

BACHELORARBEIT I+II

Titel der Arbeit

**Erhebung des alltäglichen Gangverhaltens von gesunden
Erwachsenen mittels sensorbasierter Einlegsohle**

Verfasserin

Schrittwieser Kathrin

angestrebter Akademischer Grad

Bachelor of Science in Health Studies (BSc)

St.Pölten, am 20.März 2019

Studiengang:

Studiengang Physiotherapie

Jahrgang

PT 16

Betreuerin:

Anna-Maria Raberger, PT, MSc

EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und mich auch sonst keiner unerlaubten Hilfe bedient habe.

Dieses Bachelorarbeitsthema habe ich bisher weder im In- noch im Ausland in irgendeiner Form als Prüfungsarbeit vorgelegt.

.....
Datum

.....
Unterschrift

I. Abstract

Einleitung: Im Laufe der Jahre treten bei älteren Menschen eine Vielzahl an Veränderungen auf, die das Gangbild beeinflussen und somit ein höheres Sturzrisiko darstellen. Während die meisten wissenschaftlichen Studien lediglich das Gangverhalten in Laboren, mit geschaffenen Rahmenbedingungen, untersuchen, beschäftigt sich die vorliegende Studie mit der Fortbewegung im Alltag. Ziel ist es zu untersuchen ob sich mittels stAPPone erhobenen Gangparameter signifikant von jenen, die durch die Zebris Druckmessplatte, ermittelt wurden, unterscheiden.

Methoden: Im Design einer nicht interventionellen Querschnittsstudie wurden zehn ProbandInnen einer ganganalytischen Messung unterzogen. Die Messungen erfolgten sowohl mittels einer sensorbasierten Einlegesohle der Firma stAPPone, als auch mittels einer Druckmessplatte, um die Unterschiede ausgewählter Weg-Zeit-Parameter im Labor und im freien Areal zu erheben. Zur Auswertung der Ergebnisse wurden die Daten codiert in Excel übertragen und anschließend miteinander verglichen und genau beschrieben.

Ergebnisse: Die durchgeführte Untersuchung ergab durch technische Probleme der Einlegesohlen keine überzeugenden Ergebnisse. Von insgesamt zehn Aufnahmen, die mit der Einlegesohle erhoben wurden, konnten lediglich die Daten einer/eines ProbandIn und hier ausschließlich vom rechten Fuß gewonnen werden.

Schlussfolgerungen: Es bedarf technischer Weiterentwicklungen der Einlegesohlen um zukünftig zuverlässige Daten zu gewinnen. Obwohl die erhobenen Daten zum jetzigen Zeitpunkt noch nicht stabil genug sind, um das alltägliche Gangverhalten aufzuzeichnen kann festgestellt werden, dass dieses System großes Potenzial hat um in Zukunft im Physiotherapeutischen Alltag angewendet zu werden.

Schlüsselwörter: Gangparamter, Alltägliches Gangverhalten, tragbare Messsysteme

I. Abstract

Introduction: Through the years one has to face many changes, especially when we are getting old. Focusing on older age groups shows that these changes influence their gait pattern and pose a higher risk of falling as well. Due to the fact that most studies mainly take gait behaviors in laboratories into account the present study deals with the locomotion in everyday life. The aim of this study is to investigate whether gait parameters measured by stAPPone differ significantly from those determined by the Zebris pressure plate.

Methods: In a non-interventional study 10 participants were subjected to a gaitanalytic measurement, which was carried out by a sensor-based insole provided by the company stAPPone. To analyze the different outcomes in selected gait temporal speed parameters between laboratory and free conditions there will also be a pressure measuring plate. For the evaluation of the results, the data were coded in Excel and then compared with each other and described in detail.

Results: Because of technical problems of the insoles this study doesn't show convincing results. From a total of ten shots taken with the insole, only the data of one subject and here exclusively of the right foot could be obtained.

Conclusion: To gain reliable data in the future it requires a technical development of the insoles. Although the data are not stable enough to record and analyze everyday gait behavior yet, it can be said that this system has potential for long-term use in physiotherapy.

Key words: gait parameters, daily gait behavior, wearable measuring systems

II. Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Gliederung des aufrechten Ganges	2
1.1.1	Die Gangphasen.....	2
1.2	Der physiologische Gang.....	3
1.2.1	Normales Gangverhalten von Erwachsenen	3
1.3	Aktuelle Ganganalyseverfahren	5
1.3.1	Alltägliches Gangverhalten vs. Laborbedingungen	6
1.3.2	Normales Gangverhalten von gesunden älteren Menschen.....	6
1.4	Tragbare Messsensoren.....	7
1.5	Wissenschaftliche Relevanz	10
1.6	Fragestellung und Hypothese	11
2	Methodik	12
2.1	Studiendesign und Studienverlauf	12
2.2	ProbandInnen	12
2.1	Instrumente.....	13
2.2	Ablauf der Messungen.....	14
2.3	Auswertungsverfahren und statistische Analyse	15
3	Ergebnisse	17
3.1	Vergleich der ICs zwischen Zebris und stAPPone	17
3.2	Subjektive Erfahrungen der TeilnehmerInnen.....	20
4	Diskussion.....	21
4.1	Interpretation der Ergebnisse.....	21
4.2	Positive Aspekte tragbarer Einlegesohlen zur Gangbeurteilung.....	22
4.3	Verbesserungsbedarf mobiler Einlegesohlen.....	24
4.4	Limitationen	25
5	Zusammenfassung.....	27
6	Ausblick	28
7	Literaturverzeichnis	30
A	Anhang	33

III. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Standphase und Schwungphase (modifiziert nach Perry, 2003, S.1)	2
Abbildung 2: Die Gangphasen (Götz-Neumann, 2011, S.77)	2
Abbildung 3: Schrittlänge und Spurbreite (modifiziert nach Götz-Neumann, 2011, S.10) ..	4
Abbildung 4: Elektroden an der Muskulatur Bachmann et.al (2008)	5
Abbildung 5: Altersbedingte Unterschiede der Weg- Zeit Parameter (Lee u.a., 2017)	7
Abbildung 6: CuPiD System (Ginis u.a. 2016)	8
Abbildung 7: Smart Shoe System (modifiziert nach Byl, Zhang, Coo, & Tomizuka (2015)	9
Abbildung 8: Beschleunigungssensoren (links) FootMoov2 Schuhpaar (rechts) (Avenuti u.a. 2018)	10
Abbildung 9: stAPPone Einlegesohle	13
Abbildung 10: FDM Kraftverteilungsmesssensorikplatte	14
Abbildung 11: DSZ Report Zebris Druckmessplatte	18
Abbildung 12: stAPPone IC	19
Abbildung 13: Vergleich der DSZ stAPPone und Zebris	19
Abbildung 14: Visualisierung des plantaren Fußabdrucks in der stAPPone App	Fehler!

Textmarke nicht definiert.

IV. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: DSZ stAPPone in ms.....	18
------------------------------------	----

V. Abkürzungsverzeichnis

IC	Initial contact
LR	Loading response
MSt	Mid stance
TSt	Terminal stance
PSw	Pre swing
ISw	Initial swing
MSw	mid swing
TSw	Terminal swing
EMG	Elektromyographie
p	Signifikanzwerts
SD	Standardabweichung
ESZ	Einzelschrittzeit
DSZ	Doppelschrittzeit
ms	Millisekunden

Vorwort

An dieser Stelle möchte ich all jenen, die mich auf meinem Weg des Verfassens und der Durchführung dieser Bachelorarbeit unterstützt und begleitet haben, meinen herzlichen Dank aussprechen.

Für die tatkräftige Unterstützung und die gute Betreuung möchte ich mich recht herzlich bei Fr. FH-Prof. Anna-Maria Raberger, PT MSc bedanken, die sich immer Zeit für mich genommen hat und mir bei all den Herausforderungen, die die Durchführung dieser Arbeit mit sich brachte, mit ihrer positiven Art zur Seite stand.

Ebenfalls möchte ich Herrn Dr. Brian Horsak danken, der mich einerseits mit dem Handling der Zebris Druckmessplatte und andererseits bei der Verarbeitung der Rohdaten mittels eines Matlab scripts unterstützt hat.

Ein ganz besonderer Dank gilt allen StudienteilnehmerInnen, die es mit ihrem spontanen Einsatz ermöglicht haben diese Studie durchzuführen.

Kathrin Schrittwieser

St. Pölten, am 20.03.2019

1 Einleitung

Gehen gehört zu unserem alltäglichen Leben und scheint oftmals selbstverständlich von-statten zu gehen. Speziell bei älteren Menschen treten eine Vielzahl an körperlichen Ver-änderungen auf, die das Gangbild beeinflussen. Dadurch entsteht besonders bei über 60-Jährigen ein erhöhtes Sturzrisiko und ihre Teilhabe am alltäglichen Leben ist daher deut-lich eingeschränkt (Bridenbaug & Kressig, 2011). Ihlen u.a. (2018) schreiben, dass Anfor-derungen, mit denen das tägliche Gangverhalten konfrontiert wird, wie Hindernisse, akus-tische Ablenkungen usw. im Labor nicht ausreichend simuliert werden, können und somit die Analyse des alltäglichen Gangverhaltens nicht gewährleistet werden kann. Vor allem weil Veränderungen (bei älteren Menschen oder neurologischen Erkrankungen) meist nur im Alltag sichtbar sind nimmt die Ganganalyse im Alltag eine wichtige Rolle ein. Da im Laborsetting alle Hindernisse vom Alltag entfernt werden können Abweichungen des Gangverhaltens nicht zufriedenstellend erfasst werden. Aus diesem Grund bedarf es neu-er Technologien um die Veränderungen des täglichen Gangverhaltens erheben zu kön-nen.

Deshalb widmet sich diese Arbeit neben den Hintergründen des physiologischen Ganges den Veränderungen des alltäglichen Gangverhaltens (im Laufe des Lebens) bei gesunden Menschen. Abschließend wird die Wichtigkeit der Ganganalyse im Alltag aufgezeigt und die Unterschiede zu Laborbedingungen erläutert.

1.1 Gliederung des aufrechten Ganges

Perry und Burnfield (2010, S.4) veranschaulichen, dass beim Gehen der Körper durch ein sich wiederholendes Bewegungsmuster der Extremitäten vorwärts bewegt, gleichzeitig aber die Standfestigkeit gewahrt wird. Wie Abbildung 1 zeigt, wird der Gangzyklus in eine Standphase und eine Schwungphase gegliedert. Während die Standphase als jener Zeitraum beschrieben wird, in dem der Fuß auf dem Boden verweilt, wird die Schwungphase als Zeitabschnitt beschrieben, in dem sich der Fuß in der Luft befindet, sodass das andere Bein vorschwingen kann.

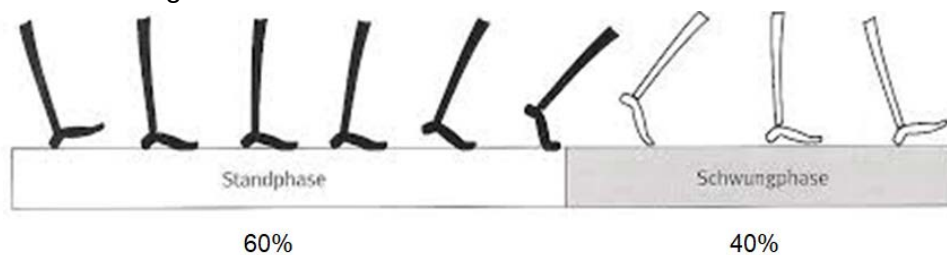


Abbildung 1: Standphase und Schwungphase (modifiziert nach Perry, 2003, S.1)

1.1.1 Die Gangphasen

Götz-Neumann (2011, S.10) beschreibt, dass der Gangzyklus in insgesamt acht Unterphasen gegliedert ist, welche in Abbildung 2 dargestellt werden. Gemeinsam erfüllen sie folgende Aufgaben: die Gewichtsübernahme, den Einbeinstand und das Vorwärtsbewegen des Schwungbeines.

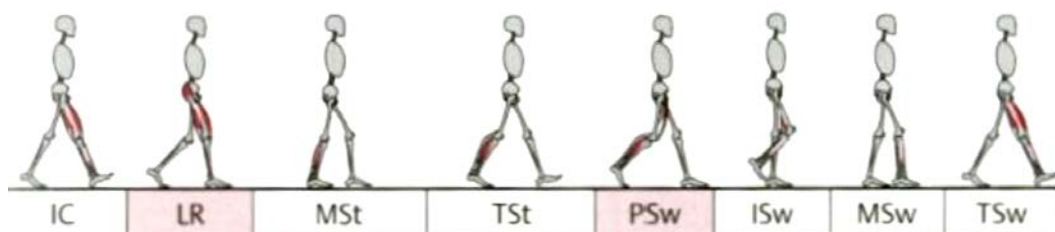


Abbildung 2: Die Gangphasen (Götz-Neumann, 2011, S.77)

Die **Gewichtsübernahme** auf ein Bein erfolgt laut Götz-Neumann (2011, S.11) in der Standbeinphase und wird von den ersten beiden Gangphasen, dem IC und der Stoßdämpfungsphase oder loading response (LR) übernommen.

Die zweite Aufgabe, der **Einbeinstand**, wird durch die mittlere Standphase oder mid stance (MSt), durch die TSt und die Vorschwungphase oder pre-swing (PSw), welche durch das Aufheben der Zehen gekennzeichnet ist, ausgeführt. Perry und Burnfield (2010, S. 13) betonen, dass sich in dieser Phase der Körperschwerpunkt immer weiter nach vorne bewegt.

Das **Vorwärtsbewegen des Schwungbeins** der gegenüberliegenden Seite beendet den Einbeinstand und leitet den Übergang zur Schwungbeinphase ein. Dies passiert durch die initiale Schwungphase oder initial swing (ISw), die mittlere Schwungphase oder mid swing (MSw) und die terminale Schwungphase oder terminal swing (TSw). Gemeinsam sorgen sie für die Schwungbeinvorwärtsbewegung (Götz-Neumann, 2011, S.11).

Im folgenden Kapitel wird der physiologische Gang von erwachsenen Menschen dargestellt und die wichtigsten Weg-Zeit-Parameter beschrieben.

1.2 Der physiologische Gang

Götz-Neumann (2011, S.7f) betont, dass sich Menschen unterschiedlich fortbewegen, also das Gangverhalten nicht immer der ermittelten und beschriebenen Norm entspricht. Dies ist einerseits auf die individuelle Beschaffenheit der Menschen zurückzuführen, andererseits darauf, dass sich der Gang an die gegebenen Verhältnisse adaptieren muss. Beschrieben werden beeinflussende Faktoren für den aufrechten menschlichen Gang und im Zusammenhang damit, unter anderem Körpergröße, Körperbau, Gewicht, Massenverteilung und Umwelteinflüsse.

1.2.1 Normales Gangverhalten von Erwachsenen

Quervain, Stüssi, & Stacoff (2008) beschreiben, dass die Fortbewegung bei gesunden Menschen nach denselben Grundmustern abläuft. Die grundlegenden Gangparameter wurden in der Studie von Oberg, Karsznia und Oberg (1993) bei 233 gesunden Erwachsenen im Alter von 10 bis 79 Jahren untersucht. Die Autoren beschränkten sich auf folgende Parameter: **Gehgeschwindigkeit**, **Schrittlänge** und die **Kadenz**, die sie als grundsätzliche oder einfache Weg-Zeit-Parameter bezeichnen und in der Literatur am häufigsten verwendet werden. Götz-Neumann (2011, S.9f) nennt zusätzlich die **Spurbreite** als einen weiteren wichtigen Weg-Zeit-Parameter.

Gehgeschwindigkeit:

Götz-Neumann (2011, S.20) beschreibt die Geschwindigkeit als die zurückgelegte Distanz pro Zeiteinheit. Durch Änderung sowohl der Länge als auch der Anzahl der Schritte kann sie unmittelbar variiert werden. Darüber hinaus besitzt jeder seine ihm eigene, freie Gehgeschwindigkeit, die laut Perry und Burnfield (2010) bei Erwachsenen durchschnittlich ca. 82-84 m/min beträgt. Ewert (2012) fügt hinzu, dass die durchschnittliche Gehgeschwindigkeit bis zum 75. Lebensjahr 58m/min beträgt.

Schrittlänge:

Es wird zwischen der Einzelschrittlänge (step length) und der Doppelschrittlänge (stride length) unterschieden. Laut Götz-Neumann (2011, S.9) stellt die Schrittlänge den Abstand zwischen dem Bodenkontakt des einen und dem Bodenkontakt des anderen Fußes dar (Siehe Abbildung 3). Die Doppelschrittlänge, auch Gangzyklus genannt, ist als die Länge von 2 Schritten definiert und wird in Metern ausgedrückt. Die normale durchschnittliche Doppelschrittlänge beträgt 1,4m. Wie viel Zeit für einen Doppelschritt benötigt wird, wird als Doppelschrittzeit DSZ (stride time) bezeichnet und in Millisekunden (ms) angegeben. Laut Thaut, McIntosh, Prassas, & Rice (1992) benötigt man dafür im Durchschnitt 1026ms. Sie untersuchten die durchschnittliche DSZ bei 16 gesunden Erwachsenen bei frei gewählter Geschwindigkeit.

Kadenz:

Laut Kirtley (2006, S.19) wird unter der Kadenz (Schrittfrequenz) die Anzahl der Schritte pro Minute verstanden. Der Autor schreibt, dass mit Zunahme der Länge der Extremitäten die Kadenz abnimmt. Der Normbereich der Schrittfrequenz, der je nach Alter, Geschlecht, Beinlänge und emotionalem Zustand variiert, liegt bei 100-130 Schritten/min.

Spurbreite:

Der Begriff Spurbreite (Step width) ist durch die Distanz zwischen rechtem und linkem Fuß definiert und in Abbildung 3 dargestellt. Die Entfernung liegt normalerweise im Bereich von 5-13 cm (Götz-Neumann, 2011, S.9).

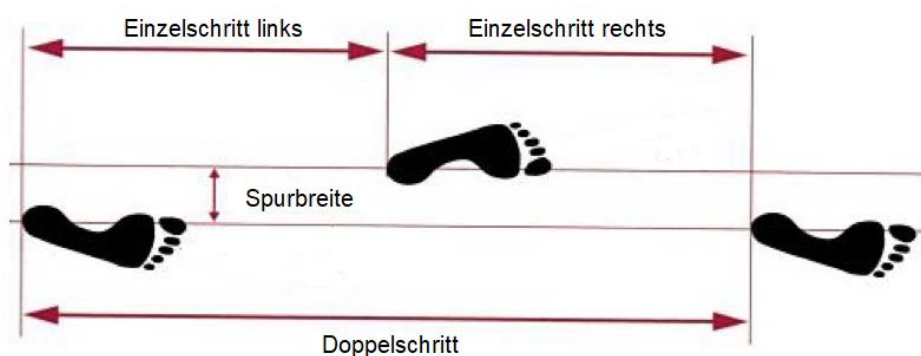


Abbildung 3: Schrittlänge und Spurbreite (modifiziert nach Götz-Neumann, 2011, S.10)

Es gibt verschiedene Messmethoden um die beschriebenen Gangparameter zu messen. Die aktuellsten Analyseverfahren werden im folgenden Kapitel dargestellt.

1.3 Aktuelle Ganganalyseverfahren

Laut (Kirtley, 2006, S.39) können Untersuchungsmethoden, die zur Ganganalyse herangezogen werden, allgemein in objektive Messmethoden und in subjektive Gangbildanalysen unterteilt werden. Unter der **subjektiven Gangbildanalyse** versteht man die eigenen Messmethoden des Therapeuten, wobei hier der visuellen Analyse des Gangmusters große Bedeutung zukommt. Beckers und Deckers (1997) erläutern, dass bei den **objektiven Messmethoden** die Ganganalyse mit Hilfe von Apparaten und technischen Messungen durchgeführt werden. Sie lassen sich in die normale tägliche Ganganalyse nicht gut integrieren, da die Ausführung sehr zeitintensiv und komplex ist. Komplexe Analyseverfahren integrieren: Kraftmessplatten, welche die Bodenreaktionskraft messen, Druckmessplatten, welche Weg-Zeit-Parameter erheben, Winkelmessungen, Videoaufzeichnungen und die Elektromyographie (EMG). Letzteres beschreibt das Messen der Muskelaktivität während des Gehens und ist in Abbildung 5 dargestellt. Den Goldstandard der objektiven Messmethoden stellen 3D Ganganalysegeräte dar. Sie erheben kinetische und kinematische¹ Daten und sind in Rehaeinrichtungen und in vielen Ganglaboren aufzufinden (Beckers und Deckers, 1997).

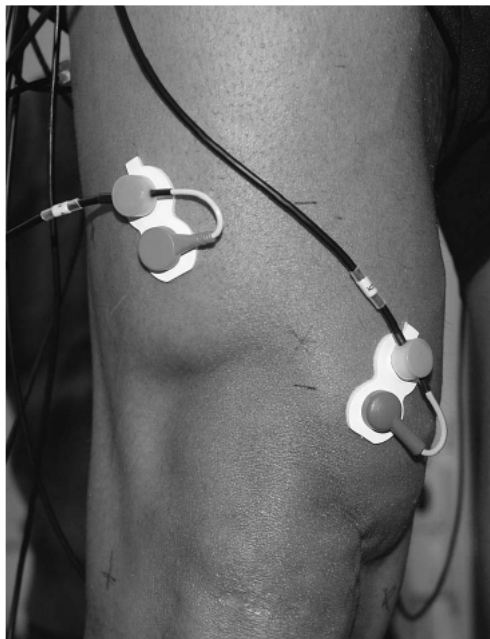


Abbildung 4: Elektroden an der Muskulatur Bachmann et.al (2008)

¹ Kinematik: Beschreibung von Bewegungsabläufen des Ganges
Kinetik: Analyse der auf den Fuß wirkende Kräfte

1.3.1 Alltägliches Gangverhalten vs. Laborbedingungen

Najafi, Khan und Wrobel (2011) merken an, dass bis vor kurzem viele Gangstudien in Ganglaboren, unter Verwendung von kamerabasierten Systemen und Kraftplattformen, durchgeführt wurden. Diese spiegeln jedoch nur die Leistung zu einem bestimmten Zeitpunkt wider. Obwohl diese Systeme klinisch als der „Goldstandard“ akzeptiert werden, beinhalten sie mehrere Einschränkungen. Zum einen ist die Gehstrecke im Labor verkürzt, somit können ProbandInnen ihre Defizite kaschieren oder übertreiben. Zum anderen können die Anforderungen des täglichen Gehens, wie Hindernisse, akustische Ablenkungen, unterschiedliche Untergründe usw. im Labor unzureichend simuliert werden. Außerdem sind die Messplatten im Labor oft sehr schmal, sodass sie nicht dem gewohnten Umfeld der ProbandInnen entsprechen. Neben physischen Störeinflüssen, wie Kabel von Geräten, führen Vogt & Banzer (2005) zusätzlich psychologische Störeinflüsse, wie die stressige Untersuchungs- und Testsituation für die ProbandInnen an. Speziell bei älteren Personen ab dem 60. Lebensjahr zeigen sich erste Veränderungen des Gangverhaltens, die sich vor allem durch Schwierigkeiten in alltäglichen Situationen und Stürze bemerkbar machen. Daher wird nachfolgend auf typische Merkmale des Gangbildes von älteren Menschen eingegangen.

1.3.2 Normales Gangverhalten von gesunden älteren Menschen

Grundsätzlich, so beschreiben Bridenbaugh und Kressig (2011), benötigen ältere Erwachsene mehr Aufmerksamkeit für die motorische Kontrolle beim Gehen. Die ersten altersbedingten Veränderungen des Gehens treten gewöhnlich im Alter von 60-70 Jahren. Laut Butler, Menant, Tiedemann und Lord (2009) sind altersbedingte Unterschiede auf folgende Faktoren zurückzuführen: reduzierte körperliche Fähigkeiten, insbesondere der Kraft der unteren Extremität, Beeinträchtigung der Sinneswahrnehmung, sowie verminderte Balancefähigkeit und erhöhte Sturzangst. Diese Ursachen spiegeln sich nur im Alltag wider und nicht im hell erleuchteten Labor. Beckers und Deckers (1997, S.39f) schreiben, dass das alltägliche Gangverhalten von gesunden älteren Menschen von folgenden Merkmalen gekennzeichnet ist: verringerte Schrittlänge und Schrittfrequenz, reduzierte Gehgeschwindigkeit und vergrößerte Spurbreite. Die Autoren beschreiben, dass diese Faktoren ein erhöhtes Sturzrisiko darstellen. Götz-Neumann (2011, S.9) erklärt, dass die Verbreiterung der Spurbreite sowie die Verkürzung der Schrittlänge helfen das Gleichgewicht während des Gehens zu bewahren. Die reduzierte Schrittfrequenz (Kadenz) führt zu verlängerten Standphasen und dementsprechend zu einer doppelten

Unterstützungsfläche. Bridenbaugh und Kressig (2011) ergänzen dazu, dass bei älteren Personen der Zehenabdruck weniger kräftig ist. Die Studie von Lee, Chang, Choi, Ryu und Kim (2017) untersuchte an 46 ProbandInnen den Unterschied der Weg-Zeit-Parameter Kadenz, Schrittlänge und Spurbreite. Die Ergebnisse zeigen, dass es signifikante Unterschiede ($p < 0,01$) zwischen jüngeren, mittleren und älteren gesunden Menschen gibt (siehe Abbildung 4). Wie sich diese - bereits unter Laborbedingungen - offensichtlichen Veränderungen im Altersgang in herausfordernden Alltagssituationen auswirken, kann im Labor allerdings nur bedingt erhoben werden.

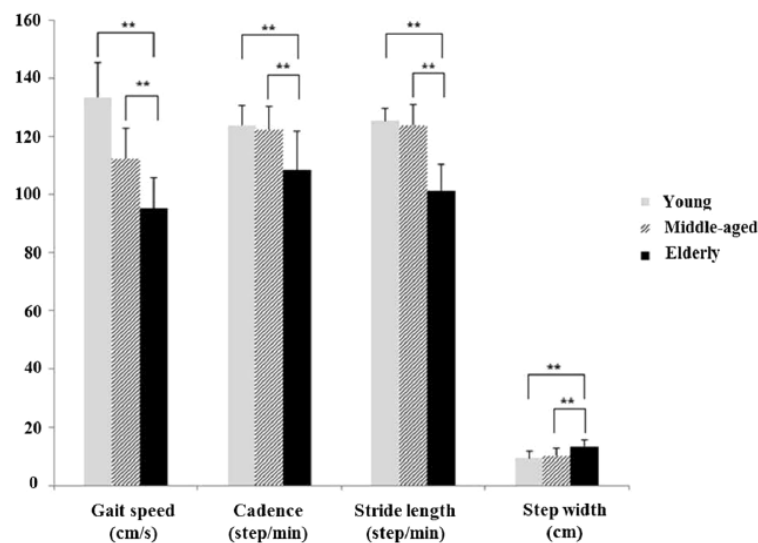


Abbildung 5: Altersbedingte Unterschiede der Weg- Zeit Parameter (Lee u.a., 2017)

Laut Najafi u. a. (2011) hat sich durch den schnellen Fortschritt in der drahtlosen Kommunikation, verbunden mit dem Fortschritt in der Miniaturisierung elektronischer Geräte, vor einigen Jahren eine alternative Technologie der Ganganalyse entwickelt: tragbare Sensoren zur Bewegungsanalyse. Die Vorteile sowie die Herausforderungen dieser Systeme werden im folgenden Kapitel näher erläutert.

1.4 Tragbare Messsensoren

Um die oben beschriebenen Einschränkungen von stationären Geräten zu überwinden haben sich in jüngster Zeit zahlreiche Forschungsgruppen mit der Entwicklung tragbarer Sensoren mit dem Ziel der Bewegungserfassung beschäftigt. Wang, Kim und Min (2018) schreiben, dass tragbare-Smart-Sensoren, wie Einlegesohlen mit Drucksensoren, auf großes Interesse stoßen, da sie eine kontinuierliche Echtzeitüberwachung des Gangs im täglichen Leben ermöglichen. Sie bieten den Vorteil, dass ProbandInnen keine teuren Geräte anschaffen oder ein Ganglabor aufsuchen müssen. Da zurzeit viele der entwickelten tragbaren Geräte noch sehr teuer sind, besteht laut Ginis u.a. (2016) die Herausforde-

rung darin, intelligente Analysesysteme zu erschwinglichen Preisen zu entwerfen. Außerdem sollen sie einfach zu bedienen sein und medizinisches Feedback in einfacher Sprache liefern. Derzeit sind die Systeme oft kompliziert und unverständlich aufgebaut. Wang u.a. (2018) stimmen diesen Aussagen zu und weisen darauf hin, dass aktuell die Ergebnisse tragbarer Sensoren noch nicht die Genauigkeit stationärer Geräte erfüllen. Da viele vorhandene Geräte sperrig und unhandlich sind, schreiben die Autoren, dass die Unauffälligkeit der Geräte die Voraussetzung für das Integrieren von tragbaren Systemen im Alltag darstellt. Außerdem sind viele bisherige Systeme auf den Innenbereich beschränkt. Ziel wäre es, dass Sensoren auch im Außenbereich eingesetzt werden können. Nachfolgend erfolgt ein kurzer Überblick über entsprechende in der Literatur beschriebene Systeme

CuPiD System

Ginis u.a. (2016) untersuchten die Realisierbarkeit und Handhabbarkeit eines tragbaren Systems und seine Wirksamkeit auf den Gang und das Gleichgewicht im Vergleich zu einem herkömmlichen Gangtraining bei 40 Menschen mit Morbus Parkinson. Dabei handelte es sich um ein tragbares System (CuPiD) mit einem Sensor am Knöchel, am Oberschenkel und am Rumpf (Siehe Abbildung 6).

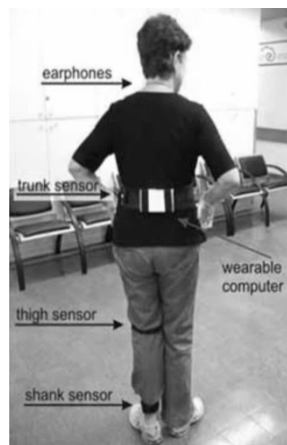


Abbildung 6: CuPiD System (Ginis u.a. 2016)

Die Sensoren waren mit einer App verbunden und die Signale wurden in Echtzeit auf das Smartphone übertragen. Feedback und Hinweise wurden über bereitgestellt Kopfhörer gegeben. Die Ergebnisse zeigen, dass sich beide Gruppen bei den primären Ergebnissen (Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge usw.) verbesserten. Die Gruppe, welche mit dem tragbaren System trainierte, zeigte jedoch signifikant bessere Ergebnisse bei der Balance-

fähigkeit. Außerdem ist zu erkennen, dass die ProbandInnen beim anschließenden Interview eine hohe Benutzerakzeptanz angegeben haben (im Durchschnitt 4 von 5 Punkten).

Smart shoe System bzw. visuelles Kinematik Biofeedback

Byl, Zhang, Coo, & Tomizuka (2015) untersuchten die Wirksamkeit eines beaufsichtigten Gangtrainings mittels schuh-integrierten Sensorsystems auf Gleichgewicht, Haltung und Mobilität von 24 ProbandInnen mit Morbus Parkinson oder Schlaganfall. Sie wurden in eine Interventionsgruppe und eine Kontrollgruppe eingeteilt und trainierten zwei Mal wöchentlich von zu Hause aus. Beide Gruppen absolvierten das herkömmliche Gangtraining. Nur die Interventionsgruppe trainierte zusätzlich mit dem sensorbasierten Feedbacksystem. Das eingesetzte System besteht aus einer sensorbasierten Schuheinlage (a) mit Batterien (b), welche am Außenrand der Schuhe angebracht ist. Außerdem beinhaltet das System Sensoren, welche am Ober- und Unterschenkel angebracht werden (siehe d). Die Ergebnisse zeigen, dass beide Gruppen Verbesserungen bezüglich Mobilität, Kraft und Gleichgewichtsfähigkeit erreichten. Die Kontrollgruppe (mit herkömmlichem Gangtraining) erreichte sogar bessere Ergebnisse im 10m Gehtest, 6m Gehtest und bei Messungen der Kraft. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass ein drahtloses ganganalytisches Rückmeldesystem zu Hause verwendet werden könnte, mit dem Ziel Üben eine selbstständige Korrektur des Gangbilds zu ermöglichen. Die Autoren betonen jedoch, dass die Bereitstellung eines entsprechenden Systems von der Anwesenheit von TherapeutInnen während der Therapie und zur Auswertung der Daten abhängig ist.

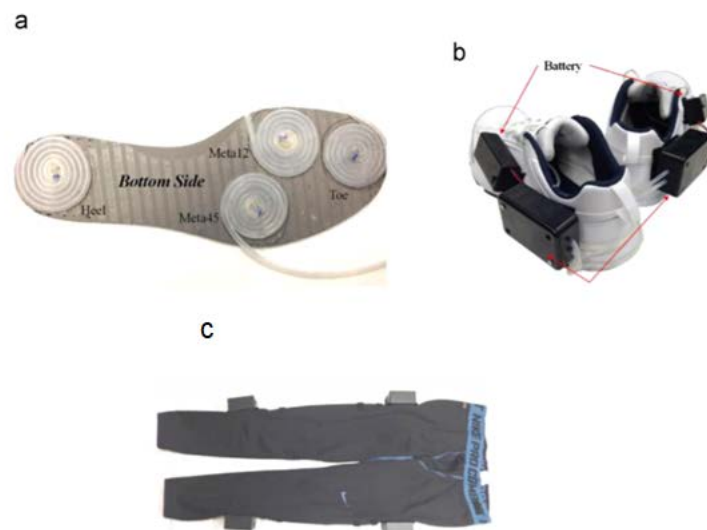


Abbildung 7: Smart Shoe System (modifiziert nach Byl, Zhang, Coo, & Tomizuka (2015))

FooMoov2 Schuh

Diese Studie untersuchte die Verwendbarkeit eines tragbaren Messsystems im Alltag mit dem Ziel die Stand- und Schwungphasendauer und die Schrittzeit bei drei ProbandInnen während des Spazierengehens zu schätzen. Dazu evaluierten Avvenuti u.a. (2018) ein System bestehend aus einem FooMoov2 Schuhpaar und 2 Beschleunigungssensoren (siehe Abbildung 8). Die Sohlen der FooMoov2 Schuhe sind mit 5 Drucksensoren ausgestattet, welche zur Berechnung der ausgewählten Parameter herangezogen wurden. Die beiden Beschleunigungssensoren wurden am unteren Rücken und in einer Hosentasche angebracht. Die ProbandInnen hatten den Auftrag zwei Mal 40m auf einer ebenen Fläche zu gehen. Die dabei gesammelten Daten konnten via Bluetooth auf ein Smartphone übertragen werden. Ziel war es die Ergebnisse von den Drucksensoren der Sohlen und den beiden Beschleunigungsgeräten zu vergleichen. Die Ergebnisse zeigen, dass die genannten Sensorsysteme fast symmetrische Parameter von den Sohlen und den beiden Beschleunigungsgeräten aufzeichneten. Bei allen Parametern lagen Unterschiede unter 50ms vor. Die Autoren bezeichnen diese Ergebnisse als signifikant.



Abbildung 8: Beschleunigungssensoren (links) FooMoov2 Schuhpaar (rechts) (Avvenuti u.a. 2018)

1.5 Wissenschaftliche Relevanz

Wie aus vorangegangenen Ausführungen hervorgeht, bietet die Ganganalyse mit ihren unterschiedlichen Messmethoden ein alltäglich einsetzbares Instrument, um Abweichungen des Gangverhaltens bzw. verändertes Bewegungsverhalten zu erkennen und zu messen (Perry & Burnfield, 2010, S.403). Ihlen u. a. (2018) betonen, dass Stürze bei älteren Menschen vor allem während des täglichen Lebens erfahren werden, am häufigsten beim Gehen oder beim Übergang zum Gehen. Dementsprechend wurde gezeigt, dass Anforderungen des täglichen Gehens wie Hindernisse, akustische Ablenkungen, unterschiedliche

Untergründe usw. im Labor unzureichend simuliert werden können. Gietzelt, Wolf, Kohlmann, Marschollek und Haux (2013) zeigen auf, dass Studien, welche sich mit der Sturzprophylaxe von älteren Menschen befassen, in überwachten Settings stattgefunden haben. Die Menschen tendieren dazu, ihr Verhalten und ihren Gang zu verändern und anzupassen, wenn sie beobachtet werden. Da Abweichungen des Gangverhaltens nur im Alltag aufscheinen kann es vorteilhaft sein den Gang während des Alltags zu beobachten, zu messen und zu interpretieren. Im Gegensatz zur Ganganalyse unter Laborbedingungen gibt es zur Beobachtung im Alltag relativ wenig Literatur. Jene Studien, die sich mit tragbaren Messsensoren beschäftigen vergleichen häufig nur die Sensorsysteme mit herkömmlichem Training. Sie vergleichen sie jedoch nicht mit Messinstrumenten wie Druckmessplatten, die den Goldstandard in der Ganganalyse darstellen.

1.6 Fragestellung und Hypothese

Aufgrund der vorangegangenen Literaturrecherche und den dabei gewonnen Erkenntnissen ergibt sich folgende zentrale Forschungsfrage:

Unterscheiden sich zeitliche Gangparameter, die mittels einer sensorbasierten Einlegesohle (stAPPone) erhoben werden, signifikant von jenen, die durch ein gängiges Verfahren ermittelt werden?

Die Forschungshypothese, welche als Grundlage für die Berechnung der Ergebnisse herangezogen wird, lautet daher:

Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen den erhobenen Weg-Zeit-Parametern von stAPPone und der Zebris Druckmessplatte.

Die Nullhypothese lautet daher: Es besteht kein Unterschied zwischen den Ergebnissen der stAPPone Einlegesohlen und der Zebris Druckmessplatte.

2 Methodik

Im folgenden Kapitel werden das Studiendesign, der Studienablauf und der Studienverlauf vorgestellt, die ProbandInnen näher beschrieben und die Rekrutierung dargestellt. Des Weiteren werden der Ablauf der Messungen, die Instrumente, das Auswertungsverfahren und die statistische Analyse vorgestellt und erläutert.

2.1 Studiendesign und Studienverlauf

Das Studiendesign dieser vorliegenden Arbeit bezieht sich auf eine nicht interventionelle Querschnittstudie. Die unabhängige Variable stellt dabei das Analysesystem (Zebris Druckmessplatte bzw. die Sohlen) dar und die abhängige Variable die ausgewählten Weg-Zeit-Gangparameter.

Es nahmen insgesamt zehn gesunde ProbandInnen an einem Termin im Jänner 2019 an einer ganganalytischen Messung in den Räumlichkeiten des Ganglabors der Fachhochschule St. Pölten teil. Die Messung fand einerseits mittels eines schuh-integrierten drahtlosen Sensorsystems der Firma stAPPone, andererseits mittels der Zebris Druckmessplatte statt. Das Ziel der Studie war es zu untersuchen, ob sich zeitliche Gangparameter, die mittels der Einlegesohle stAPPone erhoben wurden, signifikant von jenen, die mit Hilfe der Zebris Druckmessplatte erhobenen unterscheiden. Im Anschluss wurden die erhobenen zeitlichen Parameter in Microsoft Excel 2007 dargestellt, ausgewertet und analysiert. Die Planung dieser Studie begann im August 2018 und umfasste die Organisation der Schuhsohlen (wurden von der Firma stAPPone zur Verfügung gestellt), einschulendes Personal für die Bedienung der APP und der Druckmessplatte, die Rekrutierung der ProbandInnen und die Raumreservierung des Ganglabors.

2.2 ProbandInnen

Die Kontaktaufnahme und ProbandInnenrekrutierung fand im Jänner 2019 statt und erfolgte durch den Studiengang Physiotherapie der Fachhochschule St. Pölten. Die für die Studie rekrutierten ProbandInnen umfassten zehn Personen, wobei drei männlich und sieben weiblich waren. Sie hatten ein durchschnittliches Alter von 26,1 Jahren und die Spannweite betrug 14 Jahre. Die ProbandInnen wurden darauf aufmerksam gemacht saubere Turnschuhe mitzubringen, welche eventuell etwas größer geschnitten waren als ihre herkömmlichen Schuhe.

Um an der Studie teilnehmen zu können mussten folgende Einschlusskriterien erfüllt werden.

- Allgemeine Gesundheit
- keine Osteoporose der ProbandInnen,
- keine Stürze mit schwerwiegenden Verletzungen der unteren Extremität in den vergangenen 12 Monaten
- Schmerzfreiheit zum Zeitpunkt der Messung
- Keine enormen Abweichungen des Gangbildes (ermittelt durch Sichtbefund vor der Messung)

2.1 Instrumente

Als Messinstrument werden einerseits die Einlegesohlen der Firma stAPPone und andererseits das Zebris FDM System benutzt. Im Folgenden werden beide Geräte beschrieben.

StAPPone wird von einem österreichischen Jungunternehmen produziert und besteht aus einer patentierten Sohle mit Textilsensoren, welche den gesamten Fußabdruck scannen. Zuerst müssen die Sohlen in die Schuhe eingelegt werden und eine Verbindung, zwischen den Sohlen und der App, via Bluetooth, hergestellt werden. Während des Gehens wird das Gangverhalten mittels 12 integrierter Drucksensoren und Beschleunigungssensoren aufgezeichnet. Mit der dazugehörigen App werden die Druckpunkte in Echtzeit auf den Bildschirm gebracht. Anschließend können die gewonnenen Daten per Mail als .csv File versendet und in Excel nachbearbeitet werden. Die Firma versichert, dass die Daten ausschließlich beim Nutzer verbleiben („stappone - The Smartest Insole Ever“, 2018).

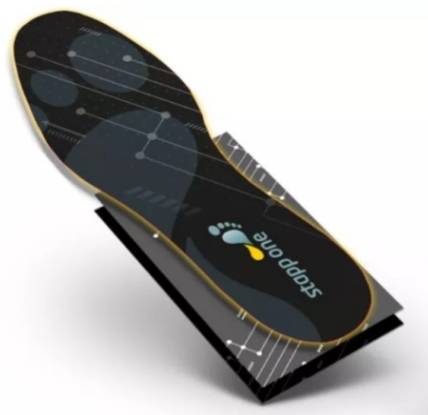


Abbildung 9: stAPPone Einlegesohle²

² <https://walksmart.stappone.com> zuletzt besucht am: 15.03.2019

Die Zebris Druckmessplatte erfasst die dynamische Druckverteilung beim Gehen mithilfe von Drucksensoren. Im Ganglabor der Fachhochschule St. Pölten sind zwei FDM Platten nacheinander geschaltet. Die Abmessung dieser Platten beträgt jeweils 158cm Länge, 60,5cm Breite und 2,5cm Höhe. Eine graphische Darstellung der beschriebenen Platte ist Abbildung 10 zu entnehmen.



Abbildung 10: FDM Kraftverteilungsmesssensorikplatte³

Die Messdurchführung und die Auswertung erfolgen am Computer mithilfe der Zebris FDM Software Suite. Während der/die ProbandIn über die Druckmessplatte geht werden die Messdaten der Sensoren zeitsynchron ausgewertet. Mit einem Mausklick werden die Messergebnisse am Rechner dargestellt und können im Report farbig ausgedruckt werden. Im Auswertereport sind die wesentlichen Gangparameter dargestellt. Hierzu gehören u. a. die Schrittlänge und Schrittbreite, die Stand-, Schwungphase sowie die Kadenz und die Ganggeschwindigkeit („zebris FDM 1.12 Software-Gebrauchsanweisung“, 2015).

2.2 Ablauf der Messungen

Der sachgemäße Aufbau, die Inbetriebnahme und Kalibrierung der Druckmessplatte sowie eine adäquate Raumgestaltung vor Beginn des Eintreffens der ProbandInnen wurde umgesetzt. Zu Beginn der Messabläufe wurde jedem Probanden und jeder Probandin der Ablauf der Messungen genau erklärt und anschließend die Einverständniserklärung unterschrieben, welche im Anhang angeführt ist.

Als ersten Schritt fand die Datenerhebung mit den Einlegesohlen statt. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Schuhe der ProbandInnen frei von Steinen waren, um Verfälschungen der Ergebnisse zu verhindern. Außerdem bekamen die ProbandInnen vor der

³ http://www.velamed.com/wp-content/uploads/Zebris_Druckverteilungsmessplatte_FDM_dtV.pdf
zuletzt besucht am: 12.03.2019

Datenaufzeichnung die Möglichkeit einige Minuten mit den Sohlen zu gehen, um sich an die neue Situation zu gewöhnen. Für die eigentliche Aufzeichnung erhielten die TeilnehmerInnen den Auftrag 10m in einer für sie angenehmen Gehgeschwindigkeit zu gehen. Start und Ziel waren jeweils mit Klebstreifen am Boden gekennzeichnet. Anschließend wurden die Daten via E-Mail als Excel Datei an die Studienleiterin versendet. Als zweiten Schritt fand die Datenerhebung mit der Zebris Druckmessplatte statt. Vor der Datenerhebung füllten die ProbandInnen ein Anamneseblatt aus. Es diente der Studienleiterin zur besseren Übersicht, da Auffälligkeiten während der Durchgänge notiert werden konnten. Genauere Informationen sind dem Dokument im Anhang zu entnehmen. Die ProbandInnen gingen mit denselben Schuhen, jedoch ohne stAPPone Einlegesohlen, so oft über die Druckmessplatte bis sechs korrekte Doppelschritte aufgezeichnet wurden. Sie konnten anfangs drei Mal über die Druckmessplatte gehen und eine für sie passende Gehgeschwindigkeit anzunehmen. Im Anschluss wurden die Daten kontrolliert sowie ein Report erstellt, welcher als Excel Datei abgespeichert wurde.

2.3 Auswertungsverfahren und statistische Analyse

Die Auswertung der Daten und die statistische Analyse wurde mit dem Export der Rohdaten von der Software der Druckmessplatte und der Einlegesohlen in ein Microsoft Excel 2010 Dokument begonnen. Ein weiteres Dokument mit allen, für die Studie relevanten Parametern, wurde erstellt, welches im Kapitel 3 Ergebnisse in der Tabelle 1 ersichtlich ist.

Hätten alle Parameter wie geplant analysiert werden können wäre zur Analyse der gewonnen Ergebnisse das Programm SPSS herangezogen worden. Vor der Auswertung wären die Variablen auf die dafür notwendigen Voraussetzungen geprüft worden. Die Normalverteilung der einzelnen Parameter würde mittels Schiefe und Kurtosis ermittelt werden. Des Weiteren wäre die Normalverteilung mittels Kolmogorov-Smirnov-Test eruiert worden. Da die Anzahl der Gruppe geringer als 15 Personen war und deshalb eine der Voraussetzungen des Tests nicht gegeben gewesen, wäre bei der statistischen Auswertung der nicht parametrische Test „Mann-Whitney-U-Test“ herangezogen werden.

Tatsächlich wurden jedoch die Rohdaten der Sohle mittels eines Matlab coach extrahiert. Dabei handelt es sich um eine kommerzielle Software eines amerikanischen Unternehmens zur Lösung mathematischer Probleme und zur grafischen Darstellung von Ergebnissen. („MATLAB - MathWorks“, 1994)

Aus den gesamten Daten konnten die Zeitdistanz der Initial Contacts (IC) errechnet werden und wurden in ms angegeben. Aus dem Zeitstempel der IC einer/eines ProbandIn wurden die DSZ in ms ermittelt. Für die Berechnungen der DSZ wurden jeweils die Zeitpunkte der IC mit dem nächsten IC subtrahiert. So konnten jeweils die DSZ eruiert werden. Die durchschnittliche DSZ der stAPPone Einlegesohle wurde für die rechte und linke Sohle getrennt voneinander ausgerechnet. Die Zebris Druckmessplatte stellte die Ergebnisse der DSZ automatisch im Report dar. Diese hingegen unterschied nicht bei den Ergebnissen der DSZ nicht zwischen linker und rechter Seite sondern es wurde automatisch der Mittelwert beider Seiten ausgerechnet.

Anschließend wurden die berechneten Daten der Einlegesohlen und der Druckmessplatte in ein Microsoft Excel 2010 Dokument übertragen und jeweils die Mittelwerte berechnet. Die Ergebnisse wurden miteinander verglichen und später graphisch dargestellt.

3 Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der Berechnungen dargestellt. Da durch technische Schwierigkeiten der Sohlen, nicht wie geplant die Einzelschrittzeit (ESZ) erhoben werden konnte, wurden wie oben beschrieben lediglich durch die Zeitstempel der IC, die Doppelschrittzeit (DSZ) ausgewertet.

Ziel der Studie war es festzustellen, ob sich mittels stAPPone erhobene Gangparameter deutlich von jenen, die durch die Zebris Druckmessplatte ermittelt wurden, unterscheiden. Dafür wurden die extrahierten DSZ mit jenen der Zebris Druckmessplatte verglichen. Die durchgeführte Untersuchung ergab keine überzeugenden Ergebnisse. Demnach muss die Nullhypothese klar verworfen werden, welche behauptet, es bestehe kein Unterschied zwischen den Ergebnissen der stAPPone Einlegesohlen und der Zebris Druckmessplatte. Von insgesamt zehn Aufnahmen, die mit der Einlegesohle erhoben wurden, konnten lediglich die Daten einer/eines ProbandIn und hier ausschließlich vom rechten Fuß gewonnen werden. Die Daten wurden dennoch mit jenen, welche mittels Zebris Druckmessplatte erhoben wurden, abgeglichen. Die, für diese Studie herangezogenen Einlegesohlen lieferten nur bedingt verlässliche Daten, auf die im Rahmen der Diskussion noch im Detail eingegangen wird.

3.1 Vergleich der ICs zwischen Zebris und stAPPone

Wie bereits beschrieben konnten von den Rohdaten der stAPPone Einlegesohle die Zeitstempel der IC extrahiert werden. Diese wurden in Millisekunden (ms) angegeben und daraus konnten die DSZ, ebenfalls in ms, errechnet werden. Während bei den DSZ der Einlegesohle zwischen linker und rechter Sohle unterschieden wurde, wurden die Werte der DSZ der Druckmessplatte beider Seiten zusammengefasst. Anschließend wurden die Mittelwerte der DSZ berechnet. Die durchschnittliche DSZ der stAPPone Einlegesohle ergab bei der rechten Sohle 1081,3 ms (SD: 46,5) und bei der linken Sohle 1685,6 ms. (SD: 2.155,1). Diese Ergebnisse sind in Tabelle 1 dargestellt. Die Zebris Druckmessplatte errechnete automatisch den Mittelwert beider Seiten und dieser ergab 1046,67 ms. Der Wert wurde aus dem Report der Zebris FDM Software entnommen und auf 1057ms gerundet (SD: 15). Dieses Ergebnis ist der Abbildung 11 zu entnehmen.

	Rechts	Links
	1140	6052
	1004	-2908
	1060	2884
	1044	2400
	1076	0
	1092	
	1108	
	1048	
	1160	
Mittelwert in (ms)	1081,3333	1685,6

Tabelle 1: DSZ stAPPone in ms

Gait Time Parameters

Zeit Doppelschritt, ms	1047±15
------------------------	---------

Abbildung 11: DSZ Report Zebris Druckmessplatte

Durch das fortwährende Aussetzen der Sohlen konnten keine regelmäßig alternierende Zeitpunkte der IC aufgezeichnet werden. Dies bedeutet, dass nicht wie geplant ein Wert der linken und anschließend ein Wert der rechten Sohle erfasst werden konnte, sondern oft viele aufeinanderfolgende Werte ausschließlich einer Sohle aufgezeichnet wurden.

Da es daher nicht möglich war die ESZ zu erfassen, wurden lediglich die DSZ aufgenommen. Trotzdem konnten von der rechten Sohle zehn sowie von der linken Sohle sechs aufeinanderfolgende IC erfasst werden. Dazu wurden aus zahlreichen Daten zehn passende aufeinanderfolgende Gangzyklen herausgenommen. Aufgrund der unregelmäßigen Aufzeichnung der Sohlen erfolgte dies nicht zufällig, sondern es fand eine gezielte Suche nach passenden Daten gesucht werden, da die Sohlen sehr unregelmäßig aufzeichneten. Tabelle 2 präsentiert, die Werte der linken Sohle nicht zuverlässig sind (siehe -2908). Aus diesem Grund wurden ausschließlich die Daten der rechten Sohle mit den Daten der Druckmessplatte verglichen.

Um zu demonstrieren, dass durch stAPPone nur bedingt verlässliche Daten erfasst werden konnten, wird an dieser Stelle auf die Abb. 12 verwiesen. Die roten Kreuze markieren die IC der jeweiligen Sohle. Es lässt sich erkennen, dass die linke Sohle, im Gegensatz zur rechten, keine gültigen Daten erfasst hat. Diese Grafiken wurden mittels Matlab erstellt, um die IC zu identifizieren.

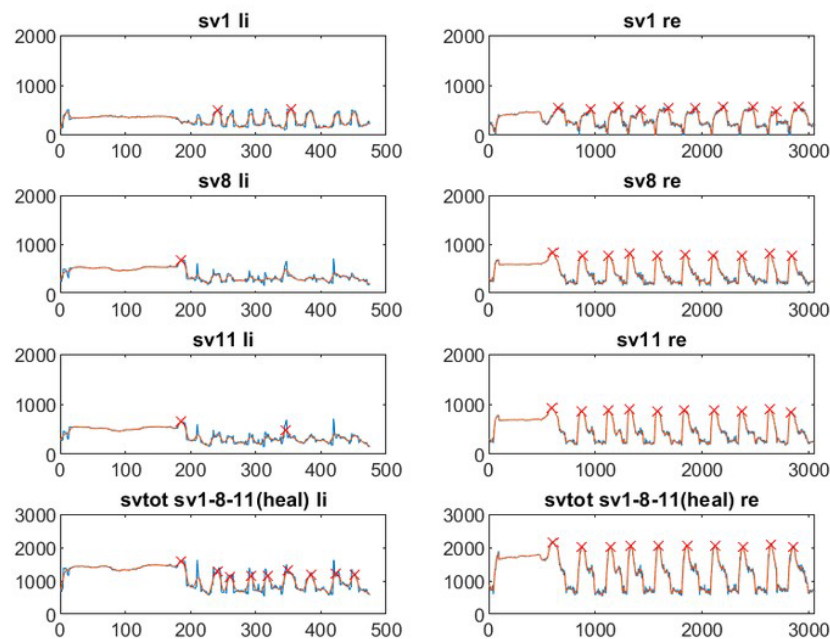


Abbildung 12: stAPPone IC

Da es während der Datenerhebung zur Unterbrechung der Verbindung kam und deshalb die Daten lückenhaft waren, wurden nur die DSZ der rechten Sohle mit den DSZ der Zebris Druckmessplatte verglichen. In Abbildung 13 ist der Vergleich der darauf bezogenen Mittelwerte dargestellt. Der Unterschied der errechneten Mittelwerte beträgt 34,63ms.

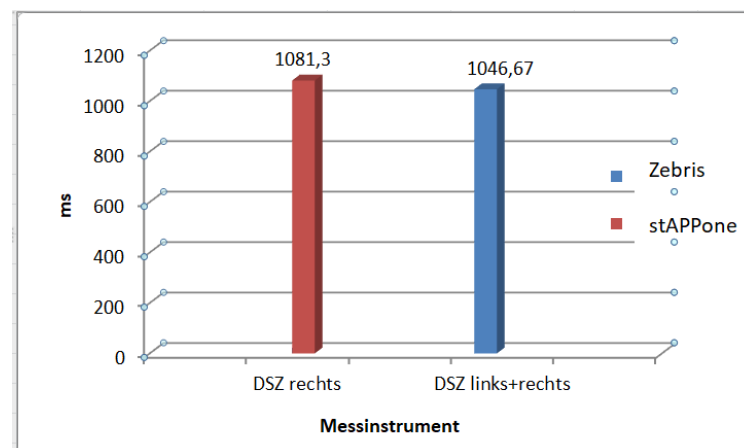


Abbildung 13: Vergleich der DSZ stAPPone und Zebris

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass aufgrund der häufigen Unterbrechung der Verbindung und des spontanen Aussetzens der Sohlen die gewonnenen Werte nicht zuverlässig sind. Die Ungültigkeit der Druckwerte wurde ebenfalls in den Abbildungen demonstriert. Lücken in den Daten bedingten auch den Verzicht der Darstellung von verschiedenen Weg-Zeit-Parametern wie Kadenz, Schrittlänge und Spurbreite. Die Tatsache, dass die Daten von neun aus zehn Personen nicht weiter ausgewertet werden konnten, betont die Dringlichkeit für eine Weiterentwicklung des stAPPone Einlegesystems.

3.2 Subjektive Erfahrungen der TeilnehmerInnen

Während der Datenerhebung konnten, durch Beobachtungen und Gespräche mit den TeilnehmerInnen, Erfahrungen ausgetauscht werden, die im Folgenden dargestellt werden.

Alle ProbandInnen zeigten, während des Tragens der Sohlen, ähnliche Reaktionen die folgende Erkenntnisse ergeben:

- Die Sohlen waren relativ hoch, sodass eine Eingewöhnungsphase notwendig war. Die ProbandInnen gingen deshalb vor der Datenerhebung am Gang auf und ab und nutzten die Zeit, um sich an die neue Situation anzupassen. Die Höhe der Schuhe machte zudem ein Nachschnüren der Schuhbänder erforderlich. Nichtsdestotrotz berichteten alle, dass sie sich rasch damit arrangierten. So konnte bereits nach einigen Minuten mit der eigentlichen Datenerhebung gestartet werden.
- Aufgrund der größeren Schnittform der Sohlen war es von Vorteil, wenn die Schuhgröße um eine Nummer größer ausfiel. Trotzdem stimmten die Schuhgrößen oft nicht miteinander überein. Dies hatte zur Folge, dass einige TeilnehmerInnen ihre Schuhe miteinander tauschten oder die Sohlen individuell mit einer Schere anpassten. Dies erfolgte zwar relativ problemlos, nahm jedoch einige Zeit in Anspruch und bedingte eine Verzögerung in der Datenerhebung.

4 Diskussion

Im folgenden Kapitel werden die gewonnenen Ergebnisse interpretiert sowie die zu Beginn formulierte Fragestellung sowie die aufgestellten Hypothesen diskutiert. Weiters wird die Relevanz der Studienergebnisse anhand von vorhergehenden Studien analysiert. Zusätzlich gilt es zu klären, wie mögliche Abweichungen zustande gekommen sind. Deren Ursachen werden in Kapitel 4.4 beschrieben.

4.1 Interpretation der Ergebnisse

Bereits in der Einleitung wurde auf die Relevanz der Ganganalyse im Alltag und dem Einsatz von tragbaren Sensoren eingegangen. Diese Erkenntnisse führten zur Formulierung folgender zentraler Forschungsfrage: Unterscheiden sich zeitliche Gangparameter, die mittels einer sensorbasierten Einlegesohle (stAPPone) erhoben werden, signifikant von jenen, die durch ein gängiges Verfahren ermittelt werden?

Im Anschluss wurden eine Forschungshypothese und eine Nullhypothese definiert, welche als Grundlagen für die Berechnung der Ergebnisse herangezogen wurden. Zentrales Forschungsergebnis, welches auch zur Beantwortung der oben präsentierten Forschungsfrage herangezogen werden kann, ist, das Bestehen eines signifikanten Unterschieds zwischen den erhobenen DSZ von stAPPone und der Zebris Druckmessplatte gibt. Bei der Interpretation der Ergebnisse muss jedoch beachtet werden, dass ein Großteil an Daten nicht gewonnen werden konnten, oder als lückenhaft und unzuverlässig eingestuft werden müssen. Deshalb muss die Nullhypothese, welche besagt, dass kein Unterschied zwischen den Ergebnissen der stAPPone Einlegesohlen und der Zebris Druckmessplatte besteht, verworfen werden.

Die ausgewerteten Ergebnisse, welche in Kapitel 3 ausführlich beschrieben werden ergaben folgende Erkenntnisse:

1. Grundsätzlich kann gesagt werden, dass die Ergebnisse dieser Untersuchung stark zufallsabhängig sind und dadurch keine allgemein gültigen Aussagen getroffen werden können. Wie oben beschrieben, kam es während der Datenerhebung mit den Einlegesohlen immer wieder zu (technischen) Schwierigkeiten, wodurch lediglich die Daten einer/eines ProbandIn und diese ausschließlich der linken Sohle ausgewertet und verglichen werden konnte. Nachdem in der vorliegenden Studie nicht ausreichend gültige Daten erhoben werden konnten, kann auch die Frage nach der Vergleichbarkeit mit gängigen Verfahren nicht geklärt werden. Somit kann die Aussage von Wang u.a. (2018) nicht widerlegt werden, wonach die Er-

gebnisse tragbarer Systeme nicht die Genauigkeit von stationären Geräten erfüllen und deshalb nicht verglichen werden können.

2. Stellt man die Daten der DSZ der rechten stAPPone Einlegesohle und der Zebris Druckmessplatte gegenüber, lässt sich ein vergleichbarer Wert der Ergebnisse erkennen (1081,3 ms und 1046,67 ms). Vergleicht man die Ergebnisse mit jenen der Studie von Thaut u. a. (1992), welche als durchschnittliche DSZ von Erwachsenen 1026 ms nennen, kann man sagen, dass in diesem Fall die rechte Sohle ähnliche Ergebnisse, wie die Zebris Druckmessplatte zeigt. Dafür muss jedoch, wie bereits erwähnt, gezielt nach passenden Werten gesucht werden, um sie vergleichen zu können. Der Unterschied der errechneten Mittelwerte der DSZ beträgt 34,63ms. An dieser Stelle kann auf die Studie von Avvenuti u. a. (2018) hingewiesen werden. Die Ergebnisse zweier tragbarer Messsysteme unterscheiden sich um weniger als 50ms und werden von den Autoren als signifikant anerkannt. Verglichen mit diesen Erkenntnissen bedeutet das für die vorliegende Arbeit, dass diese Werte ein erstes Indiz dafür sein können, dass die Sohlenkonstruktion generell ähnliche Werte, wie herkömmliche stationäre Geräte, ergeben. Es ist jedoch zu betonen, dass die gewonnen Daten zum jetzigen Zeitpunkt noch nicht stabil genug sind, um das alltägliche Gangverhalten aufzuzeichnen und zu analysieren. Die vorliegende Studie soll zeigen, dass eine Verstärkung der Verlässlichkeit des Systems die Verwendung der Einlegesohlen der Firma stAPPone, um Gangparameter mit jenen von bestehenden Geräten zu vergleichen, bedingen würde. Wie aus den beschriebenen Erkenntnissen hervorgeht, kam es während der Datenerhebung immer wieder zu Schwierigkeiten mit den Einlegesohlen. Welche Herausforderungen zu meistern waren und welche Vor- und Nachteile die stAPPone Einlegesohlen aufwiesen, werden im Folgenden beschrieben und mit vorhergehenden Studien verglichen und diskutiert.

4.2 Positive Aspekte tragbarer Einlegesohlen zur Gangbeurteilung

Bei den Einlegesohlen der Firma stAPPone handelt es sich um ein drahtloses System. Das bedeutet, dass Daten durch Druck- und Beschleunigungssensoren via Bluetooth auf das Smartphone übertragen werden. Dass der Gang nicht durch äußere Störeinflüsse wie Kabel, Marker oder Raumlänge beeinträchtigt wird, ist nach Meinung von Vogt & Banzer, (2005) essentiell. Dadurch können sich BenutzerInnen in ihrem normalen Gangverhalten ungestört fortbewegen. Da die Nutzung von stAPPone unauffällig ist, kann dieses tragba-

re System in den Alltag integriert werden. An dieser Stelle kann auf die Arbeit von Wang u. a. (2018) verwiesen werden, welche ebenfalls betont, dass die Unauffälligkeit von tragbaren Systemen eine Voraussetzung für die Integration im Alltag darstellt.

Zudem besteht durch die stAPPone Einlegesohlen die Möglichkeit das alltägliche Gangverhalten darzustellen, da sie nicht nur die Leistung zu einem bestimmten Zeitpunkt widerspiegeln. Najafi u. a. (2011) kritisieren in ihrer Arbeit, dass viele vorhandene Studien diesen Aspekt außer Acht lassen und betonen, dass in geschaffenen Laborsettings lediglich eine Momentaufnahme des Gangverhaltens aufgenommen wird. Denn Menschen tendieren dazu ihr Verhalten und ihren Gang zu verändern sowie ihre Defizite gezielt zu kaschieren oder zu übertreiben, wenn sie sich beobachtet fühlen. Die stAPPone Einlegesohlen stellen ein drahtloses ganganalytisches Rückmeldesystem dar, welches von BenutzerInnen zu Hause verwendet werden könnte und ihnen erlauben würde sich während des Tragens ungestört fortzubewegen. Dazu werden keine teuren Geräte benötigt und somit wird ein Einsatz im gewohnten Umfeld ermöglicht. Ginis u. a. (2016) beschreiben dies als einen wesentlichen Faktor, um drahtlose Systeme in Zukunft in den therapeutischen Alltag zu integrieren. Die Autoren sehen die Herausforderung darin, intelligente Analysesysteme zu erschwinglichen Preisen zu entwerfen und welche auch einfach zu bedienen sind. Auch letzteres können die Einlegesohlen der Firma stAPPone erfüllen. Die dazugehörige App ist in der Handhabung sehr einfach und die Druckverteilung kann in Echtzeit dargestellt werden. Sie bietet eine gute Visualisierung des plantaren Fußabdrucks (siehe Abbildung 14) mit dem Ziel, Üben eine selbstständige Korrektur ihres Gangs zu ermöglichen.



Abbildung 14: Visualisierung des plantaren Fußabdrucks in der stAPPone App⁴

⁴ <https://walksmart.stappone.com> zuletzt besucht am: 15.03.2019

Ein weiterer positiver Aspekt des Systems ist, dass die Sohlen leicht einsetzbar sind. Sie können individuell angepasst werden und lassen sich in jeden Alltagsschuh integrieren. Da die Sohlen relativ dünn sind und sich ohne großen Aufwand in Schuhe einbringen lassen, werden sie von BenutzerInnen als komfortabel empfunden und als benutzerfreundlich beschrieben. Ginis u. a. (2016) betonen die Handhabbarkeit von tragbaren Systemen und beschreiben sie als eine wichtige Voraussetzung dafür, dass sie von TrägerInnen akzeptiert und in den Alltag integriert werden. Da die Einlegesohlen der Firma stAPPone von den ProbandInnen der vorliegenden Studie als anwenderfreundlich bezeichnet wurden, wird diese Forderung von Ginis u.a. (2016) als gegeben angesehen.

Wie bereits erwähnt sind nicht nur positive Aspekte der Einlegesohlen aufgefallen. Die Schwierigkeiten und Herausforderungen von stAPPone werden im Folgenden beschrieben.

4.3 Verbesserungsbedarf mobiler Einlegesohlen

Perry & Burnfield (2010) schreiben, dass die Anforderung an tragbare Systeme eine längerfristige Aufzeichnung und Analyse des Gangverhaltens des täglichen Lebens darstellt, um längerfristig Stürze von älteren Menschen zu reduzieren. Weiters nennen Wang u.a. (2010), dass tragbare Systeme auch im Außenbereich funktionieren sollten. Beider Anforderungen können die stAPPone Einlegesohlen nicht gerecht werden, denn das stAPPone System gibt einerseits lediglich eine Momentaufnahme des Gangverhaltens wieder und ist andererseits nur auf den Innenbereich beschränkt. Da es im Innenbereich auf ebenem Boden bereits zu Schwierigkeiten kam, kann nicht darauf geschlossen werden, dass das System im Außenbereich funktionieren würde. Aus diesen Gründen kann gesagt werden, dass die stAPPone Einlegesohlen im derzeitigen Entwicklungsstand nicht im Alltag anwendbar sind.

Eine weitere Schwierigkeit stellte die Synchronisation der Daten dar. Durch die große Datenmenge nahm diese sehr viel Zeit in Anspruch und verlief oft sehr unregelmäßig. Es war dadurch eine Herausforderung den Ablauf der Datenerhebung zu planen, da die Synchronisation der Daten einer Gehstrecke von zehn Metern bis zu 45 Minuten dauerte. Dadurch kann gesagt werden, dass sich dieses System nicht für eine rasche Diagnose im Rahmen einer Therapieeinheit eignet. Außerdem wird aufgrund der großen Datensätze für die Speicherung der Daten am Smartphone sehr viel Speicherplatz benötigt. Des Weiteren konnten die Rohdaten nicht direkt verwendet werden, sondern es benötigte eine weitere

Verarbeitung der Messdaten. Für die vorliegende Arbeit mussten sie mittels eines Matlab Coach weiterverarbeitet werden, um die Zeitstempel der IC zu erhalten. Bereits während der Durchführung waren die ProbandInnen auf die Hilfe der Studienleiterin angewiesen. An dieser Stelle kann auf die Arbeit von Byl u. a. (2015) verwiesen werden. Die Autoren betonen, dass auch in ihrer Studie für die Durchführung des Gangtrainings und für die spätere Auswertung der Daten TherapeutInnen notwendig waren.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass stAPPone ein noch nicht ausgereiftes, System darstellt. Durch das spontane Aussetzen der Sohlen stellte sich die Datenerhebung als sehr unzuverlässig heraus. Das Ziel sollte eine wechselnde Datenaufnahme der linken und rechten Sohlen sein, damit anschließend zeitliche Parameter wie Schrittlänge, Kadenz, Einzelschrittzeit, usw. berechnet werden können. Die Verbindung war instabil und wurde immer wieder unterbrochen. Dadurch wurden über mehrere Millisekunden lang nur die Daten einer Sohle aufgezeichnet, was die Gewinnung von lückenhaften Datensätzen zur Folge hatte. Deshalb konnte lediglich der Zeitstempel der IC extrahiert und in weiterer Folge die DSZ ausgerechnet werden. Aus diesem Grund kann dieses System im momentanen Entwicklungsstadium nicht für den therapeutischen oder diagnostischen Bereich geeignet empfohlen werden

4.4 Limitationen

Im Folgenden werden mögliche Fehlerquellen der durchgeführten Untersuchung dargestellt.

Die größten Limitationen der Studie stellten die technischen Schwierigkeiten der Einlegesohlen dar. Durch spontanes Aussetzen der Sohlen konnten keine regelmäßigen Daten gewonnen werden. Da die Verbindung immer wieder instabil war oder unterbrochen wurde, waren die Datensätze lückenhaft und es konnten keine regelmäßigen alternierenden IC aufgezeichnet werden. Zusätzlich stellte die Synchronisation der Daten eine Herausforderung dar, da sie aufgrund der großen Datenmengen sehr unregelmäßig verlief und daher viel Zeit in Anspruch nahm. Aus diesen Gründen war es nicht möglich, wie geplant, die ESZ zu erfassen, sondern es konnten lediglich die DSZ aufgenommen werden. Sowohl die unzureichende Datenaufzeichnung der Sohlen als auch die mangelnde Validität der Druckwerte haben zur Folge, dass durch die Untersuchung keine repräsentativen Ergebnisse erzielt werden konnten.

Aufgrund der Instabilität des Systems mussten viele Daten aus der Studie ausgeschlossen werden und es konnte nicht damit weitergearbeitet werden. Von gesamt zehn Aufnahmen, welche mit der Einlegesohle erhoben wurden, konnten lediglich die Daten der rechten Sohle einer/eines einzigen ProbandIn verwendet werden. Dadurch war die Stichprobe sehr klein und mit einer größeren ProbandInnenanzahl hätte das Ergebnis möglicherweise anders ausfallen können. An dieser Stelle muss wieder die Verlässlichkeit des Systems in Frage gestellt werden. Es fällt schwer aus den gewonnenen Ergebnissen Schlussfolgerungen zu ziehen, da nicht ausreichend viele Daten vorhanden sind, um zu beurteilen ob das stAPPone System grundsätzlich vergleichbare Ergebnisse ergeben würde.

Um optimal vergleichbare Daten zu erhalten, wäre es von Vorteil gewesen die Daten der Zebris Druckmessplatte und des stAPPone Systems gleichzeitig aufzunehmen. Das hätte bedeutet, dass die ProbandInnen mit den Sohlen auf der Druckmessplatte gehen und somit gleichzeitig die Ergebnisse der Messplatte, sowie der Sohlen aufgezeichnet werden. Somit hätte man die gleiche Ausgangssituation für die Aufnahme der Daten schaffen können. In der vorliegenden Studie wurden die Daten hintereinander gemessen und nicht im selben Setting aufgezeichnet. Dies könnte ein Grund dafür sein, dass sich Werte um einige Millisekunden unterscheiden. Dieser Ansatz würde mit den Aussagen von Giezelt u.a. (2013) übereinstimmen, welche betonen, dass ProbandInnen dazu tendieren ihren Gang während überwachter Messsituation anzupassen und somit Abweichungen der Parameter bei jeder Messwiederholung zu erwarten sind.

Dass bei den DSZ der Einlegesohle zwischen linker und rechter Sohle unterschieden wurde, während die Werte der DSZ der Druckmessplatte beider Seiten zusammengefasst wurden, stellt eine weitere Limitation der Studie dar. Die Zebris FDM Software stellte die gewonnenen Weg-Zeit-Parameter in Form eines benutzerfreundlichen Reports dar. Dieser gibt jedoch keine separaten Werte der DSZ für den rechten und linken Fuß aus, was bei weiterführenden Studien durchaus sinnvoll wäre, um gezielte Aussagen über die Genauigkeit der stAPPone Einlegesohlen geben zu können. So konnten die Werte der DSZ nicht optimal miteinander verglichen werden.

5 Zusammenfassung

Gehen gehört zu unserem alltäglichen Leben und scheint oftmals selbstverständlich von-statten zu gehen. Speziell bei älteren Menschen treten eine Vielzahl an körperlichen Veränderungen auf, die das Gangbild beeinflussen.

Da Anforderungen, mit denen das tägliche Gangverhalten konfrontiert wird, im Labor nicht ausreichend simuliert werden können, kommt der Analyse des alltäglichen Gangverhaltens eine wesentliche Bedeutung zu. Obwohl viele Systeme noch nicht ausgereift sind und teilweise noch keine zuverlässigen Ergebnisse liefern, stoßen tragbare Messsensoren auf großes Interesse. Sie bieten die Möglichkeit den Gang in Echtzeit aufzuzeichnen, ohne dass ProbandInnen ein Ganglabor aufsuchen müssen. Sie sollen medizinisches Feedback in einfacher Sprache erhalten, um so Veränderungen des Gangverhaltens zu erkennen und die Möglichkeit zu haben mit Hilfe eines/einer PhysiotherapeutIn daran zu arbeiten.

Das Ziel dieser Arbeit war es zu untersuchen, ob sich zeitliche Gangparameter, die mittels der Einlegesohle stAPPone erhoben wurden, deutlich von jenen, die mit Hilfe der Zebris Druckmessplatte erhoben wurden, unterscheiden. Dafür wurden von zehn gesunden ProbandInnen die Doppelschrittzeiten mittels einer sensorbasierten Einlegesohle der Firma stAPPone und der Zebris Druckmessplatte im Ganglabor der FH. St. Pölten erhoben. Durch technische Schwierigkeiten konnten von insgesamt zehn Aufnahmen, die mit der Einlegesohle erhoben wurden, lediglich die Daten einer/eines ProbandIn und hier ausschließlich jene des rechten Fußes gewonnen und ausgewertet werden. Diese wurden im Anschluss deskriptiv beschrieben. Während der Auswertung der Daten wurde deutlich, dass die vorliegende Studie keine zuverl

lässigen Ergebnisse zur Folge haben wird. Aufgrund der erwähnten Probleme bei der Datenerhebung lässt sich sagen, dass das stAPPone Messsystem noch nicht ausgereift genug ist, da die Daten lückenhaft waren und somit keine aussagekräftigen Ergebnisse aufgezeigt werden konnten. Durch diese Bachelorarbeit zeigt sich, dass es einen signifikanten Unterschied zwischen den DSZ die mittels stAPPone erhoben wurden von jenen, die durch ein gängiges Verfahren (Zebris Druckmessplatte) ermittelt wurden, gibt.

6 Ausblick

Trotz der Schwierigkeiten, die dieses System aufgewiesen hat, wird dem Einsatz von tragbaren Messsystemen zur Ganganalyse zukünftig eine wichtige Rolle zukommen. Werden die bisherigen Überlegungen im Rahmen des Kapitels 4 (Diskussion) mit den Ergebnissen der Studienanalyse verknüpft, so lassen sich daraus folgende Erkenntnisse ableiten:

Grundsätzlich kann festgestellt werden, dass die Erkenntnisse dieser Studie als wesentliche Informationen für spätere und darauf aufbauende Studien fungieren können. Jedoch muss darauf hingewiesen werden dass es einer technischen Weiterentwicklung der Einlegesohlen der Firma stAPPone bedarf, um zukünftig signifikante Daten mit den Einlegesohlen der Firma stAPPone gewinnen zu können. Die vorliegende Studie zeigt, dass in der derzeitigen Entwicklungsphase keine zuverlässigen Ergebnisse zu erwarten sind. Werden die Erkenntnisse dieser Untersuchung weiter ausgebaut, könnte diese Studie, unter Einhaltung der angeführten Limitationen, nochmal durchgeführt werden. Das Ziel der Studie könnte sein, dass verschiedene Gangparameter (Schrittlänge, Ganggeschwindigkeit, Kadenz usw.) von mehreren ProbandInnen verglichen werden. Dazu könnte wieder die Zebris Druckmessplatte herangezogen werden, da sich die genannten Weg-Zeit-Parameter im Report sehr übersichtlich darstellen lassen. Generell tragen Systeme wie die Einlegesohlen der Firma stAPPone großes Potenzial in sich in Zukunft längerfristig im Alltag angewendet zu werden, da diese die Möglichkeit bieten das Gangverhalten im Alltag zu messen und sich ohne optische bzw. körperliche Einschränkungen tragen zu lassen. Das Grundkonzept dieses Systems ist vielversprechend, denn es erfüllt einige Anforderungen an tragbare Systeme, welche die bestehende Literatur beschreibt. Die Nutzerfreundlichkeit und die einfache Bedienung sind ausschlaggebende Faktoren dafür, dass sie von ProbandInnen akzeptiert und somit im Alltag eingesetzt werden können. Die benutzerfreundliche App von stAPPone ist einfach zu bedienen und es gelingt dem/der NutzerIn schnell einen groben Überblick zu erhalten. Weil die Einlegesohlen drahtlos funktionieren, sind sie unauffällig zu tragen. Zudem sind keine teuren Geräte notwendig, um das Gangverhalten aufzuzeichnen.

Als Fazit dieser Forschungsarbeit ist festzuhalten, dass es zwar an Lösungen für die technischen Probleme der Einlegesohlen der Firma stAPPone bedarf, es jedoch durchaus vorstellbar ist, diese zukünftig in der Praxis einzusetzen. Kann eine zuverlässige Daten-

aufzeichnung umgesetzt werden, so können sie in Zukunft auch in der Physiotherapie einen wichtigen Platz einnehmen. Hierzu ist festzuhalten, dass der Einsatz keinesfalls TherapeutInnen ersetzen kann, sondern lediglich als Hilfestellung, für die Behandlung in der Physiotherapie von Menschen mit auffälligem Gangverhalten, eingesetzt werden kann. Hierzu ist festzuhalten, dass der Einsatz der stAPPone Einlegesohlen, keinesfalls als Ersatz von TherapeutInnen durch dieses Gerät, sondern lediglich als Hilfestellung dienen soll, um alltägliches Gangverhalten darzustellen. Tragbare Geräte wie die Einlegesohlen der Firma stAPPone können als Unterstützung in der Sturzprophylaxe im Alltag bei älteren Menschen gesehen werden. Denn wie aus der Einleitung hervorgeht, werden Stürze bei älteren Menschen vor allem während des täglichen Lebens erfahren, am häufigsten beim Gehen oder beim Übergang zum Gehen. Demnach kann zukünftig das stAPPone Einlegesystem auch bei PhysiotherapeutInnen auf großes Interesse stoßen, da es durch seine Praktikabilität im Alltag überzeugen kann. Eine kontinuierliche Echtzeitüberwachung des Gangs in Alltagssituationen wird ermöglicht, Abweichungen des Gangverhaltens aufzeigt und somit möglicherweise der Sturzgefahr, besonders bei älteren Menschen, vorgebeugt. Am untersuchten System ist besonders positiv aufgefallen, dass es Üben eine Möglichkeit bietet eine selbstständige Korrektur ihres Gangs durchzuführen.

Abschließend bleibt unumstritten, dass für eine längerfristige Anwendung dieses Systems noch weiterführende (empirische) Erkenntnisse und darauf bezogene Verbesserungen unabdinglich erscheinen. Nichtsdestotrotz soll das vorhandene Potenzial dieser Systeme für die physiotherapeutische Arbeit immer wieder in Erinnerung gerufen und eine Weiterentwicklung erreicht werden.

7 Literaturverzeichnis

- Avvenuti, M., Carbonaro, N., Cimino, M. G. C. A., Cola, G., Tognetti, A., & Vaglini, G. (2018). Smart Shoe-Assisted Evaluation of Using a Single Trunk/Pocket-Worn Accelerometer to Detect Gait Phases. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 18(11).
<https://doi.org/10.3390/s181113811>
- Beckers, D., & Deckers, J. (1997). *Ganganalyse und Gangschulung: Therapeutische Strategien für die Praxis*. Springer-Verlag.
- Bridenbaugh, S. A., & Kressig, R. W. (2011). Laboratory Review: The Role of Gait Analysis in Seniors' Mobility and Fall Prevention. *Gerontology*, 57(3), 256–264.
<https://doi.org/10.1159/000322194>
- Butler, A. A., Menant, J. C., Tiedemann, A. C., & Lord, S. R. (2009). Age and gender differences in seven tests of functional mobility. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6, 31. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-6-31>
- Byl, N., Zhang, W., Coo, S., & Tomizuka, M. (2015). Clinical impact of gait training enhanced with visual kinematic biofeedback: Patients with Parkinson's disease and patients stable post stroke. *Neuropsychologia*, 79, 332–343.
<https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2015.04.020>
- Gietzelt, M., Wolf, K.-H., Kohlmann, M., Marschollek, M., & Haux, R. (2013). Measurement of Accelerometry-based Gait Parameters in People with and without Dementia in the Field: A Technical Feasibility Study. *Methods of Information in Medicine*, 52(4), 319–325. <https://doi.org/10.3414/ME12-02-0009>
- Ginis, P., Nieuwboer, A., Dorfman, M., Ferrari, A., Gazit, E., Canning, C. G., ... Mirelman, A. (2016). Feasibility and effects of home-based smartphone-delivered automated feedback training for gait in people with Parkinson's disease: A pilot randomized controlled trial. *Parkinsonism & Related Disorders*, 22, 28–34.
<https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2015.11.004>

- Götz-Neumann, K. (2011). *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie* (3. Aufl.). Stuttgart: Thieme.
- Ihlen, E. A. F., van Schooten, K. S., Bruijn, S. M., van Dieën, J. H., Vereijken, B., Helbostad, J. L., & Pijnappels, M. (2018). Improved Prediction of Falls in Community-Dwelling Older Adults Through Phase-Dependent Entropy of Daily-Life Walking. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 10. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2018.00044>
- Kirtley, C. (2006). *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice* (1. Aufl.). Churchill Livingstone: Elsevier Health Sciences
- Lee, H.-J., Chang, W. H., Choi, B.-O., Ryu, G.-H., & Kim, Y.-H. (2017). Age-related differences in muscle co-activation during locomotion and their relationship with gait speed: a pilot study. *BMC Geriatrics*, 17. <https://doi.org/10.1186/s12877-017-0417-4>
- MATLAB - MathWorks. (1994, 2019). Abgerufen 16. März 2019, von <https://www.mathworks.com/products/matlab.html>
- Najafi, B., Khan, T., & Wrobel, J. (2011). Laboratory in a box: Wearable sensors and its advantages for gait analysis. In *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (S. 6507–6510). Boston, MA: IEEE. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091605>
- Oberg, T., Karsznia, A., & Oberg, K. (1993). Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. - ProQuest. Abgerufen 5. April 2018, von <https://search.proquest.com/openview/167db4246610916ed6b682ec0a13a613/1?pq-origsite=gscholar&cbl=48772>
- Perry, J., & Burnfield, J. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function* (2. Aufl.). Thorofare, NJ: Slack Inc.
- Quervain, I. A. K., Stüssi, E., & Stacoff, A. (2008). Ganganalyse beim Gehen und Laufen. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 9.

stappone - The Smartest Insole Ever. (2018). Abgerufen 5. Juni 2018, von

<https://walksmart.stappone.com/>

Thaut, M. H., McIntosh, G. C., Prassas, S. G., & Rice, R. R. (1992). Effect of Rhythmic

Auditory Cuing on Temporal Stride Parameters and EMG Patterns in Normal Gait.

Neurorehabilitation and Neural Repair, 6(4), 185–190.

<https://doi.org/10.1177/136140969200600403>

Vogt, L., & Banzer, W. (2005). Standards der Sportmedizin Ganganalyse. *DEUTSCHE*

ZEITSCHRIFT FÜR SPORTMEDIZIN, 4, 2.

Wang, C., Kim, Y., & Min, S. D. (2018). Soft-Material-Based Smart Insoles for a Gait Mo-

nitoring System. *Materials*, 11(12), 2435. <https://doi.org/10.3390/ma11122435>

zebris FDM 1.12 Software-Gebrauchsanweisung - PDF. (2015). Abgerufen 12. März

2019, von [https://docplayer.org/19683416-Zebris-fdm-1-12-software-](https://docplayer.org/19683416-Zebris-fdm-1-12-software-gebrauchsanweisung.html)

[gebrauchsanweisung.html](https://docplayer.org/19683416-Zebris-fdm-1-12-software-gebrauchsanweisung.html)

A Anhang

Protokoll Zebris Druckmessplatte

Vorname _____

Nachname _____

Geschlecht _____

Alter _____

Schuhgröße _____

Durchgang	Auffälligkeiten