vs. FDM-T Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.197	.076	.285	.823
Neues vs. FDM-T Laufband (2 km/h)	.000	.001	.009	.086
Neues vs. FDM-T Laufband (4 km/h)	.029	.019	.013	.502

Tabelle 4.10: Mittelwertvergleiche der Kadenz (normiert) zwischen den verschiedenen Oberflächen (Boden, neues Laufband und FDM-T Laufband). Darstellung der p-Werte der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen. Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.

Bei Wohlfühlgeschwindigkeit war weder in der Gesamtstichprobe noch in den einzelnen Altersgruppen ein signifikanter Unterschied zwischen der Kadenz auf dem neuen und dem FDM-T Laufband zu verzeichnen. Weiterhin gab es bei den ≥ 60 -Jährigen keinen signifikanten Unterschied zwischen dem neuen und dem FDM-T Laufband bezüglich der Kadenz bei 2km/h und bei 4km/h. (vgl. Tab. 4.9 und 4.10)

Ein signifikanter Unterschied bestand hingegen, in der Gesamtstichprobe und in allen Altersgruppen, für die Kadenz bei Wohlfühlgeschwindigkeit zwischen dem Boden und dem neuen Laufband (G: B(WG): 110,5 [106,5;115,2]/min. vs. nL(WG): 99,2 [89,8;105,5]/min.; $p < .001$; 18-39: B(WG): 112,7 [97,6;115,9]/min. vs. nL(WG): 93,8 [85,4;101,4]/min.; $p = .006$; 40-59: B(WG): 110,7 [108,5;114,6]/min vs. nL(WG): 94,7 [88,9;105,3]/min.; $p = .015$; ≥ 60 : B(WG): 109,7 [106,6;114,6]/min. vs. nL(WG): 100,3 [92,7;109,0]/min.; $p = .033$) sowie zwischen dem Boden und dem FDM-T Laufband (G: B(WG): 110,5 [106,5;115,2]/min. vs. fL(WG): 99,1 [92,7;106,5]/min.; $p < .001$; 18-39: B(WG): 112,7 [97,6;115,9]/min. vs. fL(WG): 93,8 [83,9;104,4]/min.; $p = .003$; 40-59: B(WG): 110,7 [108,5;114,6]/min vs. fL(WG): 98,5 [92,3;109,8]/min.; $p = .026$; ≥ 60 : B(WG): 109,7 [106,6;114,6]/min. vs. fL(WG): 99,8 [93,6;110,7]/min.; $p = .042$). In beiden Fällen war die Kadenz auf dem Boden signifikant höher als auf dem jeweiligen Laufband. Bei 2km/h war ein signifikanter Unterschied zwischen dem neuen Laufband und dem FDM-T Laufband in der Gesamtstichprobe sowie bei den 18-39-Jährigen und 40-59-Jährigen zu identifizieren. Hier war die Kadenz auf dem neuen Laufband signifikant höher als auf dem FDM-T Laufband (G: nL(2km/h): 76,6 [70,7;87,6]/min. vs. fL(2km/h): 70,9 [64,8;79,3]/min.; $p < .001$; 18-39: nL(2km/h): 73,1 [67,0;78,8]/min. vs. fL(2km/h): 64,9 [61,4;73,5]/min.; $p = .001$; 40-59: nL(2km/h): 73,2 [69,7;79,6]/min. vs. fL(2km/h): 65,8 [62,4;74,4]/min.; $p = .009$). Bei 4km/h verhielt es sich genauso (G: nL(4km/h): 104,5 [98,2;114,0]/min. vs. fL(4km/h): 101,3 [96,4;107,1]/min.; $p = .029$; 18-39: nL(4km/h): 106,0[101,8;113,1]/min. vs. fL(4km/h): 99,7 [96,0;102,2]/min.; $p = .019$; 40-59: nL(4km/h): 105,4 [98,5;121,8]/min. vs. 96,4 [92,7;101,3]/min.; $p = .013$). Zu den Ergebnissen der Kadenz vgl. Tab. 4.9 und 4.10.

Kadenz (normiert)	18-39 J. (n=17) vs. 40-59 J. (n=10)	18-39 J. (n=17) vs. ≥ 60 Jahre (n=20)	40-59 J. (n=10) vs. ≥ 60 Jahre (n=20)
Boden (Wohlfühlgeschwindigkeit)	1.000	1.000	.999
Neues Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.514	.090	.374
Neues Laufband (2km/h)	.616	.006	.040
Neues Laufband (4km/h)	.841	.819	.819
FDM-T Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.910	.318	.910
FDM-T Laufband (2km/h)	.763	.006	.012
FDM-T Laufband (4km/h)	.209	.006	.003

Tabelle 4.11: Mittelwertvergleiche der Kadenz (normiert) zwischen den verschiedenen Altersgruppen. Darstellung der p-Werte der verschiedenen Oberflächen. Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.

Zwischen den Altersgruppen 18-39 Jahre und 40-59 Jahre war für keine Oberflächen-Geschwindigkeitskombination ein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Kadenz zu erkennen (vgl. Tab. 4.9 und 4.11).

Signifikante Unterschiede waren zwischen der Altersgruppe 18-39 Jahre und ≥ 60 Jahre sowie zwischen den Altersgruppen 40-59 Jahre und ≥ 60 Jahre zu identifizieren. Die Kadenz der ≥ 60 -Jährigen war bei 2km/h auf dem neuen Laufband ($p = .006$) und auf dem FDM-T Laufband ($p = .006$) sowie bei 4km/h auf dem FDM-T Laufband ($p = .006$) signifikant höher als bei den 18-39-Jährigen. Außerdem war die Kadenz der ≥ 60 -Jährigen bei 2km/h auf dem neuen Laufband ($p = .040$) und auf dem FDM-T Laufband ($p = .012$) sowie bei 4km/h auf dem FDM-T Laufband ($p = .003$) signifikant höher als bei den 40-59-Jährigen. Für die weiteren Vergleiche konnten keine signifikanten Unterschiede identifiziert werden. Eine Zusammenfassung der Ergebnisse gibt Tab. 4.9 und 4.11.

4.2.4 Doppelschrittzeit

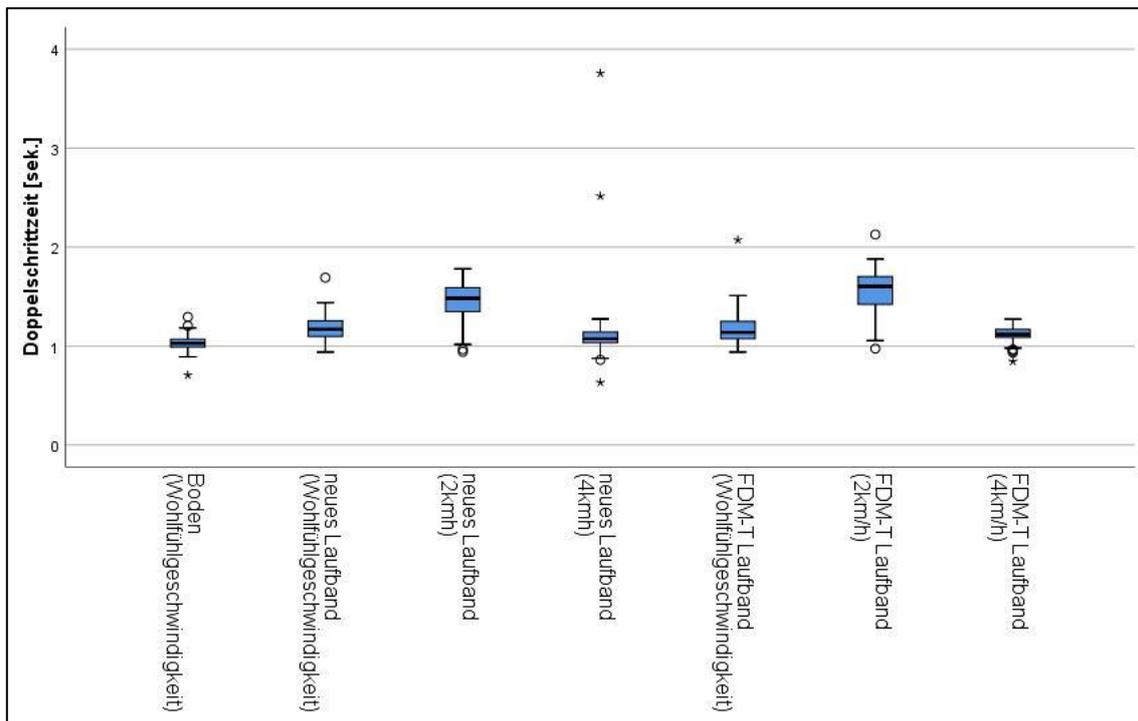


Abbildung 4.7: Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Doppelschrittzeit [Sekunden] auf verschiedenen Oberflächen (Gesamtstichprobe).

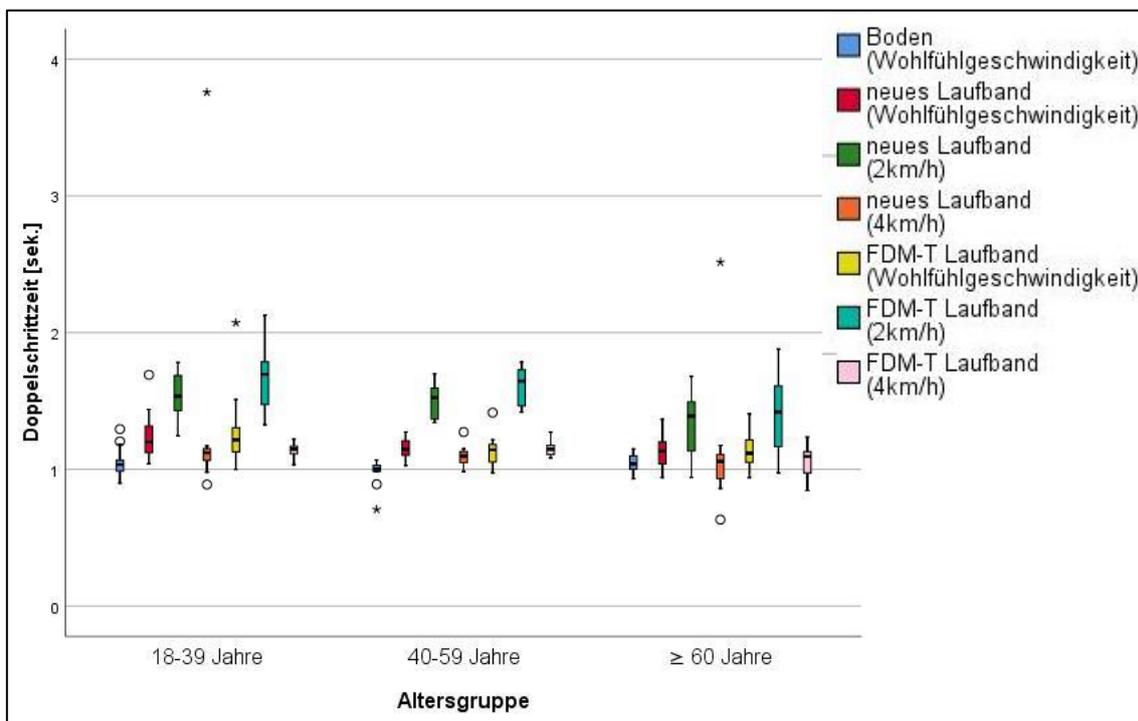


Abbildung 4.8: Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Doppelschrittzeit [Sekunden] auf verschiedenen Oberflächen (nach Altersgruppen getrennt).

Doppelschrittzeit	Gesamtstichprobe n = 47	18 – 39 Jahre n = 17	40 – 59 Jahre n = 10	≥ 60 Jahre n = 20
Boden				
Wohlfühl- geschwindigkeit	1,03 [0,99;1,07]	1,03 [0,99;1,1]	1,00 [0,96;1,04]	1,04 [1,00;1,11]
Neues Laufband				
Wohlfühl- geschwindigkeit	1,17 [1,09;1,26]	1,20 [1,12;1,33]	1,15 [1,10;1,22]	1,13 [1,04;1,20]
2km/h	1,48 [1,34;1,59]	1,53 [1,42;1,71]	1,52 [1,36;1,61]	1,39 [1,13;1,50]
4km/h	1,07 [1,03;1,15]	1,12 [1,06;1,16]	1,10 [1,04;1,14]	1,06 [0,92;1,12]
FDM-T Laufband				
Wohlfühl- geschwindigkeit	1,14 [1,07;1,26]	1,22 [1,13;1,31]	1,14 [1,05;1,19]	1,11 [1,04;1,24]
2km/h	1,60 [1,12;1,71]	1,70 [1,46;1,80]	1,65 [1,46;1,74]	1,42 [1,13;1,61]
4km/h	1,12 [1,08;1,17]	1,15 [1,11;1,18]	1,15 [1,11;1,18]	1,09 [0,97;1,14]

Tabelle 4.12: Mediane [25.;75.Quartil] der Doppelschrittzeit [Sekunden] auf verschiedenen Oberflächen. Darstellung der Ergebnisse der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen.

Doppelschrittzeit	Gesamtstichprobe n = 47	18 – 39 Jahre n = 17	40 – 59 Jahre n = 10	≥ 60 Jahre n = 20
Boden vs. neues Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.000	.000	.015	.015
Boden vs. FDM-T Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.000	.000	.026	.015
Neues vs. FDM-T Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.208	.113	.386	.852
Neues vs. FDM-T Laufband (2 km/h)	.000	.001	.037	.062
Neues vs. FDM-T Laufband (4 km/h)	.000	.008	.037	.011

Tabelle 4.13: Mittelwertvergleiche der Doppelschrittzeit zwischen den verschiedenen Oberflächen (Boden, neues Laufband und FDM-T Laufband). Darstellung der p-Werte der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen. Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.

Hinsichtlich der Doppelschrittzeit zeigte sich, wie auch schon bei der Kadenz, kein signifikanter Unterschied bei Wohlfühlgeschwindigkeit zwischen dem neuen und dem FDM-T Laufband. Das war sowohl in der Gesamtstichprobe als auch in den einzelnen Altersgruppen der Fall. In der Altersgruppe ≥ 60 Jahre war darüber hinaus kein signifikanter Unterschied bezüglich der Doppelschrittzeit bei 2 km/h zwischen dem neuen und dem FDM-T Laufband zu identifizieren. (vgl. Tab. 4.12 und 4.13)

Ein signifikanter Unterschied zeigte sich bei Wohlfühlgeschwindigkeit zwischen dem Boden und dem neuen Laufband (G: B(WG): 1,03 [0,99;1,07] sek. vs. nL(WG): 1,17 [1,09;1,26] sek.; $p < .001$; 18-39: B(WG): 1,03 [0,99;1,1] sek. vs. nL(WG): 1,20 [1,12;1,33] sek.; $p < .001$; 40-59: B(WG): 1,00 [0,96;1,04] sek. vs. nL(WG): 1,15 [1,10;1,22] sek.; $p = .015$; ≥ 60 : B(WG): 1,04 [1,00;1,11] sek. vs. nL(WG): 1,13 [1,04;1,20] sek.; $p = .015$) sowie zwischen dem Boden und dem FDM-T Laufband (G: B(WG): 1,03 [0,99;1,07] sek. vs. fL(WG): 1,14 [1,07;1,26] sek.; $p < .001$; 18-39: B(WG): 1,03 [0,99;1,1] sek. vs. fL(WG): 1,22 [1,13;1,31] sek.; $p < .001$; 40-59: B(WG): 1,00 [0,96;1,04] sek. vs. fL(WG): 1,14 [1,05;1,19] sek.; $p = .026$; ≥ 60 : B(WG): 1,04 [1,00;1,11] sek. vs. fL(WG): 1,11 [1,04;1,24] sek.; $p = .015$). Sowohl in der Gesamtstichprobe als auch in den einzelnen Altersgruppen war die Doppelschrittzeit auf dem jeweiligen Laufband gegenüber dem Boden signifikant verlängert. Weiterhin war, in der Gesamtstichprobe und den Altersgruppen der 18-39- und 40-59-Jährigen, ein signifikanter Unterschied bei 2 km/h zwischen dem neuen Laufband und dem FDM-T Laufband zu verzeichnen (G: nL(2km/h): 1,48 [1,34;1,59] sek. vs. fL(2km/h): 1,60 [1,12;1,71] sek.; $p < .001$; 18-39: nL(2km/h): 1,53 [1,42;1,71] sek. vs. fL(2km/h): 1,70 [1,46;1,80] sek.; $p = .001$; 40-59: nL(2km/h): 1,52 [1,36;1,61] sek. vs. fL(2km/h): 1,65 [1,46;1,74] sek.; $p = .037$). Die Doppelschrittzeit auf dem neuen Laufband war dabei gegenüber dem FDM-T Laufband signifikant verkürzt. Bei 4 km/h war die Doppelschrittzeit auf dem neuen Laufband ebenfalls signifikant kürzer als auf dem FDM-T Laufband, dies zeigte sich sowohl in der Gesamtstichprobe als auch in den drei Altersgruppen (G: nL(4km/h): 1,07 [1,03;1,15] sek. vs. fL(4km/h): 1,12 [1,08;1,17] sek.; $p < .001$; 18-39: nL(4km/h): 1,12 [1,06;1,16] sek. vs. fL(4km/h): 1,15 [1,11;1,18] sek.; $p = .008$; 40-59: nL(4km/h): 1,10 [1,04;1,14] sek. vs. fL(4km/h): 1,15 [1,11;1,18] sek.; $p = .037$; ≥ 60 : nL(4km/h): 1,06 [0,92;1,12] sek. vs. fL(4km/h): 1,09 [0,97;1,14] sek.; $p = .011$). Die Ergebnisse sind in Tab. 4.12 und 4.13 dargestellt.

Doppelschrittzeit	18-39 J. (n=17) vs. 40-59 J. (n=10)	18-39 J. (n=17) vs. ≥ 60 Jahre (n=20)	40-59 J. (n=10) vs. ≥ 60 Jahre (n=20)
Boden (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.290	.903	.150
Neues Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.216	.120	.692
Neues Laufband (2km/h)	.315	.012	.118
Neues Laufband (4km/h)	.467	.090	.360
FDM-T Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.264	.246	.826
FDM-T Laufband (2km/h)	.393	.003	.056
FDM-T Laufband (4km/h)	.940	.054	.054

Tabelle 4.14: Mittelwertvergleiche der Doppelschrittzeit zwischen den verschiedenen Altersgruppen. Darstellung der p-Werte der verschiedenen Oberflächen. Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.

Im Vergleich der Altersgruppen miteinander war zwischen der Altersgruppe 18-39 Jahre und 40-59 Jahre sowie zwischen 40-59 Jahre und ≥ 60 Jahre kein signifikanter Unterschied zu identifizieren (vgl. Tab. 4.12 und 4.14).

Signifikante Unterschiede zeigten sich zwischen den Altersgruppen 18-39 Jahre und ≥ 60 Jahre. Die Doppelschrittzeit der ≥ 60 -Jährigen war bei 2km/h sowohl auf dem neuen Laufband ($p = .012$) als auch auf dem FDM-T Laufband ($p = .003$) signifikant kürzer als bei den 18-39-Jährigen. Die übrigen Vergleiche zeigten keine signifikanten Unterschiede (vgl. Tab. 4.12 und 4.14).

4.2.5 Stand- und Schwungphase

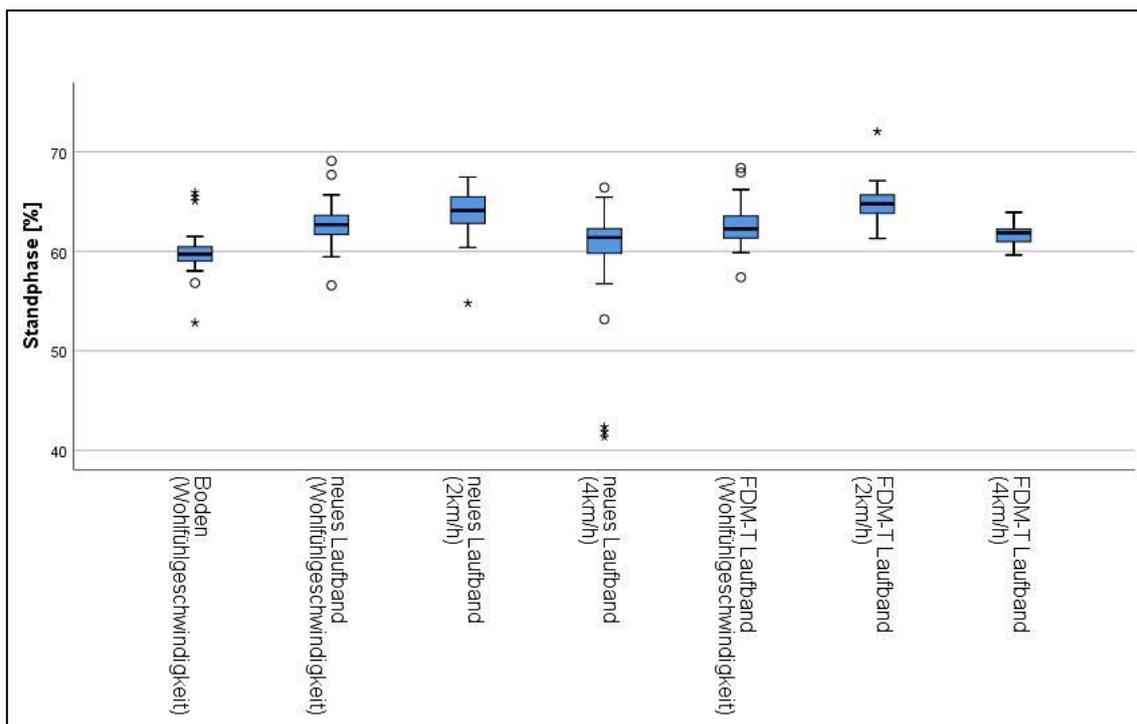


Abbildung 4.9: Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Standphase [%] auf verschiedenen Oberflächen (Gesamtstichprobe).

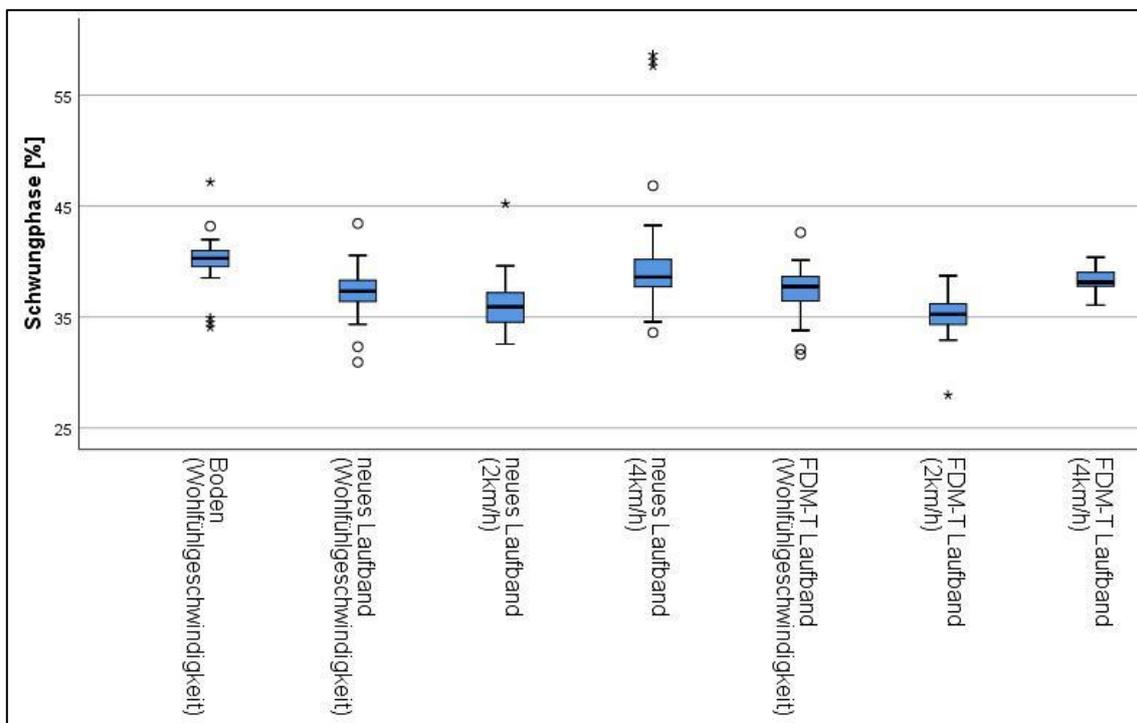


Abbildung 4.10: Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Schwungphase [%] auf verschiedenen Oberflächen (Gesamtstichprobe).

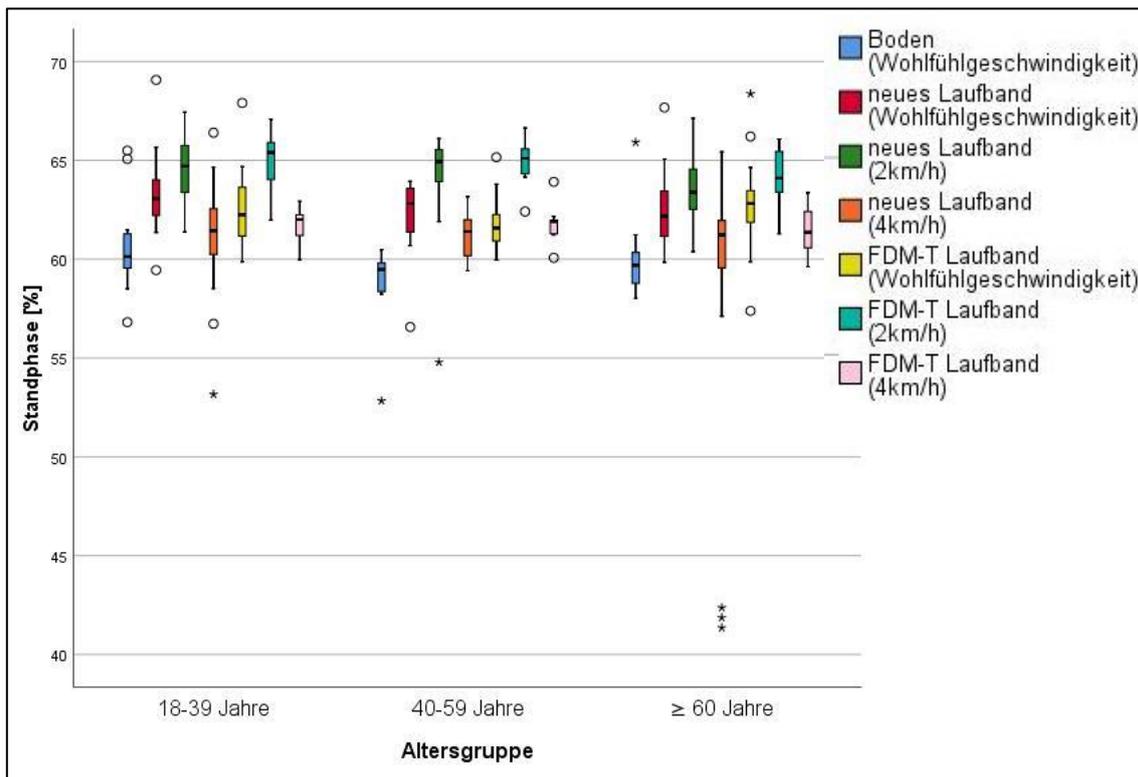


Abbildung 4.11: Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Standphase [%] auf verschiedenen Oberflächen (nach Altersgruppen getrennt).

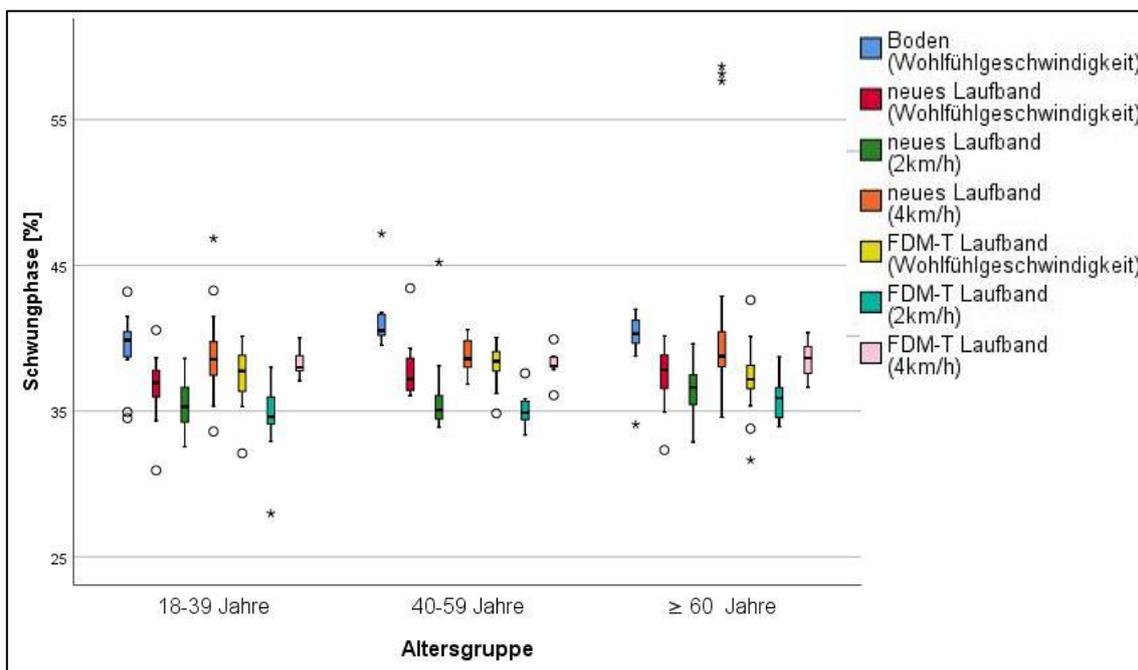


Abbildung 4.12: Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der Schwungphase [%] auf verschiedenen Oberflächen (nach Altersgruppen getrennt).

Standphase	Gesamtstichprobe n = 47	18 – 39 Jahre n = 17	40 – 59 Jahre n = 10	≥ 60 Jahre n = 20
Boden				
Wohlfühl- geschwindigkeit	59,7 [59,0;60,5]	60,1 [59,4;61,3]	59,5 [58,3;59,9]	59,7 [58,8;60,4]
Neues Laufband				
Wohlfühl- geschwindigkeit	62,7 [61,6;63,6]	63,1 [62,2;64,1]	62,8 [61,2;63,6]	62,2 [61,1;63,5]
2km/h	64,1 [62,7;65,5]	64,7 [63,2;65,8]	64,9 [63,4;65,6]	63,4 [62,5;64,6]
4km/h	61,4 [59,7;62,4]	61,4 [59,7;62,7]	61,4 [60,0;62,1]	61,2 [59,5;62,0]
FDM-T Laufband				
Wohlfühl- geschwindigkeit	62,3 [61,3;63,6]	62,3 [61,1;63,9]	61,6 [60,9;62,6]	62,8 [61,8;63,5]
2km/h	64,8 [63,8;65,7]	65,4 [63,8;66,0]	65,1 [64,3;65,6]	64,1 [63,4;65,5]
4km/h	61,9 [60,9;62,2]	62,0 [61,0;62,3]	61,9 [61,3;62,0]	61,4 [60,5;62,5]
Schwungphase	Gesamtstichprobe n = 47	18 – 39 Jahre n = 17	40 – 59 Jahre n = 10	≥ 60 Jahre n = 20
Boden				
Wohlfühl- geschwindigkeit	40,3 [39,5;41,0]	39,9 [38,7;40,6]	40,5 [40,1;41,7]	40,3 [39,7;41,3]
Neues Laufband				
Wohlfühl- geschwindigkeit	37,3 [36,4;38,4]	36,9 [36,0;37,8]	37,2 [36,4;38,8]	37,8 [36,5;38,9]
2km/h	35,9 [34,5;37,3]	35,3 [34,2;36,8]	35,1 [34,4;36,6]	36,6 [35,4;37,5]
4km/h	38,6 [37,7;40,3]	38,6 [37,3;40,3]	38,6 [38,0;40,0]	38,8 [38,0;40,5]
FDM-T Laufband				
Wohlfühl- geschwindigkeit	37,7 [36,4;38,7]	37,8 [36,1;38,9]	38,4 [37,4;39,2]	37,2 [36,5;38,2]
2km/h	35,2 [34,3;36,2]	34,6 [34,0;36,2]	34,9 [34,4;35,7]	35,9 [34,5;36,7]
4km/h	38,1 [37,8;39,1]	38,0 [37,7;39,0]	38,1 [38,0;38,7]	38,6 [37,6;39,5]

Tabelle 4.15: Mediane [25.;75.Quartil] der Stand- und Schwungphase [%] auf verschiedenen Oberflächen. Darstellung der Ergebnisse der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen.

Standphase/Schwungphase	Gesamtstichprobe	18 – 39 Jahre	40 – 59 Jahre	≥ 60 Jahre
	n = 47	n = 17	n = 10	n = 20
Boden vs. neues Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.000	.018	.015	.000
Boden vs. FDM-T Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.000	.018	.015	.000
Neues vs. FDM-T Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.657	.136	.333	.191
Neues vs. FDM-T Laufband (2 km/h)	.000	.163	.203	.001
Neues vs. FDM-T Laufband (4 km/h)	.061	.653	.169	.067

Tabelle 4.16: Mittelwertvergleiche der Stand-/Schwungphase zwischen den verschiedenen Oberflächen (Boden, neues Laufband und FDM-T Laufband). Darstellung der p-Werte der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen. Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.

Die Schwung- und Standphase wurden als prozentualer Anteil an der Doppelschrittzeit berechnet. Somit werden die beiden Phasen im Folgenden gemeinsam als ‚Standphase (Median [25.Quartil; 75.Quartil]) / Schwungphase Median [25.Quartil; 75.Quartil]‘ dargestellt.

Hinsichtlich der Stand-/Schwungphasenverteilung zeigte sich weder in der Gesamtstichprobe noch in den einzelnen Altersgruppen ein signifikanter Unterschied bei Wohlfühlgeschwindigkeit zwischen dem neuen und dem FDM-T Laufband. Weiterhin zeigte sich kein signifikanter Unterschied bei 2 km/h zwischen dem neuen und dem FDM-T Laufband in der Altersgruppe 18-39 Jahre. Bei 4km/h war sowohl in der Gesamtstichprobe als auch in allen Altersgruppen kein signifikanter Unterschied zwischen dem neuen Laufband und dem FDM-T Laufband nachweisbar (vgl. Tab. 4.15 und 4.16)

Bei Wohlfühlgeschwindigkeit war in allen Altersgruppen sowie in der Gesamtstichprobe die Standphase auf dem neuen Laufband signifikant länger bzw. die Schwungphase signifikant kürzer als auf dem Boden (G: B(WG): 59,7 [59,0;60,5]%/ 40,3 [39,5;41,0]% vs. nL(WG): 62,7 [61,6;63,6]%/ 37,3 [36,4;38,4]%; $p < .001$; 18-39: B(WG): 60,1 [59,4;61,3]%/ 39,9 [38,7;40,6]% vs. nL(WG): 63,1 [62,2;64,1]%/ 36,9 [36,0;37,8]%; $p = .018$; 40-59: B(WG): 59,5 [58,3;59,9]%/ 40,5 [40,1;41,7]% vs. nL(WG): 62,8 [61,2;63,6]%/ 37,2 [36,4;38,8]%; $p = .015$; ≥ 60 : B(WG): 59,7 [58,8;60,4]%/ 40,3 [39,7;41,3]% vs. nL(WG): 62,2 [61,1;63,5]%/ 37,8 [36,5;38,9]%; $p < .001$). Auf dem FDM-T Laufband war die Standphase ebenfalls signifikant länger bzw.

die Schwungphase signifikant kürzer als auf dem Boden ((G: B(WG): 59,7 [59,0;60,5]%/ 40,3 [39,5;41,0]% vs. fL(WG): 62,3 [61,3;63,6]%/ 37,7 [36,4;38,7]%; $p < .001$; 18-39: B(WG): 60,1 [59,4;61,3]%/ 39,9 [38,7;40,6]% vs. fL(WG): 62,3 [61,1;63,9]%/ 37,8 [36,1;38,9]%; $p = .018$; 40-59: B(WG): 59,5 [58,3;59,9]%/ 40,5 [40,1;41,7]% vs. fL(WG): 61,6 [60,9;62,6]%/ 38,4 [37,4;39,2]%; $p = .015$; ≥ 60 : B(WG): 59,7 [58,8;60,4]%/ 40,3 [39,7;41,3]% vs. fL(WG): 62,8 [61,8;63,5]%/ 37,2 [36,5;38,2]%; $p < .001$). Weiterhin war in der Gesamtstichprobe und in der Altersgruppe ≥ 60 Jahre die Standphase bei 2km/h auf dem neuen Laufband signifikant länger als auf dem FDM-T Laufband, die Schwungphase zeigte sich dementsprechend signifikant kürzer (G: nL(2km/h): 64,1 [62,7;65,5]%/ 35,9 [34,5;37,3]% vs. fL(2km/h): 64,8 [63,8;65,7]%/ 35,2 [34,3;36,2]%; $p < .001$; ≥ 60 : nL(2km/h): 63,4 [62,5;64,6]%/ 36,6 [35,4;37,5]% vs. fL(2km/h): 64,1 [63,4;65,5]%/ 35,9 [34,5;36,7]%; $p = .001$). Die Ergebnisse von Schwung- und Standphase werden in Tab. 4.15 und 4.16 dargestellt.

Standphase/ Schwungphase	18-39 J. (n=17) vs. 40-59 J. (n=10)	18-39 J. (n=17) vs. ≥ 60 Jahre (n=20)	40-59 J. (n=10) vs. ≥ 60 Jahre (n=20)
Boden (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.168	.402	.402
Neues Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.732	.603	.826
Neues Laufband (2km/h)	.920	.072	.208
Neues Laufband (4km/h)	1.000	.858	1.000
FDM-T Laufband (Wohlfühlgeschwindigkeit)	.902	.902	.285
FDM-T Laufband (2km/h)	.920	.360	.360
FDM-T Laufband (4km/h)	1.000	1.000	1.000

Tabelle 4.17: Mittelwertvergleiche der Stand- und Schwungphase zwischen den verschiedenen Altersgruppen. Darstellung der p-Werte der verschiedenen Oberflächen. Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.

Zwischen den einzelnen Altersgruppen konnten keine signifikanten Unterschiede identifiziert werden (vgl. Tab. 4.15 und 4.17).

4.3 Laufbandbezogene Parameter

4.3.1 Bedienung und Handhabung

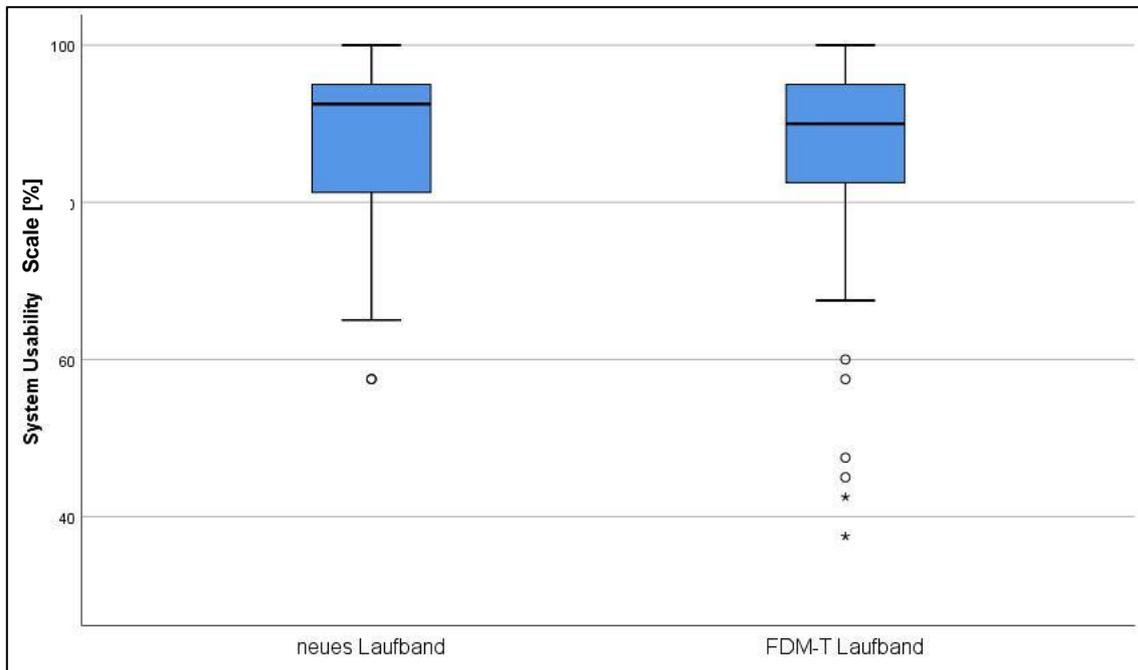


Abbildung 4.13: Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der System Usability Scale [%]: Vergleich von zwei Laufbändern (Gesamtstichprobe)

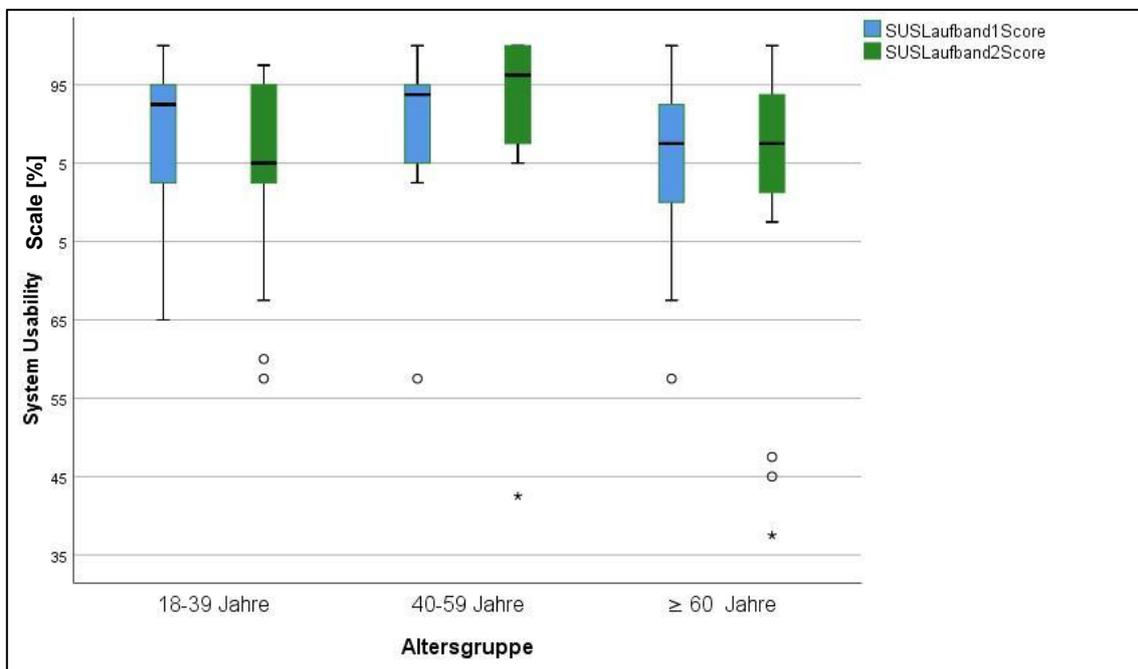


Abbildung 4.14: Graphische Darstellung der Mediane und Interquartile [25.;75.] der System Usability Scale [%]: Vergleich von zwei Laufbändern (nach Altersgruppen getrennt)

System Usability Scale	Gesamtstichprobe n = 47	18 – 39 Jahre n = 17	40 – 59 Jahre n = 10	≥ 60 Jahre n = 20
Neues Laufband	92,5 [80,0;95,0]	92,5 [80,0;96,3]	93,8 [84,4;95,6]	87,5 [80,0;92,5]
FDM-T Laufband	90,0 [82,5;95,0]	85,0 [81,3;95,0]	96,3 [86,9;100,0]	87,5 [80,6;94,4]

Tabelle 4.18: Mediane [25.;75.Quartil] der System Usability Scale [%] auf verschiedenen Oberflächen. Darstellung der Ergebnisse der Gesamtstichprobe und für der verschiedenen Altersgruppen.

System Usability Scale	Gesamtstichprobe n = 47	18 – 39 Jahre n = 17	40 – 59 Jahre n = 10	≥ 60 Jahre n = 20
Neues- vs. FDM-T Laufband	.613	.126	.526	.917

Tabelle 4.19: Mittelwertvergleiche der System Usability Scale zwischen den verschiedenen Oberflächen (Boden, neues Laufband und FDM-T Laufband). Darstellung der p-Werte der Gesamtstichprobe und der verschiedenen Altersgruppen. Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.

Bezogen auf die Bedienung und Handhabung konnte weder in der Gesamtstichprobe noch in den verschiedenen Altersgruppen ein signifikanter Unterschied zwischen der System Usability Scale des neuen Laufbandes und des FDM-T Laufbandes identifiziert werden (vgl. Tab. 4.18 und 4.19).

System Usability Scale	18-39 J. (n=17) vs. 40-59 J. (n=10)	18-39 J. (n=17) vs. ≥ 60 Jahre (n=20)	40-59 J. (n=10) vs. ≥ 60 Jahre (n=20)
Neues Laufband	.761	.578	.552
FDM-T Laufband	.156	.976	.212

Tabelle 4.20: Mittelwertvergleiche des System Usability Scale zwischen den verschiedenen Altersgruppen. Darstellung der p-Werte der verschiedenen Oberflächen. Signifikante Ergebnisse ($p < .005$) grün markiert.

Auch zwischen den Altersgruppen zeigte sich kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Handhabung (vgl. Tab. 4.18 und 4.20).

5 Diskussion

5.1 Ergebnisanalyse und -interpretation

Im Folgenden soll unter Berücksichtigung der Ergebnisse aus Kapitel 4 zum einen auf die in Kapitel 2 formulierten Hypothesen und zum anderen auf den in Kapitel 1 dargestellten Forschungsstand Bezug genommen werden. Mithilfe der erhobenen und statistisch analysierten Gangparameter können Aussagen über das Gangbild auf verschiedenen Oberflächen getroffen werden. Darüber hinaus können Rückschlüsse gezogen werden, inwieweit das Laufbanddesign das Gangbild beeinflusst. Weiterhin ist es möglich, durch den Vergleich der einzelnen Altersgruppen, Aussagen über den Alterseinfluss auf das Gangbild auf verschiedenen Oberflächen zu treffen. Ein Vergleich des System Usability Scores soll Auskunft über die Handhabung und somit die Alltagstauglichkeit des neuen Laufbandes geben.

In der vorliegenden Arbeit wird erstmals ein möglicher Unterschied des Gangbildes zwischen verschiedenen Laufbandtypen untersucht. In Bezug darauf können sowohl die Haupthypothese sowie folgende Nebenhypothesen aus Kapitel 2 mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\leq 5\%$ angenommen werden:

- 1.3 a) Die Wohlfühlgeschwindigkeit unterscheidet sich signifikant zwischen dem FDM-T Laufband und dem neuen Laufband in der Gesamtstichprobe.**
- 2.3 a) Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen dem räumlich-zeitlichen Gangparameter Doppelschrittlänge, zwischen dem FDM-T Laufband und dem neuen Laufband bei Wohlfühlgeschwindigkeit in der Gesamtstichprobe.
- 2.4 a) Es gibt signifikante Unterschiede zwischen den räumlich-zeitlichen Gangparametern Doppelschrittlänge, Doppelschrittzeit, Kadenz, Standphasen- und Schwungphasendauer zwischen dem FDM-T Laufband und dem neuen Laufband bei vorgegebener, langsamer Geschwindigkeit (2km/h) in der Gesamtstichprobe.
- 2.5 a) Es gibt signifikante Unterschiede zwischen den räumlich-zeitlichen Gangparametern Doppelschrittlänge, Doppelschrittzeit und Kadenz zwischen dem FDM-T Laufband und dem neuen Laufband bei

vorgegebener, schneller Geschwindigkeit (4km/h) in der Gesamtstichprobe.

Mit Annahme der Haupthypothese kann ein unterschiedliches Gangbild auf den beiden Laufbändern dargelegt werden, welches sich durch die unterschiedliche Wohlfühlgeschwindigkeit äußert. Werden die Nebenhypothesen berücksichtigt, so zeigt sich, dass es bei Wohlfühlgeschwindigkeit bezüglich der räumlich-zeitlichen Parameter lediglich zu einer Reduktion der Doppelschrittlänge auf dem neuen Laufband gegenüber dem FDM-T Laufband kommt. Bei unveränderter Kadenz und Doppelschrittzeit ist es naheliegend, dass die geringere Doppelschrittlänge zu der reduzierten Geschwindigkeit führt. (vgl. Nagano et al. 2013) Die fehlenden Anpassungen der Kadenz, Doppelschrittzeit und Stand-/Schwungphasenverteilung können dahingehend gewertet werden, dass das veränderte Gangbild auf dem neuen Laufband nicht im Sinne einer ‚angstbezogenen Gangbildanpassung‘ (Maki et al. 1997) interpretiert werden sollte. Vielmehr scheint die reduzierte Doppelschrittlänge auf dem neuen Laufband durch die insgesamt kürzere Laufbandfläche bedingt zu sein. Ein einzelner Schritt, und somit auch der Doppelschritt, wird durch die Länge limitiert und somit automatisch verkürzt. Es gibt zwei mögliche Mechanismen, wie die Laufbandlänge das Gangbild beeinflussen könnte:

1. Das Standbein wird auf beiden Laufbändern hinter den Körperschwerpunkt gezogen. Da jedoch die Laufbandoberfläche auf dem neuen Laufband sehr kurz ist, muss der Schritt schneller ausgeführt werden, um das Standbein lösen zu können, bevor es das Laufbandende erreicht. Dies hat zur Folge, dass der Schritt verkürzt ist. Hier wäre jedoch zusätzlich eine verringerte Doppelschrittzeit und damit einhergehend eine erhöhte Kadenz zu erwarten.

2. Das Standbein wird auf beiden Laufbändern hinter den Körperschwerpunkt gezogen. Eine weitere Reduktion der Doppelschrittzeit ist auf dem neuen Laufband nicht möglich, da sonst die Stabilität verringert würde. Daher begrenzt nicht die Fläche nach hinten, sondern die Fläche nach vorne den Doppelschritt. Bei gleichbleibender Doppelschrittzeit, Kadenz und Stand-/Schwungphasenverteilung sind veränderte kinetische Parameter (Gelenkwinkel des Schwungbeins) zu vermuten, welche den verkürzten Doppelschritt bedingen. Hierzu könnten zum Beispiel eine geringere Hüfttextension in der Standphase sowie eine geringere Knieextension in der Schwungphase gehören. (vgl. Winter et al. 1990, Murray et al. 1985)

Um den Effekt der Geschwindigkeit auf die Gangbildanpassung zu vermeiden (Murray et al. 1985, Mann und Hagy 1980), werden für die beiden Laufbänder die Gangbildanpassungen bei vorgegebener Geschwindigkeit berücksichtigt. Hier kommt es zu einer anderen Gangbildanpassung auf dem neuen Laufband gegenüber dem FDM-T Laufband als bei frei wählbarer Wohlfühlgeschwindigkeit (s.o.). Die Doppelschrittlänge ist auch bei den vorgegebenen Geschwindigkeiten (2+4km/h) auf dem neuen Laufband gegenüber dem FDM-T Laufband reduziert. Da die Gehgeschwindigkeit jedoch vorgegeben ist und somit aufrechterhalten werden muss, kommt es zu einer verkürzten Doppelschrittzeit und einer höheren Kadenz auf dem neuen Laufband gegenüber dem FDM-T Laufband. Diese Anpassungen entsprechen den in der Literatur beschriebenen Gangbildveränderungen auf dem Laufband im Vergleich zum Boden (vgl. u.a. Nagano et al. 2013). Demnach kann bei verkürzter Schrittlänge die Geschwindigkeit durch Erhöhung der Kadenz und Reduktion der Doppelschrittzeit aufrechterhalten werden. Die Standphase ist nur bei 2km/h auf dem neuen Laufband verkürzt. Der fehlende Unterschied bei 4km/h kann darin begründet sein, dass bei schneller Geschwindigkeit die Standphase generell schon verkürzt ist, und eine weitere Reduktion aufgrund von Stabilitätsverlust nicht möglich ist. Die genannten Gangbildanpassungen auf dem neuen Laufband bei vorgegebener Geschwindigkeit können ebenfalls durch die Laufbandlänge bedingt sein. Die kurze Fläche limitiert die Doppelschrittlänge auf dem neuen Laufband. Da die vorgegebene Geschwindigkeit aufrechterhalten werden muss, wird im Gegenzug die Bodenkontaktzeit reduziert und dadurch die Kadenz (=Schrittzahl/Minute) erhöht. In der Literatur gibt es noch keine Referenzen bezüglich des Vergleiches von zwei verschiedenen Laufbändern. Jedoch kann eine Optimierung der Laufbandlänge sinnvoll sein, um zu gewährleisten, dass das Gangbild durch das neue Laufband möglichst nicht noch stärker beeinflusst wird als durch bereits erprobte Laufbänder.

Das Gangbild auf beiden Laufbändern wird weiterhin mit dem Gangbild auf dem Boden verglichen, um diese Ergebnisse in die bisherige Literatur einordnen zu können.

In Bezug auf die Gesamtstichprobe kann zunächst gesagt werden, dass die beobachteten Gangbildanpassungen auf dem Laufband gegenüber dem Boden mit den Ergebnissen der Literaturrecherche übereinstimmen. Auf beiden Laufbändern zeigt sich im Vergleich zum Boden ein Gangbild mit reduzierter Gehgeschwindigkeit, kürzerer Doppelschrittlänge und geringerer Kadenz. Die Doppelschrittzeit hingegen ist verlängert und die Standphase anteilig höher, während die Schwungphase entsprechend verkürzt ist. (vgl. Malatesta et al. 2017; Nagano et al. 2013) Damit

einhergehend können folgende Hypothesen aus Kapitel 2 mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\leq 5\%$ angenommen werden:

- 1.1 a) Die Wohlfühlgeschwindigkeit unterscheidet sich signifikant zwischen dem Boden und dem FDM-T- Laufband in der Gesamtstichprobe.
- 1.2 a) Die Wohlfühlgeschwindigkeit unterscheidet sich signifikant zwischen dem Boden und dem neuen Laufband in der Gesamtstichprobe.
- 2.1 a) Es gibt signifikante Unterschiede zwischen den räumlich-zeitlichen Gangparametern Doppelschrittlänge, Doppelschrittzeit, Kadenz, Standphasen- und Schwungphasendauer zwischen dem Boden und dem FDM-T Laufband in der Gesamtstichprobe.
- 2.2 a) Es gibt signifikante Unterschiede zwischen den räumlich-zeitlichen Gangparametern Doppelschrittlänge, Doppelschrittzeit, Kadenz, Standphasen- und Schwungphasendauer zwischen dem Boden und dem neuen Laufband in der Gesamtstichprobe.

Eine mögliche Begründung für das veränderte Gangbild auf dem Laufband gegenüber dem Boden stellt die Annahme dar, dass das Sicherheitsgefühl auf dem Laufband reduziert ist. Denn eine reduzierte Gehgeschwindigkeit, Doppelschrittlänge und Kadenz bei erhöhter Doppelschrittzeit und Standphase findet sich in der Literatur ebenfalls im Sinne einer ‚angstbezogenen Ganganpassung‘ wieder (vgl. Maki 1997; Makino et al. 2017). Diese Annahme gleicht im weiten Sinne der, die Murray et al. (1969) als altersbezogene Gangbildanpassung beschrieben. Das Gangbild im Alter bezeichneten sie als „verlangsamt, mit dem Versuch, die Stabilität und Sicherheit so gut wie möglich aufrecht zu erhalten“ (vgl. Murray et al. 1969). Es ist gut vorstellbar, dass die ungewohnte Oberfläche ‚Laufband‘ den gleichen Effekt herbeiführt und das Gangbild modifiziert wird. Auf dem Laufband wird das Standbein automatisch hinter den Körperschwerpunkt gezogen, während das Schwungbein nach vorne schwingt. Aufgrund von Instabilitätsgefühl entsteht das Bedürfnis, das Schwungbein schon nach kurzer Zeit wieder auf den Boden zu bringen, um die Stabilität zu erhöhen (vgl. Murray et al. 1985). Dadurch kommt eine verkürzte Doppelschrittlänge zustande. Normalerweise wäre durch diesen Mechanismus, wie bei Murray et al. 1985, zusätzlich eine verringerte Doppelschrittzeit und eine erhöhte Kadenz zu erwarten. Im vorliegenden Fall ist jedoch die Doppelschrittzeit erhöht und die Kadenz verringert. Dies ist durch die langsamere Geschwindigkeit auf dem Laufband zu begründen. (Mann und Hagy 1980, 1980; Murray et al. 1985) Es ist davon auszugehen, dass die

verringerte Kadenz in Kombination mit einer verlängerten Doppelstützphase einen Gewinn an Stabilität bietet.

In der Literatur gibt es Hinweise darauf, dass sich die Gangbildanpassungen auf dem Laufband bezüglich des Alters unterscheiden. (vgl. Nagano et al. 2013) Um altersbedingte Unterschiede der Gangbildanpassung auf verschiedenen Oberflächen zu identifizieren, wurden drei Altersgruppen gebildet (vgl. 3.2). Dabei ist die Altersgruppe ≥ 60 Jahre diejenige, in der am ehesten mit einem veränderten Gangbild sowohl auf dem Boden als auch auf dem Laufband gerechnet werden kann (vgl. Murray et al. 1969, Nagano et al. 2011). In allen drei Altersgruppen kann von gleichen Voraussetzungen hinsichtlich Größe, Körpergewicht, BMI, Sturzangst, Laufbänderfahrung und Aktivität ausgegangen werden. Damit sind wesentliche Voraussetzungen, die neben dem Alter das Gangbild beeinflussen können (vgl. Mann und Hagy 1980; Murray et al. 1985), in allen drei Altersgruppen gleich.

Für die einzelnen Altersgruppen können folgende Hypothesen in Bezug auf den Vergleich des Gangbildes auf dem Boden und den Laufbändern mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\leq 5\%$ angenommen werden:

1.1 b), c), d) Die Wohlfühlgeschwindigkeit unterscheidet sich signifikant zwischen dem Boden und dem FDM-T Laufband in allen drei Altersgruppen.

1.2 b), c), d) Die Wohlfühlgeschwindigkeit unterscheidet sich signifikant zwischen dem Boden und dem neuen Laufband in allen drei Altersgruppen.

2.1 b), c), d) Es gibt signifikante Unterschiede zwischen den räumlich-zeitlichen Gangparametern Doppelschrittzeit, Kadenz, Standphasen- und Schwungphasendauer zwischen dem Boden und dem FDM-T Laufband in allen drei Altersgruppen.

2.2 b), c), d) Es gibt signifikante Unterschiede zwischen den räumlich-zeitlichen Gangparametern Doppelschrittlänge (nur in der Altersgruppe 18-39 Jahre), Doppelschrittzeit, Kadenz, Standphasen- und Schwungphasendauer zwischen dem Boden und dem neuen Laufband in allen drei Altersgruppen.

Die Feststellungen bezüglich des Vergleichs zwischen dem Gangbild auf dem Boden und den beiden Laufbändern stimmen weitgehend mit den Ergebnissen der Gesamtstichprobe überein. Unabhängig vom Alter gehen Menschen auf dem Laufband langsamer als auf dem Boden. In allen drei Altersgruppen stimmen auch die übrigen Gangbildveränderungen auf dem Laufband gegenüber dem Boden weitgehend mit den Ergebnissen der Gesamtstichprobe überein. Der einzige Unterschied besteht darin, dass auf dem neuen Laufband im Vergleich zum Boden lediglich in der Altersgruppe 18-39 Jahre ein signifikanter Unterschied der Doppelschrittlänge besteht und auf dem FDM-T Laufband gegenüber dem Boden gar kein signifikanter Unterschied nachweisbar war. Die Tendenzen, dass auch hier ein Unterschied wie in der Gesamtstichprobe vorliegt sind jedoch erkennbar, der fehlende signifikante Unterschied könnte durch die geringere Stichprobengröße bedingt sein. Es scheint, dass die Anpassungen des Gangbildes an die Oberfläche ‚Laufband‘ im Vergleich zum Boden in allen drei Altersgruppen gleich sind. Es zeigt sich ein verlangsamtes Gangbild mit signifikant reduzierter Kadenz, erhöhter Doppelschrittzeit und verkürzter Doppelschrittlänge. Diese Ergebnisse widersprechen denen aus vorherigen Studien. Nagano et al. (2013) stellten fest, dass es zwar sowohl bei Älteren als auch bei Jüngeren zur Reduzierung der Doppelschrittlänge auf dem Laufband kommt. Jüngere können die Gehgeschwindigkeit jedoch durch Verkürzen der Doppelschrittzeit und der Standphase aufrecht erhalten, Ältere hingegen verlängern die Doppelschrittzeit und die Standphase. Eine Erklärung für die abweichenden Ergebnisse kann die längere Einlaufzeit auf dem Laufband in dem Studienprotokoll von Nagano et al. sein. Es ist möglich, dass die jüngeren Probanden sich durch die längere Eingehzeit schneller an das Laufband anpassten als die älteren Probanden. (Wass et al. 2005; Matsas et al. 2000) Im vorliegenden Studienprotokoll ist die Einlaufzeit kürzer, was dazu geführt haben kann, dass die Gewöhnung in allen Altersgruppen ausbleibt. Weiterhin gibt es bei Nagano et al. keine Auskunft über die Laufbänderfahrung der Probanden. Es ist möglich, dass in der jüngeren Altersgruppe mehr erfahrene Laufbandläufer mit bereits angepasstem Gangbild an das Laufband eingeschlossen waren als in der älteren Altersgruppe. In der vorliegenden Studie hingegen gibt es in Bezug auf die Laufbänderfahrung gleiche Voraussetzungen in allen drei Altersgruppen.

Hinsichtlich des Gangbild-Vergleichs der beiden Laufbänder untereinander können für die einzelnen Altersgruppen folgende Hypothesen mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\leq 5\%$ angenommen werden:

1.3 b), c), d) Die Wohlfühlgeschwindigkeit unterscheidet sich signifikant zwischen dem FDM-T Laufband und dem neuen Laufband in allen drei Altersgruppen.

2.4 b), c), d) Es gibt signifikante Unterschiede zwischen den räumlich-zeitlichen Gangparametern Doppelschrittzeit (**nicht** bei ≥ 60 Jahre), Kadenz (**nicht** bei ≥ 60 Jahre), Standphasen- und Schwungphasendauer (**nur** bei ≥ 60 Jahre) zwischen dem FDM-T Laufband und dem neuen Laufband bei vorgegebener, langsamer Geschwindigkeit (2km/h) in allen drei Altersgruppen.

2.5 b), c), d) Es gibt signifikante Unterschiede zwischen den räumlich-zeitlichen Gangparametern Doppelschrittlänge (**nur** bei ≥ 60 Jahre), Doppelschrittzeit, Kadenz (**nicht** bei ≥ 60 Jahre) zwischen dem FDM-T Laufband und dem neuen Laufband bei vorgegebener, schneller Geschwindigkeit (4km/h) in allen drei Altersgruppen.

Der Vergleich des Gangbildes auf den beiden Laufbändern bei Wohlfühlgeschwindigkeit liefert in allen drei Altersgruppen ebenfalls ähnliche Ergebnisse wie in der Gesamtstichprobe. In allen drei Altersgruppen ist die Wohlfühlgeschwindigkeit auf dem neuen Laufband gegenüber dem FDM-T Laufband reduziert. Darüber hinaus gibt es keine signifikanten Unterschiede zwischen den übrigen räumlich-zeitlichen Gangparametern. Aufgrund der reduzierten Geschwindigkeit ist anzunehmen, dass hinsichtlich der übrigen Parameter trotzdem eine Veränderung vorliegt. Ein möglicher Erklärungsansatz ist, dass sich das Gangbild in den jeweiligen Altersgruppen wie in der Gesamtstichprobe verhält. Das bedeutet, die Doppelschrittlänge auf dem neuen Laufband ist verkürzt und bedingt somit die geringere Geschwindigkeit. Aufgrund der geringeren Stichprobe innerhalb der einzelnen Altersgruppen kommt es jedoch nicht zu signifikanten Ergebnissen.

Bei vorgegebener Geschwindigkeit kommt es bei 4km/h in der Altersgruppe ≥ 60 Jahre zu einer signifikant kürzeren Doppelschrittlänge auf dem neuen Laufband im Vergleich zu dem FDM-T Laufband. Gleichzeitig zeigt sich eine geringere Doppelschrittzeit auf dem neuen Laufband. Diese Ergebnisse entsprechen den Veränderungen, die Nagano et al. bei der jüngeren Probandengruppe feststellten: Jüngere Probanden reduzierten

die Doppelschrittlänge auf dem Laufband und konnten durch gleichzeitige Reduktion der Doppelschrittzeit die Geschwindigkeit aufrechterhalten. (Nagano et al. 2013) Es ist anzunehmen, dass aufgrund des hohen Aktivitätslevels die älteren Probanden dieser Studie ebenfalls auf diese Weise die Geschwindigkeit von 4km/h auf dem neuen Laufband aufrechterhalten konnten. Bei 2 km/h zeigten sich diese Unterschiede nicht. Das kann dadurch bedingt sein, dass eine Geschwindigkeit von 2km/h eher der Wohlfühlgeschwindigkeit entspricht.

In den beiden jüngeren Altersgruppen gibt es keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der Doppelschrittlänge. Es kommt jedoch zu Anpassungen von Doppelschrittzeit und Kadenz. In den Altersgruppen 18-39 Jahre sowie 40-59 Jahre ist bei 2km/h und bei 4km/h eine erhöhte Kadenz sowie eine geringere Doppelschrittzeit auf dem neuen Laufband im Vergleich zum FDM-T Laufband zu identifizieren. Da sich jedoch die Gehgeschwindigkeit aus

Geschwindigkeit (m/s) = Doppelschrittlänge (m) × Kadenz (Schritte/min)/120

oder

Geschwindigkeit (m/s) = Doppelschrittlänge (m) / Doppelschrittzeit (sek.) (vgl. Whittle 2008)

zusammensetzt, ist davon auszugehen, dass es, wenn auch anhand der vorliegenden Ergebnisse nicht signifikant nachweisbar, dennoch zu einer Anpassung der Doppelschrittlänge in den Altersgruppen 18-39 Jahre und 40-59 Jahre kommen könnte. Dass die Ergebnisse nicht signifikant sind, kann zum Beispiel durch die geringere Stichprobenanzahl bedingt sein. Die Stand- und Schwungphase zeigt in den beiden unteren Altersgruppen keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Laufbändern.

Unterschiede hinsichtlich der Gangbildanpassungen zwischen den beiden jüngeren Probandengruppen und der älteren Probandengruppen sind anhand der bisherigen Ergebnisse nicht eindeutig zu identifizieren. Um etwaige Unterschiede zwischen den Altersgruppen herauszufinden, ist weiterhin der Vergleich der einzelnen Altersgruppen miteinander zu berücksichtigen.

Hier können folgende Hypothesen mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\leq 5\%$ angenommen werden:

1.6 f) Die Wohlfühlgeschwindigkeit bei Menschen im Alter von ≥ 60 Jahre unterscheidet sich signifikant von der Wohlfühlgeschwindigkeit bei Menschen im Alter von 40-59 Jahre auf dem FDM-T Laufband.

2.7 g), h), j) Es gibt signifikante Unterschiede zwischen der Altersgruppe 18-39 Jahre und ≥ 60 Jahre für die räumlich-zeitlichen Parameter Kadenz und Doppelschrittzeit auf dem FDM-T Laufband (bei 2 und 4 km/h) und auf dem neuen Laufband (bei 2km/h).

2.8 g), h), j) Es gibt signifikante Unterschiede zwischen der Altersgruppe 40-59 Jahre und ≥ 60 Jahre für den räumlich-zeitlichen Parameter Kadenz auf dem FDM-T Laufband (bei 2 und 4 km/h) und auf dem neuen Laufband (bei 2km/h).

Zwischen der Altersgruppe 18-39 Jahre und 40-59 Jahre gibt es, wie erwartet, keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der Wohlfühlgeschwindigkeit. Es zeigt sich jedoch unerwartet auch kein Unterschied zwischen der Altersgruppe 18-39 Jahre und ≥ 60 Jahre. Die Wohlfühlgeschwindigkeit in der Altersgruppe ≥ 60 Jahre ist hingegen auf dem FDM-T Laufband signifikant geringer als in der Altersgruppe 40-59 Jahre. Murray et al. (1969) berichten von einer reduzierten Gehgeschwindigkeit im Alter auf dem Boden. Für die aktuelle Studie liegt hingegen kein Unterschied hinsichtlich der Bodengeschwindigkeit zwischen den verschiedenen Altersgruppen vor. Eine Erklärung für die abweichenden Ergebnisse liefern die Studien von Boyer et al. sowie Malesta et al.. Sie stellten fest, dass aktive Ältere die Gehgeschwindigkeit auf dem Boden nicht reduzierten, sondern sie im Vergleich zu Jüngeren aufrechterhielten. (vgl. Malatesta et al. 2017; Boyer et al. 2012) Da das Aktivitätslevel der Probanden mittels IPAQ-SF überprüft wurde und ausnahmslos als ‚mäßig‘ oder ‚hoch‘ eingestuft werden kann, ist es wahrscheinlich, dass die Altersgruppe ≥ 60 Jahre aufgrund dieses Aktivitätsniveaus die Wohlfühlgeschwindigkeit auf dem Boden sowie zum Großteil auch auf den Laufbändern im Vergleich zu den jüngeren Altersgruppen aufrechterhalten kann.

Bezogen auf die räumlich-zeitlichen Parameter bei Wohlfühlgeschwindigkeit zeigt sich kein Unterschied zwischen den Altersgruppen. Ein Unterschied wäre jedoch auf dem FDM-T Laufband zwischen den Altersgruppen 40-59 Jahre und ≥ 60 Jahre aufgrund der geringeren Wohlfühlgeschwindigkeit zu erwarten („Geschwindigkeit (m/s) = Doppelschrittlänge (m) \times Kadenz (Schritte/min)/120“, Whittle 2008). Es ist zu vermuten, dass ein signifikanter Unterschied aufgrund von zu kleiner Stichprobengröße bzw. Messfehlern nicht herausgestellt werden konnte (vgl. 5.2).

In der Altersgruppe ≥ 60 Jahre liegt auf den Laufbändern bei vorgegebener Geschwindigkeit zum Teil eine erhöhte Kadenz bzw. kürzere Doppelschrittzeit als in den Altersgruppen 18-39 Jahre und 40-59 Jahre vor. Es ist zu vermuten, dass durch die stärkere Anpassung der ältesten Altersgruppe hinsichtlich der Kadenz und Doppelschrittzeit die vorgegebene Geschwindigkeit aufrechterhalten werden konnte. Auffällig ist, dass bei 4km/h auf dem neuen Laufband keine höhere Kadenz bei den ≥ 60 -Jährigen festzustellen ist. Dies führt zu der Annahme, dass die ‚Reserven‘ hinsichtlich der Kadenz im Alter reduziert sind. Folgende Möglichkeit ist vorstellbar: Bei 2km/h ist die Kadenz generell geringer als bei 4km/h (vgl. Mann und Hagy 1980; Murray et al. 1985). Bei 2km/h besteht folglich eine ‚Reserve‘, um die Kadenz zu erhöhen. Dies ist auf dem neuen Laufband und dem FDM-T Laufband bei 2km/h der Fall gewesen - in der Altersgruppe ≥ 60 Jahre ausgeprägter als in der Altersgruppe 18-39 Jahre und 40-59 Jahre. Bei 4km/h hingegen ist die Kadenz bereits aufgrund der größeren Geschwindigkeit erhöht, zudem ist die Kadenz auf dem neuen Laufband höher als auf dem FDM-T Laufband. Hier scheint die Altersgruppe ≥ 60 Jahre ihr Limit erreicht zu haben und die Kadenz auf dem neuen Laufband nicht noch viel weiter steigern zu können. Die beiden jüngeren Altersgruppen hingegen können auch auf dem neuen Laufband die Kadenz steigern. Dadurch relativiert sich der Unterschied zwischen den Altersgruppen und es zeigt sich kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Kadenz zwischen den Altersgruppen ≥ 60 und 18-39 Jahre/40-59 Jahre auf dem neuen Laufband bei 4km/h.

Die Doppelschrittlänge weist keine signifikanten Unterschiede zwischen den Altersgruppen auf. Gerade für 2 und 4 km/h auf dem FDM-T Laufband sowie für 2km/h auf dem neuen Laufband wäre jedoch ein Unterschied aufgrund der unterschiedlichen Kadenz/Doppelschrittzeit zu erwarten. Denn ein Grund für die erhöhte Kadenz in der Altersgruppe ≥ 60 Jahre wäre, die verkürzte Schrittlänge zu kompensieren und das vorgegebene Tempo aufrecht zu erhalten. (vgl. Boyer et al. 2012) Es muss jedoch davon ausgegangen werden, dass die Ergebnisse für die Doppelschrittlänge nicht besonders valide sind, da Messfehler nicht auszuschließen sind (vgl.5.2).

Hinsichtlich der Stand-/Schwungphasenverteilung gibt es keine signifikanten Unterschiede zwischen den Altersgruppen. Diese Feststellung widerspricht der Annahme einer erhöhten Sturzangst in der Altersgruppe ≥ 60 Jahre. Denn hier wäre eine verlängerte Standphase eher als angstbezogene Ganganpassung zu erwarten. (vgl. Maki 1997; Makino et al. 2017; Murray et al. 1969)

Neben der Anpassungen des Gangbildes wurde weiterhin die Handhabbarkeit des neuen Laufbandes im Vergleich zu dem bereits in der Praxis verwendeten FDM-T Laufband überprüft. Hier konnte kein signifikanter Unterschied in der Handhabung erkannt werden, sowohl in der Gesamtstichprobe als auch innerhalb der verschiedenen Altersgruppe scheint die Handhabung der beiden Laufbänder gleich gut zu sein. Auch zwischen den Altersgruppen zeigte sich kein Unterschied in der Handhabung. Von dieser Seite aus ist somit davon auszugehen, dass das neue Laufband bedenkenlos auch im häuslichen Umfeld eingesetzt werden kann, ohne dass die Nutzer Probleme mit der Bedienung des Gerätes haben.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass ein Unterschied im Gangbild zwischen dem neuen und dem FDM- T Laufband besteht, dieser äußert sich vor allem in der gewählten Wohlfühlgeschwindigkeit sowohl in der Gesamtstichprobe, als auch in den verschiedenen Altersgruppen. Darüber hinaus ist feststellbar, dass trotz der gleichen, signifikanten Gangbildanpassungen auf den verschiedenen Oberflächen, Unterschiede zwischen den Altersgruppen bestehen. Die Anpassungen des Gangbildes konzentrieren sich dabei auf die Altersgruppe ≥ 60 Jahre, während sich zwischen der Altersgruppe 18-39 Jahre und 40-59 Jahre keine Unterschiede im Gangbild zeigen. Hinsichtlich der Handhabung der beiden Laufbänder besteht weder ein Unterschied zwischen den beiden Laufbändern noch ein Unterschied zwischen den einzelnen Altersgruppen. Die Ergebnisse lassen auf eine gute Handhabung für beide Laufbänder schließen. Somit ist davon auszugehen, dass die Handhabung keine Limitation für den Einsatz des neuen Laufbandes darstellen wird.

5.2 Methodenkritik

Zur Erfassung der kinematischen Daten wurde das Xsens® MVN Inertial Motion Capture System gewählt. Mittels dieses einheitlichen Systems sollte eine Datenerhebung sowohl auf den Laufbändern als auch auf einer längeren Bodenstrecke ermöglicht werden. (Xsens Technologies B.V. 2017) Allerdings zeigten sich während der Messungen immer wieder Fehler im Avatar, welcher das Gangbild des jeweiligen Probanden auf dem Bildschirm widerspiegelte. So kam es trotz mehrfacher Kalibrierung zu Valgus Stellung im Kniegelenk sowie zu einer extremen Pronation im Sprunggelenk und im Extremfall zur Kreuzung der unteren Extremität. Da mithilfe der Xsens®-Daten die Doppelschrittlänge berechnet wurde, ist davon auszugehen, dass in Folge dessen teilweise falsche Daten hinsichtlich der Doppelschrittlänge entstanden sind.

Das Studienprotokoll musste an die Laufbandbedingungen angepasst werden. Da das neue Laufband nur eine maximale Geschwindigkeit von 4km/h erreicht, war es nicht möglich, die Wohlfühlgeschwindigkeit vom Boden auf die Laufbänder zu übertragen. Dies wäre interessant gewesen, um die Ergebnisse noch vergleichbarer mit der Literatur zu machen. (Malatesta et al. 2017; Nagano et al. 2013)

Ein weiterer Punkt, der kritisch zu vermerken ist, ist die gewählte Länge der Eingehzeit. Im vorliegenden Studienprotokoll wurde eine Eingehzeit von drei Minuten pro Laufband gewährt. Direkt im Anschluss daran fand die Messung der Daten statt (vgl. 3.3). Bei den Messungen auf dem neuen Laufband fiel auf, dass viele Probanden Gewöhnungsschwierigkeiten hatten und ein unnatürliches Gangbild bei sehr langsamer Gehgeschwindigkeit zeigten. Hier gilt es, eine Möglichkeit zu finden, wie von Seiten der Untersucher ein möglichst ‚normales‘ Gangbild forciert werden kann, ohne die Probanden zu sehr zu beeinflussen. Eine Maßnahme wäre, eine längere Eingehzeit zu gewähren. Matsas et al. stellten z.B. fest, dass sich das Gangbild auf dem Laufband nach sechs Minuten dem Gangbild auf dem Boden angleicht. (Matsas et al. 2000) Eine andere Möglichkeit wäre eine Langzeitgewöhnung an die Laufbänder durch wiederholte Laufbandeinheiten (Wall et al. 1987), was jedoch aufgrund des zeitlichen Aufwandes für die Probanden schwer realisierbar erscheint. Um gleiche Eingehzeiten für beide Laufbänder zu gewähren, wäre ein Eingehen auf beiden Laufbändern zu Beginn in Betracht zu ziehen. So hätten die Probanden auf dem Startlaufband bereits sechs Minuten Gewöhnungszeit anstatt, wie in diesem Fall, drei Minuten.

Die genannten Punkte gilt es in weiteren Studien zu optimieren, um noch zuverlässigere Daten zu erheben.

6 Fazit und Ausblick

Zusammenfassend ist zu sagen, dass in der Gesamtstichprobe die identifizierten Gangbildeanpassungen hinsichtlich Wohlfühlgeschwindigkeit sowie den räumlich-zeitlichen Gangparametern Doppelschrittlänge, Doppelschrittzeit, Kadenz, Standphasen- und Schwungphasendauer auf dem Laufband gegenüber dem Boden mit denen aus der Literatur übereinstimmen. Dabei ist die Art des Laufbandes zunächst nicht relevant, da die Gangbildeanpassungen auf beiden Laufbändern vergleichbar zum Boden zu sein scheinen. In den einzelnen Altersgruppen zeigen sich die gleichen Ergebnisse. Der Unterschied zur Literatur, vor allem die unveränderte Geschwindigkeit bei den älteren Probanden, wird auf das höhere Aktivitätslevel der Probanden in dieser Studie zurückgeführt. Im direkten Vergleich der zwei Laufbänder konnten Unterschiede im Gangbild zwischen den verschiedenen Laufbandtypen identifiziert werden. Bei frei wählbarer Geschwindigkeit sind die Geschwindigkeit und Doppelschrittlänge auf dem neuen Laufband geringer als auf dem FDM-T Laufband. Bei vorgegebener Geschwindigkeit gibt es ebenfalls Unterschiede. Es ist davon auszugehen, dass es mehrerer Anpassungsvorgänge bedarf, um ein vorgegebenes Tempo auf dem neuen Laufband zu halten. Ein zentraler Einflussfaktor auf das veränderte Gangbild auf dem neuen Laufband scheint die Laufbandlänge zu sein, denn bei Wohlfühlgeschwindigkeit ist lediglich die verkürzte Doppelschrittlänge für das veränderte Gangbild ausschlaggebend. Ein Einfluss des Sicherheitsgefühls im Sinne von sicherheitsbedingten Gangbildeanpassungen konnte bei beiden Laufbandtypen nicht identifiziert werden.

Vermeintlich unterschiedliche Anpassungen der verschiedenen Altersgruppen hinsichtlich der Doppelschrittlänge bei vorgegebener Geschwindigkeit müssen aufgrund der Möglichkeit von Messfehlern kritisch betrachtet werden und sollten durch weitere Studien bestätigt werden.

Ältere Menschen scheinen ihr Gangbild auf den Laufbändern anders anzupassen als jüngere. Sie reduzieren ihre Wohlfühlgeschwindigkeit auf dem FDM-T Laufband, außerdem scheinen ältere Menschen Schwierigkeiten zu haben, die Kadenz weiter zu erhöhen. Auch hier können hinsichtlich möglicher Unterschiede in Bezug auf die Doppelschrittlänge die Ergebnisse nicht als zuverlässig gewertet werden.

Die Handhabung des neuen Laufbandes kann, zumindest in der überprüften Zielgruppe, als bedenkenlos umsetzbar eingestuft werden.

Für gesunde Menschen verschiedener Altersgruppen scheint das neue Laufband mit einigen Verbesserungen (Laufbandlänge) gut für die selbstständige Nutzung geeignet zu sein. Nun gilt es, die Praktikabilität auch bei der Zielgruppe, älterer in der Mobilität eingeschränkter Menschen zu testen und eventuell notwendige Anpassungen vorzunehmen.

Zusätzlich sollten weitere Vergleichsstudien unterschiedlicher Laufbandtypen angeschlossen werden, um den Effekt des Laufbandtyps auf das Gangbild weiter zu überprüfen.

7 Zusammenfassung

Körperliche Aktivität im Alter kann Erkrankungen vorbeugen sowie altersbezogene Gangveränderungen reduzieren. Ein neuentwickeltes, kompaktes und leicht bedienbares Laufband (LB) soll ein kontrolliertes Gehtraining im häuslichen Umfeld ermöglichen. Ziel dieser Arbeit ist der Vergleich mit einem in der Praxis erprobten LB und dem Boden sowie die Erhebung von Normdaten dieses neuartigen LB.

Probanden und Methoden

Bei 47 gesunden, aktiven Probanden im Alter von 55,0 [28,0;68,0] Jahren wurden Ganganalysen auf dem Boden (nur bei Wohlfühlgeschwindigkeit (WG)) sowie auf dem ‚FDM-T LB‘(fL) und einem neuen, kompakten LB (nL) bei WG, 2 km/h und 4km/h durchgeführt. Das StartLB wurde randomisiert. Mittels Xsens® MVN Inertial Motion Capture System wurden Daten zur Bestimmung der Doppelschrittlänge erhoben, mit dem Novel Pedar X®-System erfolgte die Datenerhebung für Doppelschrittzeit, Kadenz und Schwung-/Standphasenverteilung. Die Handhabung wurde im Anschluss an die jeweilige Laufbandeinheit mittels System Usability Score erfragt.

Ergebnisse

Die WG war sowohl auf dem fL als auch auf dem nL signifikant geringer als auf dem Boden. Außerdem war die WG auf dem nL signifikant geringer als auf dem fL. Ein signifikanter Unterschied konnte bezüglich Doppelschrittlänge, Kadenz und Doppelschrittzeit zwischen dem Boden und den beiden LB festgestellt werden. Ein signifikanter Unterschied zwischen den LB zeigte sich bezogen auf Kadenz und Doppelschrittzeit lediglich bei vorgegebener Geschwindigkeit. Die Handhabung der beiden LB unterschied sich nicht signifikant.

Schlussfolgerung

Vor allem die WG sowie die Doppelschrittlänge bei WG sind auf dem nL im Vergleich zum fL signifikant geringer. Modifikationen des nL, wie z.B. eine längere Laufbandfläche, könnten die Veränderungen kompensieren. Das Gangbild auf dem nL unterscheidet sich, wie auch das Gangbild auf dem fL, signifikant zum Boden, die Ergebnisse stimmen mit der Literatur überein. Die Handhabung des nL zeigt keine Einschränkungen und ist somit bedenkenlos umsetzbar für den Einsatz im Alltag.

Für gesunde, aktive Menschen scheint das nL mit einigen Verbesserungen (Laufbandlänge) gut für die selbstständige Nutzung geeignet zu sein. Die Praktikabilität sollte in der Folge auch bei älteren und in der Mobilität eingeschränkten Menschen getestet werden, um eventuell notwendige Anpassungen vornehmen zu können.

Literaturverzeichnis

Ayoubi, Farah; Launay, Cyrille P.; Annweiler, Cédric; Beauchet, Olivier (2015): Fear of falling and gait variability in older adults. A systematic review and meta-analysis. In: *Journal of the American Medical Directors Association* 16 (1), S. 14–19. DOI: 10.1016/j.jamda.2014.06.020.

Bangor, A., Kortum, P., Miller, J. (2009): Determining What Individual SUS Scores Mean: Adding an Adjective Rating Scale. In: *Journal of usability studies* 2009 (Vol.4, Issue 3), S. 114–123.

Bayliss, Elizabeth A.; Ellis, Jennifer L.; Steiner, John F. (2007): Barriers to self-management and quality-of-life outcomes in seniors with multimorbidities. In: *Annals of family medicine* 5 (5), S. 395–402. DOI: 10.1370/afm.722.

Boyer, Katherine A.; Andriacchi, Thomas P.; Beaupre, Gary S. (2012): The role of physical activity in changes in walking mechanics with age. In: *Gait & posture* 36 (1), S. 149–153. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.02.007.

Brooke, J. (1986): System Usability Scale (SUS): A Quick-and-Dirty Method of System Evaluation. In: *User Information Architecture Advanced Development Group, DEC, Reading, UK* 1986.

Buchner, D. M.; Cress, M. E.; Esselman, P. C.; Margherita, A. J.; Lateur, B. J. de; Campbell, A. J.; Wagner, E. H. (1996): Factors associated with changes in gait speed in older adults. In: *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* 51 (6), M297-302.

Chamberlin, Melissa E.; Fulwider, Brandy D.; Sanders, Sheryl L.; Medeiros, John M. (2005): Does fear of falling influence spatial and temporal gait parameters in elderly persons beyond changes associated with normal aging? In: *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* 60 (9), S. 1163–1167.

Freiberger, Ellen; Schöne, Daniel; Meuter, Jürgen (2014): Sturzprophylaxe im Alter. Grundlagen und Module zur Planung von Kursen ; mit Tabellen und Modulen. Köln: Deutsche Ärzte-Verlag (Neue aktive Wege).

Gaede-Illig C. (2014): Körperliche Aktivität erfassen - ein Vergleich vom IPAQ-SF und dem SenseWear Pro Armband. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 65 (6), S. 154–159. Online verfügbar unter

https://www.germanjournalsportsmedicine.com/fileadmin/content/archiv2014/Heft_6/orig_gaede_illig.pdf, zuletzt geprüft am 29.03.2019.

Götz-Neumann, Kirsten (2006): Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie ; 18 Tabellen. 2., unveränd. Aufl. Stuttgart: Thieme (Physiofachbuch).

Hadjistavropoulos, Thomas; Carleton, R. Nicholas; Delbaere, Kim; Barden, John; Zwakhalen, Sandra; Fitzgerald, Brian et al. (2012): The relationship of fear of falling and balance confidence with balance and dual tasking performance. In: *Psychology and aging* 27 (1), S. 1–13. DOI: 10.1037/a0024054.

Hennerici, Michael; Bänzner, Hansjörg (2001): Gangstörungen. Grundlagen und computergestützte Ganganalyse. Berlin, Heidelberg: Springer. Online verfügbar unter <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-59529-5>.

Hoffmann, Uwe; Orthmann, Philipp (2009): Schnellkurs Statistik. Mit Hinweisen zur SPSS-Benutzung. 6., überarb. und erw. Aufl. Köln: Sportverlag Strauß.

Kirkwood, Renata Noce; Souza Moreira, Bruno de; Vallone, Márcia L. D. C.; Mingoti, Sueli Aparecida; Dias, Rosângela Corrêa; Sampaio, Rosana Ferreira (2011): Step length appears to be a strong discriminant gait parameter for elderly females highly concerned about falls. A cross-sectional observational study. In: *Physiotherapy* 97 (2), S. 126–131. DOI: 10.1016/j.physio.2010.08.007.

Ludwig, Oliver (2012): Ganganalyse in der Praxis. Anwendungen in Prävention, Therapie und Versorgung. 1. Aufl. Geislingen (Steige): Maurer.

Maki, B. E. (1997): Gait changes in older adults. Predictors of falls or indicators of fear. In: *Journal of the American Geriatrics Society* 45 (3), S. 313–320.

Makino, Keitaro; Makizako, Hyuma; Doi, Takehiko; Tsutsumimoto, Kota; Hotta, Ryo; Nakakubo, Sho et al. (2017): Fear of falling and gait parameters in older adults with and without fall history. In: *Geriatrics & gerontology international*. DOI: 10.1111/ggi.13102.

Malatesta, Davide; Canepa, Mosè; Menendez Fernandez, Aitor (2017): The effect of treadmill and overground walking on preferred walking speed and gait kinematics in healthy, physically active older adults. In: *European journal of applied physiology*. DOI: 10.1007/s00421-017-3672-3.

Malatesta, Davide; Simar, David; Ben Saad, Helmi; Préfaut, Christian; Caillaud, Corinne (2010): Effect of an overground walking training on gait performance in healthy

65- to 80-year-olds. In: *Experimental gerontology* 45 (6), S. 427–434. DOI: 10.1016/j.exger.2010.03.009.

Mann, R. A.; Hagy, J. (1980): Biomechanics of walking, running, and sprinting. In: *The American journal of sports medicine* 8 (5), S. 345–350. DOI: 10.1177/036354658000800510.

Matsas, A.; Taylor, N.; McBurney, H. (2000): Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. In: *Gait & posture* 11 (1), S. 46–53.

Mehrholz, Jan (2010): Das Tempo macht's – Geschwindigkeitstraining auf dem Laufband. In: *neuoreha* 2 (01), S. 15–19. DOI: 10.1055/s-0030-1248712.

Meusel, H. (2000): Grundlagen der Bewegungstherapie in der geriatrischen Rehabilitation. In: *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie* 33 (Suppl. 1), I/35-I44.

Murray, M. P.; Kory, R. C.; Clarkson, B. H. (1969): Walking patterns in healthy old men. In: *Journal of gerontology* 24 (2), S. 169–178.

Murray, M. P.; Spurr, G. B.; Sepic, S. B.; Gardner, G. M.; Mollinger, L. A. (1985): Treadmill vs. floor walking. Kinematics, electromyogram, and heart rate. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 59 (1), S. 87–91.

Nagano, Hanatsu; Begg, Rezaul K.; Sparrow, William A.; Taylor, Simon (2013): A comparison of treadmill and overground walking effects on step cycle asymmetry in young and older individuals. In: *Journal of applied biomechanics* 29 (2), S. 188–193.

novel GmbH (2017): Handbuch pedar-x System. 25. Aufl.

Perry, Jacquelin; Oster, Wolfgang; Wiedenhöfer, Bernd; Berweck, Steffen (Hg.) (2003): Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens. 1. Aufl. München: Urban & Fischer.

Reelick, Miriam F.; van Iersel, Marianne B.; Kessels, Roy P. C.; Rikkert, Marcel G. M. Olde (2009): The influence of fear of falling on gait and balance in older people. In: *Age and ageing* 38 (4), S. 435–440. DOI: 10.1093/ageing/afp066.

Sawatzky, Richard; Liu-Ambrose, Teresa; Miller, William C.; Marra, Carlo A. (2007): Physical activity as a mediator of the impact of chronic conditions on quality of life in older adults. In: *Health and quality of life outcomes* 5, S. 68. DOI: 10.1186/1477-7525-5-68.

- Schmidt, M. (2016): Bewegungstherapie und Rehabilitation. In: *Manuelle Medizin* 54 (1), S. 46–49. DOI: 10.1007/s00337-015-0087-2.
- Schott, Nadja (2008): Deutsche Adaptation der "Activities-Specific Balance Confidence (ABC) Scale" zur Erfassung der sturzassoziierten Selbstwirksamkeit. In: *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie* 41 (6), S. 475–485. DOI: 10.1007/s00391-007-0504-9.
- Sonnenmoser, Marion (2015): Sturzangst: Nur interdisziplinär behandelbar. In: *Deutsches Ärzteblatt* 2015 (4), S. 170–171.
- Stessman, Jochanan; Hammerman-Rozenberg, Robert; Maaravi, Yoram; Cohen, Aaron (2002): Effect of exercise on ease in performing activities of daily living and instrumental activities of daily living from age 70 to 77. The Jerusalem longitudinal study. In: *Journal of the American Geriatrics Society* 50 (12), S. 1934–1938.
- Strathy, G. M.; Chao, E. Y.; Laughman, R. K. (1983): Changes in knee function associated with treadmill ambulation. In: *Journal of biomechanics* 16 (7), S. 517–522.
- Studenski, Stephanie; Perera, Subashan; Patel, Kushang; Rosano, Caterina; Faulkner, Kimberly; Inzitari, Marco et al. (2011): Gait speed and survival in older adults. In: *JAMA* 305 (1), S. 50–58. DOI: 10.1001/jama.2010.1923.
- Swoboda, W.; Sieber, C. C. (2010): Rehabilitation in der Geriatrie. Stationär, teilstationär und ambulant. In: *Der Internist* 51 (10), S. 1254–1261. DOI: 10.1007/s00108-010-2628-z.
- Voelcker-Rehage, Claudia; Godde, Ben; Staudinger, Ursula M. (2011): Cardiovascular and coordination training differentially improve cognitive performance and neural processing in older adults. In: *Frontiers in human neuroscience* 5, S. 26. DOI: 10.3389/fnhum.2011.00026.
- Wall, J. C.; Charteris, J.; Turnbull, G. I. (1987): Two steps equals one stride equals what? The applicability of normal gait nomenclature to abnormal walking patterns. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2 (3), S. 119–125. DOI: 10.1016/0268-0033(87)90002-7.

Walston, Jeremy; Hadley, Evan C.; Ferrucci, Luigi; Guralnik, Jack M.; Newman, Anne B.; Studenski, Stephanie A. et al. (2006): Research agenda for frailty in older adults. Toward a better understanding of physiology and etiology: summary from the American Geriatrics Society/National Institute on Aging Research Conference on Frailty in Older Adults. In: *Journal of the American Geriatrics Society* 54 (6), S. 991–1001. DOI: 10.1111/j.1532-5415.2006.00745.x.

Warburton, Darren E. R.; Nicol, Crystal Whitney; Bredin, Shannon S. D. (2006): Health benefits of physical activity. The evidence. In: *CMAJ : Canadian Medical Association journal = journal de l'Association medicale canadienne* 174 (6), S. 801–809. DOI: 10.1503/cmaj.051351.

Wass, Erin; Taylor, Nicholas F.; Matsas, Angelo (2005): Familiarisation to treadmill walking in unimpaired older people. In: *Gait & posture* 21 (1), S. 72–79. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2004.01.003.

Whittle, Michael W. (2008): *Gait analysis. An introduction.* 4th ed., reprinted. Edinburgh: Butterworth-Heinemann Elsevier.

Winter, D. A.; Patla, A. E.; Frank, J. S.; Walt, S. E. (1990): Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. In: *Physical therapy* 70 (6), S. 340–347.

Woiczinski, M., Lehner, C., Esser, T., Kistler, M., Azqueta, M., Leukert, J., Bauer, L., Kraft, E. (2021): Influence of treadmill design on gait: Does treadmill size affect muscle activation? A musculoskeletal calculation with individual input parameters of gait analysis. Unpublished manuscript, Department of Orthopaedics, Physical Medicine and Rehabilitation, University Hospital, LMU Munich, Munich, Germany.

Wolin, Kathleen Y.; Glynn, Robert J.; Colditz, Graham A.; Lee, I-Min; Kawachi, Ichiro (2007): Long-term physical activity patterns and health-related quality of life in U.S. women. In: *American journal of preventive medicine* 32 (6), S. 490–499. DOI: 10.1016/j.amepre.2007.02.014.

Xsens Technologies B.V. (2017): MVN User Manual.

Anhang

Fragebogen zur Erfassung der Probandendaten



Von dem Untersucher auszufüllen:

Untersuchungsdatum _____	Patient ID _____
Untersucher _____	Patient Initialen _____

Nachname: _____	Vorname: _____	Alter: _____
Geschlecht:	<input type="checkbox"/> männlich	<input type="checkbox"/> weiblich
PLZ: _____	Wohnort: _____	
	Straße: _____	
Telefon privat: _____		
Geburtsdatum: _____	Größe _____	Gewicht: _____

Medizinische Vorerkrankungen

Vorerkrankungen: Ja Nein

- Wenn ja, welche? _____
- Jahr der Diagnose _____
- Stadium der Erkrankung _____

	Ja	Nein
• Aktuelle Beschwerden:		
Knie	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Hüfte	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Sprunggelenk	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Rücken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Wenn ja, welche? (rechts, links) _____

• Unfälle/Trauma Ja Nein

Wenn ja, welche? _____

Wann? _____ Ursache? _____

Direktor der Klinik: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson
Das Klinikum der Universität München ist eine Anstalt des öffentlichen Rechts.
Vorstand: Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. Karl-Walter Jauch (Vorsitz), Stv. Kaufmännischer Direktor: Markus Zendler,
Pflegedirektorin: Helle Dokken, Vertreter der Medizinischen Fakultät: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel (Dekan)
Institutionskennzeichen: 260 914 050, Umsatzsteuer-Identifikationsnummer gemäß §27a Umsatzsteuergesetz: DE 813 536 017

		Ja	Nein
• Hilfsmittel	Einlagen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Krücken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Rollator	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Sonstige _____		
• Orthopädische Operationen	Knie-TEP	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Hüfte-TEP	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Andere OPs _____		

Stürze

		Ja	Nein
•	Hatten Sie in den letzten 12 Monaten Probleme mit Schwindel oder Gleichgewichtsstörungen?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
•	Sind Sie in den letzten 12 Monaten gestürzt?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Wenn ja, wie oft? _____		
	Was war der Auslöser (z.B. Schwindel, Stolpern etc.) _____		
	Hat sich Ihr Bewegungsverhalten danach verändert?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
•	Haben Sie Angst vor weiteren Stürzen?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Sport

•	Treiben Sie regelmäßig Sport?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Wenn ja, welchen? _____		
	Wie oft? _____		
•	Waren Sie schon einmal auf einem Laufband?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Wenn ja, wie oft? _____		
	Wann? _____		



Datum: _____
Pat.ID: _____
Laufbandtyp: _____

INTERNATIONAL PHYSICAL ACTIVITY QUESTIONNAIRE

Wir sind daran interessiert herauszufinden, welche Arten von körperlichen Aktivitäten Menschen in ihrem alltäglichen Leben vollziehen. Die Befragung bezieht sich auf die Zeit die Sie während der **letzten 7 Tage** in körperlicher Aktivität verbracht haben. Bitte beantworten Sie alle Fragen (auch wenn Sie sich selbst nicht als aktive Person ansehen). Bitte berücksichtigen Sie die Aktivitäten im Rahmen Ihrer Arbeit, in Haus und Garten, um von einem Ort zum anderen zu kommen und in Ihrer Freizeit für Erholung, Leibesübungen und Sport.

Denken Sie an all Ihre **anstrengenden** und **moderaten** Aktivitäten in den **vergangenen 7 Tagen**. **Anstrengende** Aktivitäten bezeichnen Aktivitäten, die starke körperliche Anstrengungen erfordern und bei denen Sie deutlich stärker atmen als normal. **Moderate** Aktivitäten bezeichnen Aktivitäten mit moderater körperlicher Anstrengung bei denen Sie ein wenig stärker atmen als normal.

- 1. Denken sie nur an die körperlichen Aktivitäten die Sie für *mindestens 10 Minuten* ohne Unterbrechung verrichtet haben. An wie vielen der **vergangenen 7 Tage** haben Sie **anstrengende** körperliche Aktivitäten wie Aerobic, Laufen, schnelles Fahrradfahren oder schnelles Schwimmen verrichtet?

_____ **Tage pro Woche**

Keine anstrengende Aktivität

➔ **Springen Sie weiter zu Frage 3**

- 2. Wie viel Zeit haben Sie für gewöhnlich an *einem* dieser Tage mit **anstrengender** körperlicher Aktivität verbracht?

_____ **Stunden pro Tag** _____ **Minuten pro Tag**

Ich weiß nicht/ bin nicht sicher

- 3. Denken Sie erneut nur an die körperlichen Aktivitäten die Sie für *mindestens 10 Minuten* ohne Unterbrechung verrichtet haben. An wie vielen der **vergangenen 7 Tage** haben sie **moderate** körperliche Aktivitäten, wie das Tragen leichter Lasten, Fahrradfahren bei gewöhnlicher Geschwindigkeit oder Schwimmen bei gewöhnlicher Geschwindigkeit verrichtet? Hierzu zählt nicht zu Fuß gehen.

_____ **Tage pro Woche**

Keine moderate Aktivität

➔ **Springen Sie weiter zu Frage 5**

Direktor der Klinik: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson
Das Klinikum der Universität München ist eine Anstalt des öffentlichen Rechts.
Vorstand: Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. Karl-Walter Jauch (Vorsitz), Kaufmännischer Direktor: Markus Zender,
Pflegedirektorin: Helle Dokken, Vertreter der Medizinischen Fakultät: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel (Dekan)
Institutionskennzeichen: 260 914 050, Umsatzsteuer-Identifikationsnummer gemäß §27a Umsatzsteuergesetz: DE 813 536 017

4. Wie viel Zeit haben Sie für gewöhnlich an *einem* dieser Tage mit **moderater** körperlicher Aktivität verbracht?

_____ **Stunden pro Tag** _____ **Minuten pro Tag**

Ich weiß nicht/ bin nicht sicher

5. An wie vielen der **vergangenen 7 Tage** sind Sie *mindestens 10 Minuten* ohne Unterbrechung **zu Fuß** gegangen? Dieses beinhaltet Gehstrecken daheim oder in der Arbeit, gehen um von einem Ort zu einem anderen zu gelangen, sowie alles andere Gehen zur Erholung, Bewegung oder Freizeit.

_____ **Tage pro Woche**

Keine entsprechenden Wege zu Fuß

➔ **Springen Sie weiter zu Frage 7**

6. Wie viel Zeit haben Sie für gewöhnlich an *einem* dieser Tage mit **Gehen** verbracht?

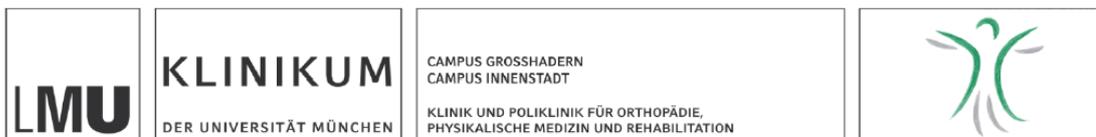
_____ **Stunden pro Tag** _____ **Minuten pro Tag**

Ich weiß nicht/ bin nicht sicher

7. Wie viel Zeit haben Sie in den **vergangenen 7 Tagen** an **einem Wochentag** mit **Sitzen** verbracht? Dies kann Zeit beinhalten wie Sitzen am Schreibtisch, Besuchen von Freunden, vor dem Fernseher sitzen oder liegen und auch sitzen in einem öffentlichen Verkehrsmittel.

_____ **Stunden pro Tag** _____ **Minuten pro Tag**

Ich weiß nicht/ bin nicht sicher



Datum: _____
 Pat.ID: _____
 Laufbandtyp: _____

System Usability Scale

	Stimme überhaupt nicht zu	Stimme voll zu
1. Ich denke, dass ich das Laufband gerne häufig benutzen würde.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> 1 2 3 4 5	
2. Ich fand das Laufband unnötig komplex.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> 1 2 3 4 5	
3. Ich fand das Laufband ist einfach zu benutzen.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> 1 2 3 4 5	
4. Ich glaube, ich würde die Hilfe einer technisch versierten Person benötigen, um das Laufband benutzen zu können.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> 1 2 3 4 5	
5. Ich fand, die verschiedenen Funktionen in diesem Laufband waren gut integriert.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> 1 2 3 4 5	
6. Ich denke, das Laufband enthielt zu viele Inkonsistenzen.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> 1 2 3 4 5	
7. Ich kann mir vorstellen, dass die meisten Menschen den Umgang mit dem Laufband sehr schnell lernen.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> 1 2 3 4 5	
8. Ich fand das Laufband sehr umständlich zu nutzen.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> 1 2 3 4 5	
9. Ich fühlte mich bei der Bedienung des Laufbandes sehr sicher.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> 1 2 3 4 5	
10. Ich musste eine Menge lernen, bevor ich anfangen konnte das Laufband zu verwenden.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> 1 2 3 4 5	

Danksagung

Ich danke meinem Doktorvater Herrn PD Dr. Eduard Kraft und meinem Betreuer Dr. Matthias Woiczinski für die Ermöglichung dieser Dissertation, die Überlassung des Themas sowie die gute Betreuung und Unterstützung.

Darüber hinaus danke ich allen Mitarbeitern des ZIM Projekts, ohne die eine Datenerhebung in dem Umfang niemals möglich gewesen wäre.

Danke an meine Familie für die tatkräftige Unterstützung und Geduld, nicht nur bei dieser Promotion, sondern während meines gesamten Studiums (ja, es musste zuerst Sport sein...), sowie an meinen Mann und an meine Freunde, die mir immer mit Motivation, Geduld und Unterstützung zur Seite gestanden haben. Danke an meine Tochter, die mit 9 Wochen die ‚Reise‘ nach München zur Verteidigung super gemeistert hat- und an ihre Babysitter!

Und schlussendlich danke an alle Probanden für das fleißige Testen der Laufbänder!