

Aus der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Prof. Dr. med Tim Pohlemann

**Sturzrisikoassessment bei geriatrischen Heimbewohnern
Vorstellung eines neuen sensorbasierten Protokolls**

**Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES**

2021

vorgelegt von: Eduard Witiko Unger
geboren am: 25.11.1995 in München

Tag der Promotion: 08.11.2021

Dekan: Prof. Dr. Michael D. Menger

Berichterstatter: Prof. Dr. Tim Pohlemann

Prof. Dr. Stefan Landgraeber

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	1
Abstract	3
1. Einleitung	4
1.1. Epidemiologie von Sturzereignissen	4
1.2. Folgen eines erhöhten Sturzrisikos	5
1.3. Sozioökonomische Kosten	5
1.4. Der menschliche Gang	7
1.5. Messparameter der Ganganalyse	8
1.6. Risikofaktoren für Sturzereignisse	11
1.7. Ganganalyse als Sturzrisikoerkennung.....	12
1.7.1. Klinische Assessments	13
1.7.2. Sensorik.....	13
1.8. Remote Messprotokoll zur Sturzrisikoerkennung.....	14
2. Zielsetzung.....	16
3. Material und Methoden	17
3.1. Patientenkollektiv	17
3.2. Ganganalyse	17
3.2.1. Klinische Tests zur Gangstabilität.....	18
3.2.2. Ganganalyse mit Hilfe von Sensorik.....	20
3.2.3. Messsohle OpenGo	21
3.3. Sturzerfassung	23
3.4. Statistische Auswertung	24
4. Ergebnisse	25
4.1. Demographie	25
4.2. Deskriptive Statistik	27
4.2.1. Klinische Sturzrisikoassessments.....	27
4.2.2. Messergebnisse Ganganalyse Messsohle Open Go.....	29
4.2.3. Sturzabfrage.....	37
4.3. Vergleichende Statistik.....	37
4.3.1. Klinische Sturzrisikoassessments.....	38
4.3.2. Messergebnisse Ganganalyse Messsohle Open Go.....	38
4.4. ROC Curve Analyse	44

5. Diskussion	50
5.1. Diskussion der Methoden	50
5.1.1. Klinische Sturzassessments.....	50
5.1.2. Ganganalyse	51
5.1.3. Methoden der sensorischen Ganganalytik.....	53
5.1.4. Sturzerfassung	55
5.2. Diskussion der Ergebnisse.....	56
5.2.1. Patientenkollektiv und Untersuchungszeitraum.....	56
5.2.2. Ergebnisse der klinischen Sturzrisikoassessments	57
5.2.3. Ergebnisse der Ganganalyse.....	58
5.2.4. Vorhersagemodell (Sturzrisikoscore).....	61
5.2.5. Vergleich Ergebnisse nach Beobachtungszeit.....	62
5.3. Bewertung der Studie hinsichtlich klinischer Relevanz und Durchführbarkeit	63
5.4. Schlussfolgerung und Ausblick	65
6. Anhang	68
6.1. Abkürzungsverzeichnis	68
6.2. Abbildungsverzeichnis	69
6.3. Tabellenverzeichnis	71
7. Literaturverzeichnis	72
Eidesstattliche Versicherung	83
Danksagung	84
Curriculum Vitae	85
Publikationen und Kongressbeiträge	87

Zusammenfassung

Sturzrisikoassessment bei geriatrischen Heimbewohnern Vorstellung eines neuen sensorbasierten Protokolls

Sturzereignisse im Alter stellen für den Patienten einen hohen individuellen gesundheitlichen Schaden dar. Durch die hohe Anzahl an Sturzereignissen im Alter erfolgt eine erhebliche Mehrbelastung der Sozialversicherungssysteme wie auch der Gesellschaft. Dabei unterliegen Heimbewohner einer weiter erhöhten Morbidität und Krankenhausaufenthaltsdauer. Der Erkennung von Risikopatienten kommt somit eine hohe Bedeutung zu. Eine Sturzrisikoanalyse kann mit Methoden der Ganganalyse erfolgen. Jedoch sind derzeit gängige ganganalytische Verfahren meist nur in medizinischen Zentren mit entsprechender technischer Ausstattung und Expertise etabliert. Für ein alltägliches Routine-Screening sind diese Verfahren nicht praktikabel. Ziel der Arbeit ist es ein auf kabelloser, ambulant einsetzbarer Sensorik basierendes Messprotokoll bezüglich seines prädiktiven Wertes zur Einschätzung des Sturzrisikos in der gewohnten Lebensumgebung von Heimbewohnern zu untersuchen. Ein besonderer Fokus wird auf Überprüfung der praktischen Anwendbarkeit der von Ferne kabellos steuer- und auswertbaren sog. Remote-Messung gelegt, wobei deren Durchführbarkeit und Praktikabilität bewertet werden sollen.

Im Rahmen einer prospektiv beobachtenden Studie wurde bei Heimbewohnern mit einem Alter über 75 Jahren mittels einer einwöchigen, kontinuierlichen Gangmessung im jeweiligen Lebensumfeld (Alltagsbedingungen) mithilfe einer Ganganalysesohle (Moticon GmbH, München) eine individuelle Sturzrisikoanalyse durchgeführt. Zusätzlich erfolgte eine Sturzrisikoeinschätzung anhand von validierten klinischen Tests (Performance Oriented Mobility Assessment - Tinetti, Dynamic Gait Index, Timed Up and Go). Die Sturzereignisse in einem Zeitraum von 6 Monaten vor und 6 Monate nach der Messung wurden den Sturzprotokollen des Heims entnommen. Mittels Korrelation, Mittelwertvergleich und ROC Analyse wurden die Ergebnisse der klinischen Tests mit den Ganganalysedaten verglichen und bezüglich statistisch signifikanter Unterschiede analysiert.

Es konnten 28 Heimbewohner mit einem durchschnittlichen Alter von 88,2 Jahren (range 78,5 – 99,0) in die Studie eingeschlossen werden. Die Messung zeigte gute Akzeptanz und Durchführbarkeit. Mindestens 18 Patienten stürzten mindestens einmal innerhalb der Beobachtungszeit (Faller). Mit dem überprüften sensorbasierten Ganganalyseprotokoll zeigten sich zwischen den Patientengruppen Faller und Non-Faller mehrere auf dem Niveau $p < 0,05$ signifikant unterschiedliche Gangparameter; unter anderem bei der Verschiebung des Druckmittelpunkts während der Standphase in mediolateraler Richtung ($3,8 \pm 3,1$ vs. $-0,3 \pm 2,5$ mm), der Standardabweichung der Verschiebung in mediolateraler ($4,7 \pm 2,6$ vs. $1,7 \pm 0,7$ mm) und anteroposteriorer

Richtung ($25,1 \pm 12,4$ vs. $6,5 \pm 2,8$ mm), sowie der Doppelstützzeit ($0,7 \pm 0,3$ vs. $0,5 \pm 0,1$ s) und der Abweichung der Schwungzeit ($0,2 \pm 0,1$ vs. $0,3 \pm 0,1$ s). Weiter konnten mit Hilfe der statistisch signifikanten Ergebnisse cut-off Werte zur Einteilung in stark und gering Sturzgefährdete entwickelt werden. In den Sturzrisikoassessments mittels klinischer Tests lagen keine Unterschiede zwischen den Gruppen Faller und Non-Faller vor.

Das vorgestellte Messprotokoll erlaubt grundsätzlich zur Ermittlung des Sturzrisikos die Unterscheidung zwischen Patienten mit mindestens einem (Faller) und Patienten ohne (non-Faller) Sturzereignis. Es stellt eine einfach durchzuführende, schnelle wie auch günstige Methode zur Erkennung eines erhöhten individuellen Sturzrisikos dar. Durch die Möglichkeit der Freifelduntersuchung im individuellen Lebensumfeld der Probanden ist das auf Ganganalysedaten einer Schuheinlegesohle basierte Messprotokoll aufwändigeren Untersuchungen in Ganganalyselabors überlegen und im Klinikalltag zur Ermittlung eines Sturzrisikos praktikabel. Durch eine individuelle Sturzrisikoanalyse können Risikobewohnern bereits etablierte Präventionsmöglichkeiten angeboten und so das persönliche Risiko zu stürzen gesenkt werden. Außerdem kann die Methode zur Prüfung der Effektivität von Programmen und Maßnahmen zur Sturzprävention oder von therapeutischen Ansätzen zur Verbesserung der Gangsicherheit eingesetzt werden.

Abstract

Development of a dynamic fall risk profile in elderly nursing home residents: A free field gait analysis based study

Falls of elderly are associated with a significant individual and socioeconomic burden of disease. The morbidity and mortality increase especially in case of nursing home residents. Using gait analysis, it is possible to detect a risk of falling. But today gait analysis is only performed in medical centers like medical universities, not in the patients' own environment. A reliable and early detection of residents at risk is implied to offer specific and individual preventive training. Aim of this study is to show the capability of a free field gait analysis insole to gather significant fall related gait parameters, further, to evaluate its usefulness in determining an individual fall risk.

28 nursing home residents over the age of 75 years were included in an observational study. Over 1 week a continuous gait analysis for each resident was performed by using an open go insole (Moticon GmbH, Munich). At baseline, fall risk was determined with 3 common clinical scores (POMA, DGI, TUG). Over 12 months, 6 months before and 6 after the gait measurement, all fall events were recorded. For statistical testing correlation analysis, average comparison as well as ROC analysis were performed.

28 residents with an average age of 88.2 years (range 78 – 99) participated in the study. 18 residents had at least one fall event. There was no statistically significant link between clinical assessments and fall risk. Moderate to high correlations with a fall risk and differences between fallers and non-fallers were observed. In particular the double support ($0,7 \pm 0,3$ vs. $0,5 \pm 0,1$ s) and the standard deviation of swing time ($0,2 \pm 0,1$ vs. $0,3 \pm 0,1$ s) of fallers were increased. Pressure distribution like standard deviations of displacements of the Center of Pressure in mediolateral ($25,1 \pm 12,4$ vs. $6,5 \pm 2,8$ mm) and anteroposterior ($25,1 \pm 12,4$ vs. $6,5 \pm 2,8$ mm) direction during stance phase was extended in fallers. Differences between fallers and non-fallers as well as cut off values for increased fall risk in the ROC analysis could be determined.

By using the introduced measurement protocol, it is possible to detect high risk patients without any additional office visits or any complex equipment. Based on the presented findings further studies should now investigate the usefulness of prevention measures triggered by gait analysis, the specific risk reduction and the associated personal and socioeconomic advantages.

1. Einleitung

„Megatrends sind zentrale Treiber für die gesamte Lebens- und Arbeitswelt des Menschen“ [116]. Dieses Theorem aus dem Bereich der Soziologie und Zukunftsforschung lässt angewandt auf zwei globale Entwicklungen blicken, welche die Medizin heute – und verstärkt in der Zukunft – prägen und herausfordern werden. Zum einen ist dies die sogenannte „Silver Society“ [129], welche die zunehmende zahlenmäßige Dominanz der über 65-Jährigen in der Gesellschaft umschreibt. Nach den Bevölkerungsvorausrechnungen des UN Department of Economic and Social Affairs wird die Weltbevölkerung bis 2050 auf 9,7 Mrd. ansteigen [130]. Gleichzeitig war in Deutschland mit seiner schrumpfenden Bevölkerung 2018 mehr als jeder Vierte 60 Jahre oder älter (28,0 %) [131]. Dieser Megatrend wird nicht nur familiäre Strukturen, die Politik und alle Versorger, sondern auch die Medizin und das Gesundheitssystem herausfordern. Dies verbindet sich mit dem zweiten Megatrend, dem technischen Fortschritt, der derzeit rasant die Medizin mit neuen Möglichkeiten der Datenakquise und -analyse neu prägt und auch in Zukunft ausrichten wird [3,67]. Der Generation über 60 wird nicht nur eine gesunde Verlängerung des Lebens, sondern dabei vor allem auch die Sicherung der Lebensqualität angeboten werden müssen. Einen erheblichen Anteil daran hat die Gewährleistung der individuellen Mobilität.

1.1. Epidemiologie von Sturzereignissen

Die individuelle Mobilität älterer Menschen wird in hohem Maße von Sturzereignissen und deren Folgen beeinträchtigt. Im Jahr 2014 ereigneten sich in den USA 29 Millionen Stürze [12]. Einer von drei älteren Bürgern über 65 Jahre in den USA stürzte mindestens einmal innerhalb eines Jahrs [47]. Dabei stürzten ältere Frauen häufiger (30,3 %) als gleichalte Männer (26,5 %) [12]. In der über 80 Jahre alten Bevölkerung stürzten 50 %, also jeder zweite, mindestens einmal im Jahr [56]. Für Deutschland werden solche Zahlen noch nicht erhoben, jedoch bestätigen epidemiologische Daten aus den Niederlanden die Übertragbarkeit der amerikanischen Daten auf europäische Länder [9]. Gerade für die ältere Bevölkerung ab 65 Jahren ist das individuelle Sturzrisiko erhöht und die Prävalenz steigt mit dem Alter stetig an [12,47,56]. Somit sind besonders ältere und vor allem sehr alte Personen von Stürzen und deren teils schwerwiegenden Folgen betroffen. Die notwendige Prävention von Stürzen setzt eine Erhebung des individuellen Sturzrisikos voraus. Dies unterstreicht die Bedeutung der Suche nach praktikablen validen Instrumenten zur Sturzrisikoanalyse.

1.2. Folgen eines erhöhten Sturzrisikos

37,5 % der über 65-Jährigen benötigten nach einem Sturz medizinische Betreuung oder waren mindestens einen Tag in ihrer Aktivität eingeschränkt [12]. In dieser Altersgruppe folgte einem von fünf Stürzen eine schwere Verletzung [103]. Von 29 Mio. Stürzen der über 65-Jährigen in den USA mussten im Jahr 2014 2,8 Mio. Patienten in das Krankenhaus eingeliefert werden, wovon 800.000 für mehrere Tage ärztlich versorgt werden mussten [12]. Bei Stürzen in anteriorer und posteriorer Richtung treten am häufigsten Frakturen des Handgelenks auf [90]. Bei Stürzen zur Seite frakturiert am häufigsten das proximale Femur [90]. 90 % der Frakturen des proximalen Femurs resultieren aus Stürzen [50]. Ebenso sind Sturzereignisse die häufigste Ursache für das Erleiden eines Schädelhirntraumas [57]. Gerade bei Älteren, die in Altenheimen wohnen, ist die Morbidität nach einem Sturzereignis weitaus höher als bei in vergleichbarer Situation zu Hause lebenden Personen. So haben sie durchschnittlich ein höheres Alter und mehr Komorbiditäten, die bei gleicher Erkrankung durchschnittlich zu um einen Tag längeren Krankenhausaufenthalten und zu höheren Komplikationsraten führen, sodass im Altenheim Wohnende ein schlechteres Outcome als Gleichaltrige in häuslicher Umgebung haben [18]. In der Folge haben gestürzte Personen im Verlauf eine höhere Mortalität nach einem Sturz als nicht Gestürzte [1]. 2014 starben in den USA 27.000 Personen älter als 65 Jahre an den Folgen eines Sturzereignisses [12]. Für das Jahr 2030 wurden von Houry et al. 2016 für 100.000 Gestürzte ein tödlicher Ausgang prognostiziert (vgl. Abb. 2) [52]. Vor den gerade genannten teilweise schwerwiegenden gesundheitlichen Folgen haben ältere Menschen Angst. Dies wird Fear of Falling genannt und kann in verschiedenen Erhebungen gemessen werden [92]. Fear of Falling ist als eigenständiger Risikofaktor für weitere Sturzereignisse anerkannt [2,125]. Es betrifft zwischen 20 und 85 % der Älteren [92]. Aus einer Angst zu stürzen ändern sich für ältere Personen das Ausmaß an Bewegung, die Zahl und Intensität von Unternehmungen [46] und somit auch die soziale Interaktion. Zusammenfassend verlieren Ältere durch diese Angst und Vermeidung Unabhängigkeit, womit eine Beeinträchtigung der Lebensqualität einhergeht [46].

1.3. Sozioökonomische Kosten

2015 verursachten Stürze, die eine Krankenhausbehandlung nötig machten, in den USA geschätzte 50 Mrd. \$ Kosten für das amerikanische Gesundheitssystem [35]. Die durchschnittlichen Kosten einer Sturz assoziierten Krankenhausbehandlung variierten je nach Schwere der Verletzung [51] und beliefen sich 2008 in den USA im Median auf 11.000 \$ [101]. Dabei vergrößerten sich bei höherem Alter der Patienten die Kosten zusätzlich [128]. Diese Situation wird zukünftig weiter an Bedeutung gewinnen; vor allem für die Gesellschaft, da die Industriestaaten

einem erheblichen demographischen Wandel unterliegen [17,35,79]. So hat sich die Bevölkerung älter als 75 Jahre in den USA von 1980 bis 2008 von 9,9 auf 18,6 Mio. nahezu verdoppelt [101]. Folglich steigt das Durchschnittsalter der Leistungsempfänger der Sozialsysteme stetig an. Damit einhergehend werden die gesamten jährlichen Kosten für die medizinische Versorgung der Folgen im Jahr 2030 in den USA auf 100 Mrd. \$ ansteigen (vgl. Abb. 1) [52].

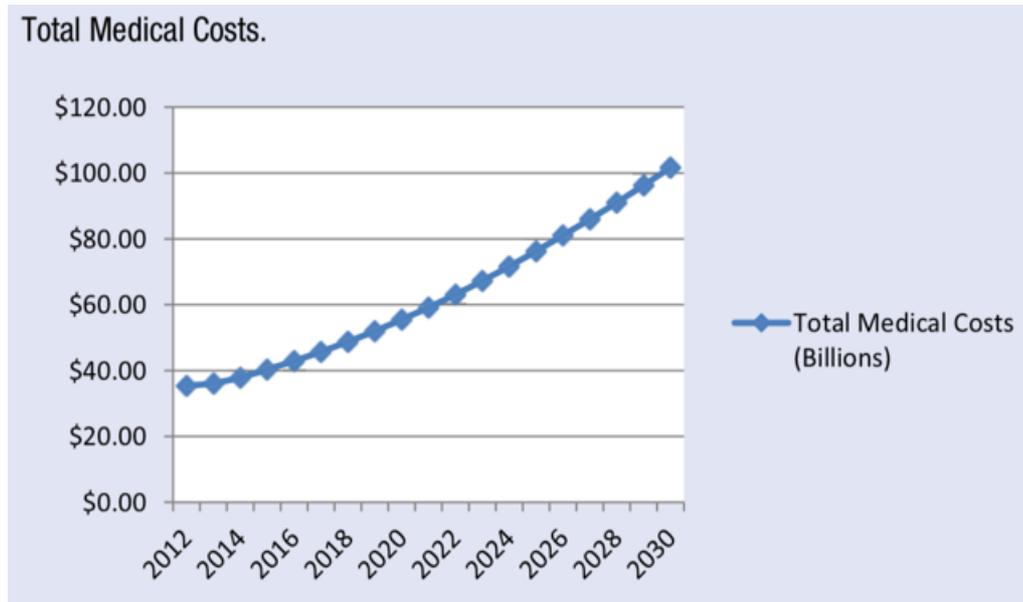


Abb. 1: Kosten von Sturzereignissen für das Gesundheitssystem (USA) (Quelle: Houry et al. 2016)

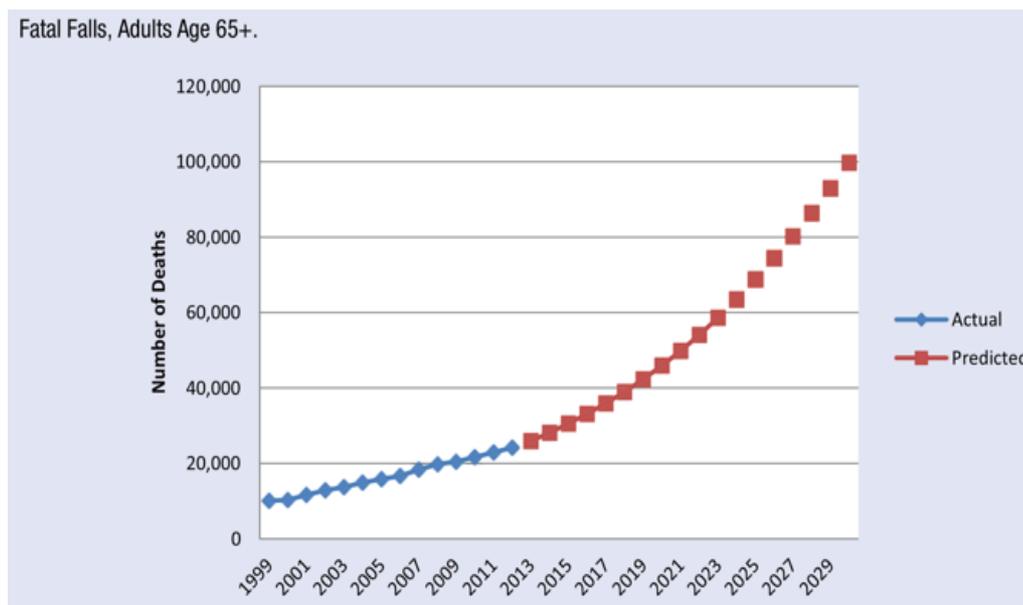


Abb. 2: Sturzereignisse mit Todesfolge Prognose (USA) (Quelle: Houry et al. 2016)

1.4. Der menschliche Gang

Der menschliche Gang setzt sich aus einzelnen Zyklen zusammen. Für die Analyse des Ganges wird meist ein Gangzyklus untersucht. Dieser beschreibt den Vorgang vom ersten Bodenkontakt eines Fußes bis zum ersten Bodenkontakt des gleichen Fußes am Anfang des nächsten Zyklus. Somit umfasst ein Gangzyklus zwei Schritte, einen mit dem rechten und einen mit dem linken Fuß. In Abb. 3 wird der Gangzyklus des rechten Fußes exemplarisch beschrieben. Dabei teilt sich der Zyklus in eine Standphase (stance phase), eine Doppelstützzeit (double support) und eine Schwungphase (swing phase). Etwa 60 % des Zyklus befindet sich der Fuß in der Standphase, die mit dem ersten Bodenkontakt des Rückfußes beginnt (heel strike, initial contact). Daraufhin findet eine Abrollbewegung über die Fußsohle von Rückfuß zu Vorfuß entlang einer individuellen Ganglinie statt (Abb. 5). Die Standphase endet mit dem Abheben des Vorfußes (toe off). Daran schließt sich die Schwungphase, die mit dem Abheben des Vorfußes beginnt und mit dem ersten Bodenkontakt des Rückfußes die nächste Standphase einleitet. Die Schwungphase nimmt etwa 40 % des kompletten Zyklus ein. Jeweils 10 % des Zyklus dauert die Doppelstützzeit, die am Anfang und am Ende der Standphase des jeweiligen Fußes steht. Hier haben beide Füße Bodenkontakt.

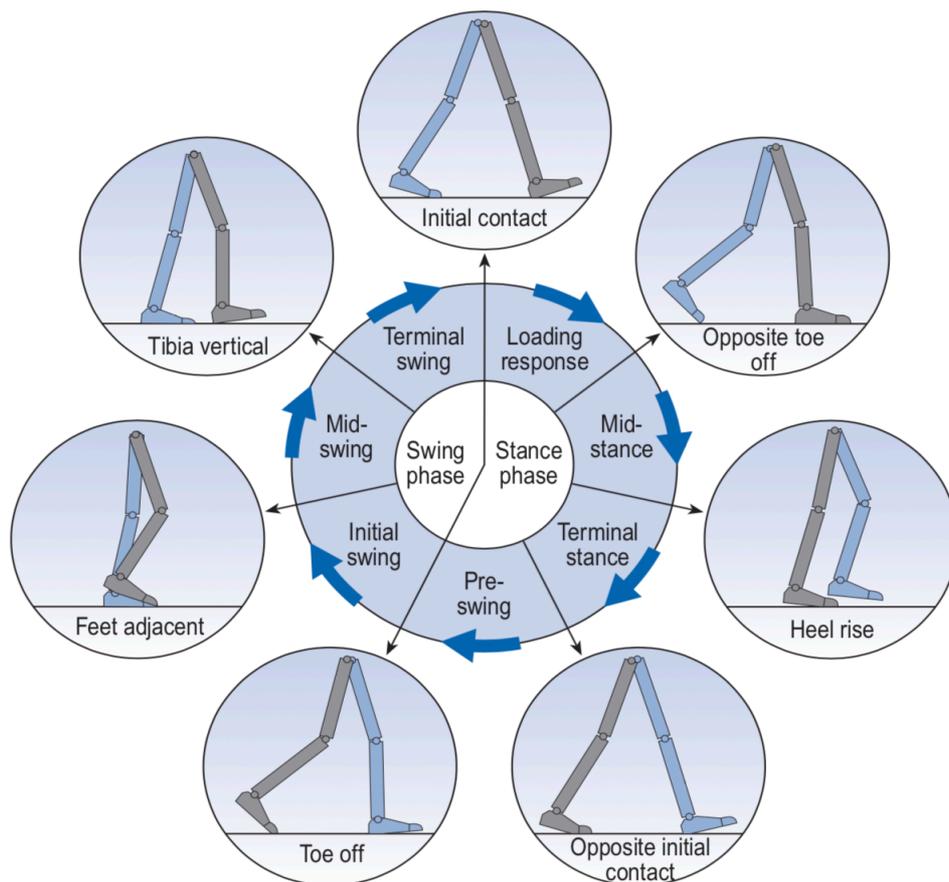


Abb. 3: Ablauf Gangzyklus des rechten Fußes aus Whittle, Michael; Gait analysis: an introduction, 2008

1.5. Messparameter der Ganganalyse

In der Analyse der einzelnen in 1.4 beschriebenen Abschnitte des menschlichen Gangs können alle zeitlichen (spatio-temporalen) Teilabschnitte einzeln gemessen werden. Darüber hinaus ist es möglich die Bodenreaktionskräfte des Gehenden während der Standphase zu erheben. Eine weitere Möglichkeit den Gang zu charakterisieren bietet die Messung des Schwerpunkts (Center of Pressure) des Fußes.

Zeitliche Parameter

Die zeitliche Einordnung des Gangs erfolgt in erster Linie über die Messung der Dauer eines Schritts oder von zwei aufeinanderfolgenden Schritten, was einem Gangzyklus entspricht. Dabei lässt sich die Dauer in Sekunden messen, bei der Aufnahme von mehreren Schritten der Durchschnitt und die Standardabweichung als Angabe für die Variabilität des Gangs. Analog zu der Messung der Dauer eines Gangzyklus kann die Dauer eines Schritts gemessen werden. Bei der Aufzeichnung von mehreren Schritten ermöglicht die Bildung eines Durchschnitts bzw. der

Standardabweichung einen Vergleich zwischen rechtem und linkem Fuß. Als weiterer Vergleichsparameter zwischen verschiedenen Gangmessungen dient die Kadenz. Sie beschreibt, wie viele Schritte pro Minute gegangen werden, und steht mit der Dauer des Gangzyklus über die Formel $\text{Gangzykluszeit (s)} = 120/\text{Kadenz (Schritte/Min)}$ in Zusammenhang. Genauer lässt sich ein Gangzyklus mit Hilfe der Dauer der Standphasen und Schwungphasen des linken und rechten Fußes und der Doppelstützzeit, wenn beide Füße gleichzeitig Bodenkontakt haben, analysieren. Die Standphase wird in Sekunden gemessen und inkludiert für den jeweiligen Fuß den Teil der Doppelstützphase. Die Schwungphase wird ebenso in Sekunden angegeben. Die Doppelstützphase wird als Überschneidung der Standphase von rechtem und linkem Fuß in Sekunden gemessen. Die Zeiten einer aufeinanderfolgenden Schwungphase und Standphase des rechten plus des linken Fußes bilden zusammen die Dauer eines Gangzyklus. Zum Vergleich mehrerer Ganganalysen können jeweils Durchschnitt und Standardabweichungen errechnet werden. Um das Verhältnis von Standphase zu Schwungphase zu analysieren, können zusätzlich zu den absoluten temporalen Werten die relativen Anteile am gesamten Gangzyklus errechnet werden. Zur verbesserten Vergleichbarkeit werden auch hier Durchschnitt und Standardabweichungen gebildet.

Bodenreaktionskraft

Die Bodenreaktionskraft wird in Newton gemessen und hängt in erster Linie von dem Körpergewicht des jeweiligen Probanden ab. Sie wird während der Standphasen für den linken und den rechten Fuß separat gemessen. Es gibt zwei puncta maxima während einer Standphase, das Erste beim ersten Bodenkontakt (heel strike), wenn die Ferse auf dem Boden auftritt, das Zweite am Ende des Abrollvorgangs beim Abdrücken des Vorfußes und Eintritt in die folgende Schwungphase (toe off) (vgl. Abb. 4). Es können die durchschnittlichen Werte der Maxima zu einem Vergleich herangezogen werden. Für eine Berücksichtigung des gesamten Abrollvorgangs in der Standphase kann die durchschnittliche Bodenreaktionskraft während der Standphase errechnet werden und ebenso mit anderen Analysen verglichen werden. Die Bodenreaktionskräfte können für beide Füße separat erhoben werden, wodurch eine Analyse der Belastungssituation des linken im Vergleich zum rechten Bein durchgeführt werden kann [22].

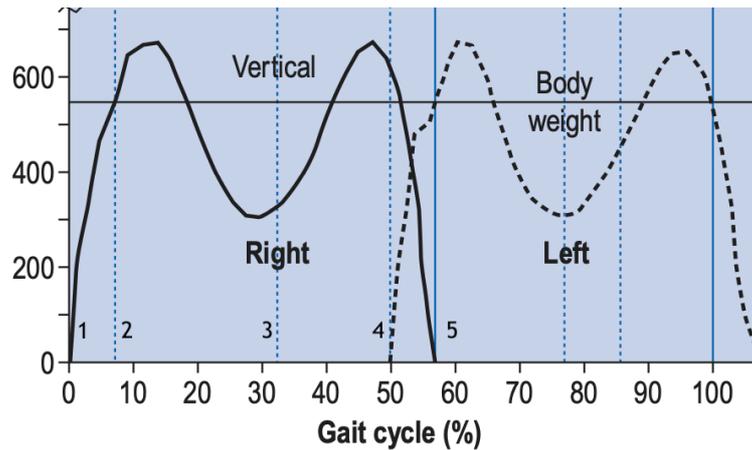


Abb. 4: Bodenreaktionskraft während eines Gangzyklus nach Whittle, Michael; 2008,
 1) Erster Kontakt, 2) links kein Bodenkontakt, 3) anheben des linken Fußes, 4) links erster Kontakt, 5)
 rechts kein Bodenkontakt

Schwerpunkt (Center of Pressure)

Mit Hilfe eines Gyroskops bzw. einer Messung der Kraftverteilung während des Stands kann der Schwerpunkt des gesamten Fußes gemessen bzw. errechnet werden. Die Lage des Center of Pressure (COP) kann in mediolateraler Richtung wie in anteroposteriorer Richtung als Abweichung für beide Füße einzeln beschrieben werden (COP displacement). Während der Standphase bewegt sich der COP vom Punkt des ersten Kontakts am Rückfuß im Zuge der Abrollbewegung über den Mittelfuß zum Punkt des letzten Kontakts am Vorfuß. Die Geschwindigkeit der Lageänderung des COP kann dabei für beide Füße gemessen werden. Dabei bewegt sich der COP auf einer Linie, die als Ganglinie bezeichnet wird. Der Start- und der Endpunkt der Ganglinie entsprechen dem Start und dem Ende der COP Bewegung. Die Start- und Endpunkte können in x- und y-Richtung gemessen werden. Dabei kann die maximale Ausdehnung der Ganglinie in x- (mediolateraler) und y- (anteroposteriorer) Richtung als Fläche bestimmt werden. Je größer dabei die eingeschlossene Fläche ist, desto größer die Abweichung der Ganglinie von einer Geraden. Zusätzlich lässt sich die Standardabweichung der Messwerte nutzen, um die Variabilität der Fußbewegungen zu analysieren.

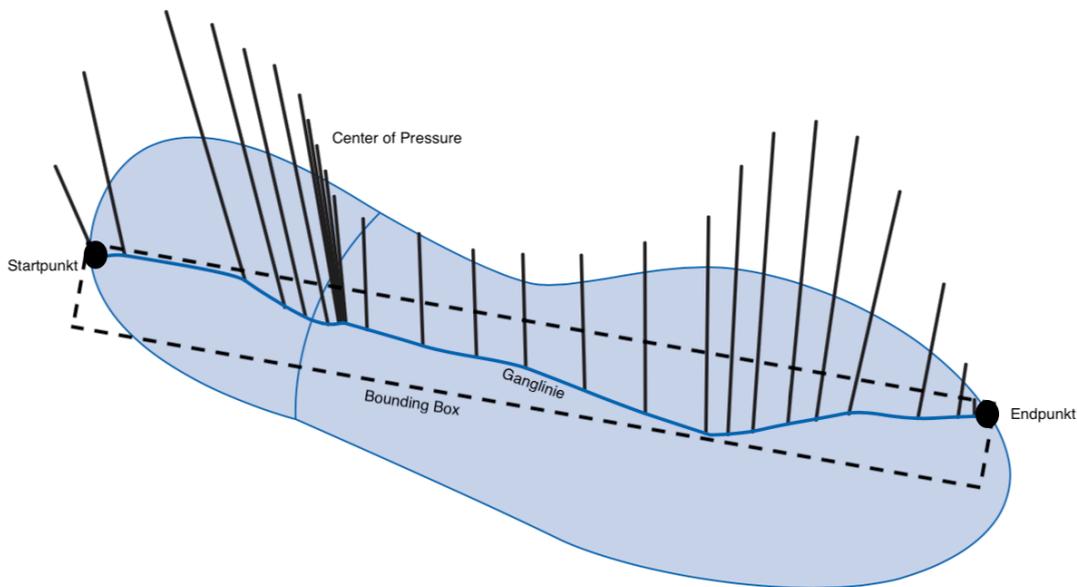


Abb. 5: Ganglinie mit Vektoren für die Bodenreaktionskraft modifiziert nach Whittle, Michael; 2008

1.6. Risikofaktoren für Sturzereignisse

Die Zunahme der Prävalenz von Sturzereignissen in der älteren Bevölkerung kann durch viele verschiedene Faktoren erklärt werden [90]. Die Risikofaktoren für ein Sturzereignis sind auf viele Organe, Organsysteme und Mechanismen des Menschen zurückzuführen. Allen gemeinsam ist, dass die Risikofaktoren im Alter vermehrt auftreten können bzw. deren Prävalenz im Alter erhöht ist. So treten gerade im Alter vermehrt neurodegenerative Krankheiten wie Morbus Alzheimer oder Parkinson auf [2], bei denen die Sturzrate im Vergleich zu gesunden Älteren signifikant erhöht ist [124]. Die Reaktionszeit nimmt altersphysiologisch ab, daher können unvorhergesehene Bewegungen nicht mehr schnell genug ausgeglichen werden [83]. Ältere sehen schlechter und können so Schwellen oder andere Hindernisse nicht gut und schnell genug erkennen [90]. Viele Volkskrankheiten bilden weitere Risikofaktoren bzw. -marker für Sturzereignisse. Beispielsweise häufige Blutdruckschwankungen bei Hypertonikern führen zu vermehrten Stürzen [48]. Mehr als 60 % der Bevölkerung über 60 Jahre sind aufgrund einer arteriellen Hypertonie davon betroffen [132]. Doch auch die Gruppe der Diuretika, eingesetzt als Therapeutika der arteriellen Hypertonie, erhöhen das Sturzrisiko [2]. Ebenso führen orthostatische Hypotensionen zu vermehrten Stürzen [38]. Gerade Ältere müssen bei diversen Komorbiditäten mehrere Medikamentengruppen nebeneinander einnehmen. Diese Polymedikation ist ein weiterer Risikofaktor für ein erhöhtes Sturzrisiko [2]. Viele Veränderungen im Alter sind als physiologisch anzusehen. In

Bezug auf das Gehen und insbesondere die Stabilität des Gangs hat der Zustand der Muskulatur der unteren Extremität und des Rumpfs große Bedeutung. Die Masse der Skelettmuskeln nimmt mit zunehmendem Alter stetig ab (Sarkopenie) [88], sodass ungefähr 50 % der Älteren an Muskelschwäche bzw. Muskelatrophie leiden [6]. Diese steht als Risikofaktor mit Gangschwäche und mit Sturzereignissen unter Älteren im Zusammenhang [36,73]. Weiter bewirkt Muskelschwäche einen geringeren Muskeltonus und beeinträchtigt so die Haltungs- und Gangstabilität [64].

Der häufigste Auslöser, in 53 % der Fälle, für ein Sturzereignis bei älteren Personen ist Stolpern [16]. Dabei spielt neben Faktoren, wie Untergrund und äußeren Einflüssen, der Gang der älteren Zielgruppe eine zentrale Rolle. Denn dieser ist ein bedeutender Risikofaktor für Sturzereignisse [109]. Im Vergleich zu Jüngeren treten auch bei gesunden Älteren häufiger Veränderungen des Gangs auf. Bei gleicher bzw. kleinerer Kadenz (Schritte pro Minute) besteht eine kürzere Schrittlänge als bei jüngeren Vergleichsgruppen [60,77,122]. Eine längere Standzeit [122] und Doppelstützzeit [122] wie auch geringere Kniegelenksexensionen [77] charakterisieren den Gang des älteren Menschen [60,77,122]. Ältere bewegen sich mit einer selbst gewählten niedrigeren Ganggeschwindigkeit als jüngere Vergleichsgruppen [60,77]. Dies dient dazu, die schlechtere Koordination und Stabilität im Stand und im Gehen auszugleichen [60]. Jüngere insbesondere Sporttreibende haben teilweise sogar höhere Inzidenzen zu stürzen, jedoch besitzen Ältere ein weitaus höheres Risiko sich im Rahmen eines Sturzes zu verletzen. Dieses ist unter anderem auf altersphysiologische Veränderungen wie Osteoporose und langsamere Reflexe zurückzuführen [90]. Diese Veränderungen des menschlichen Körpers im Alter werden als das klinische Syndrom „Frailty“ bezeichnet. Nach Fried et al. sind dies Veränderungen und Dysregulationen der physiologischen Prozesse des Körpers, die im Alltag in Ruhe nicht auffallen, jedoch in Stresssituationen klinisch auffällig und einschränkend werden [37]. Diese Personengruppe ist hoch gefährdet ein Sturzereignis zu erleiden [58].

1.7. Ganganalyse als Sturzrisikoerkennung

Eine Analyse des Gangs von Älteren lässt eine individuelle Sturzrisikoerkennung zu [7,15,62,82,96,107,109]. Der Gang als Untersuchungsparameter bietet sich insofern an, da einerseits durch eine eingehende Analyse viele einzelne Eigenschaften quantifiziert werden können [113,123] und andererseits der Gang eng mit Auslösern von Sturzereignissen verbunden ist [16]. Sehr gute Indikatoren für eine vorliegende Sturzgefährdung sind eine Sturzabfrage aus der näheren Vergangenheit in Kombination mit einer Gang- und Standanalyse [40], oder eine Kombination aus einem klinischen Test und einer Ganganalyse mit Hilfe von Sensoren [41], wie sie in der vorgestellten Studie durchgeführt wurde. Bis jetzt hat sich keine Methode zur Sturzrisikoerkennung durchgesetzt [78].

1.7.1. Klinische Assessments

In den vergangenen 30 Jahren wurden verschiedenste klinische Assessments zur Bewertung des Gangs eines Patienten bzw. zur Einordnung dessen Sturzrisikos entwickelt. Der Performance Oriented Mobility Assessment (POMA) Score bzw. Tinetti Test nach Tinetti et al. ist der bekannteste und weiterhin sehr oft eingesetzte Score [108]. Weiter sind der Dynamic Gait Index [97], der Timed Up and Go Test [82], der Berg Balance Test [11], sowie Untersuchungen der Geschwindigkeit und der benötigten Zeit auf einer definierten Gehstrecke häufig eingesetzte Untersuchungen [107]. Dabei liegen die Sensitivitäten bei 68 % für den Tinetti Test, bei 60 % für den Dynamic Gait Index und bei 64 % für den Berg Balance Test [49]. Für den Timed Up and Go Test sind keine Daten zur Sensitivität vorhanden [107]. Der Vorteil dieser Tests liegt in der einfachen Handhabung. Sie sind leicht zu erlernen und mittels Checkliste ohne großes technisches Equipment überall durchführbar. Die Zeit der Testdurchführung ist sehr kurz. Allerdings muss während der gesamten Testdauer eine geschulte Person den Patienten betreuen und die Parameter so objektiv wie möglich erheben. Erfolgreich genutzt wird die Möglichkeit der schnellen klinischen Sturzrisikobeurteilung in den Empfehlungen des Centers for Disease Control and Prevention in den USA. Darin wird jeder Patient über 65 Jahren mittels eines Fragebogens hinsichtlich seines Sturzrisikos gescreent und bei positivem Ergebnis durch den Arzt unter anderem mit Hilfe des Timed Up and Go Tests untersucht [127].

1.7.2. Sensorik

Ganganalyse ist in der Forschung als Beobachtungstool schon seit Jahren etabliert und akzeptiert [123]. Allerdings ist der klinische Einsatz meist großen Zentren wie Unikliniken mit Forschungsanspruch vorbehalten, da Ganganalyse über klinische Assessments hinaus mit großem technischem und finanziellem Aufwand verbunden ist, der in der Primärversorgung von Patienten bzw. Pflegebedürftigen nicht verfügbar ist. Zur Beurteilung von Outcomes und zur Unterscheidung von Patientengruppen ist die Ganganalyse noch nicht als Standard eingesetzt [123]. Derzeit sind in der Sturzrisikoforschung mit Hilfe sensorischer Messinstrumente vor allem die Kraft-/Druckmessplatte auf einer definierten Gangstrecke und das Accelerometer (Beschleunigungsmesser) als Standard etabliert. Unter Zuhilfenahme von Kraft und Druckmessplatten kann auf einer definierten Gangstrecke eine Ganganalyse durchgeführt werden. Dabei werden Schrittlänge, Kadenz, Schwungzeit, Abrollbewegungen und Bodenreaktionskräfte gemessen [115]. Aus diesen Daten können Parameter als Risikomarker für ein höheres Sturzrisiko erfasst werden [62,115]. Eine viel breitere Anwendung in Forschung und klinischer Praxis findet hingegen das Accelerometer [72]. Dabei wird die Beschleunigung dreidimensional aufgezeichnet, sodass aus zwei zueinander rechtwinkligen horizontalen x-, y-Richtungen und einer vertikalen z-Richtung ein

Gangbild sowohl von Gesunden als auch von Patienten errechnet werden kann [95]. Dabei werden ein oder mehrere Messgeräte eingesetzt. Accelerometer können als Verlaufsparemeter und zur Überwachung des klinischen Outcomes genutzt werden [44]. Mit Hilfe von Beschleunigungssensoren wurden erste experimentelle Ansätze zur Sturzrisikobestimmung mittels Ganganalyse entwickelt [7]. Diese wurden mit klinischen Assessments, wie dem Tinetti Test, kombiniert, wodurch eine prädiktive Wahrscheinlichkeit zukünftiger Sturzereignisse ermittelt werden konnte [15]. Somit konnten mögliche Risikomarker für ein Sturzrisiko gefunden werden [15]. Der Vorteil mobiler Ganganalysesysteme liegt in deren geringem Aufwand einer Messung und der Möglichkeit der autarken Messung. Der zeitliche Aufwand zur Installation des Messinstruments liegt bei ungefähr zehn Minuten [95]. Mobile sensorische Ganganalyse ermöglicht eine Erkennung Sturzgefährdeter, wodurch diese Personengruppe herausgefiltert werden kann [96]. Dieser Personengruppe kann spezielle Vorsorge angeboten werden, sodass zukünftige Sturzereignisse vermieden werden können [90].

1.8. Remote Messprotokoll zur Sturzrisikoerkennung

Trotz experimenteller Ansätze hat sich noch keine auf Ganganalyse basierende Messmethode zur Einschätzung eines Sturzrisikos durchgesetzt [78]. Etabliert sind Ganganalysen unter Laborbedingungen [7,15]. Dabei wird der Gang der Teilnehmenden auf einer definierten Wegstrecke in einem Ganglabor der Klinik auf geradem Boden untersucht [69,96]. Auf einer kurzen Wegstrecke kann der Gang untersucht werden, allerdings werden beispielsweise Ermüdungserscheinungen und daraus resultierende Gangveränderungen, wie sie bei Älteren nach längerem Gehen auftreten, nicht berücksichtigt [7]. Mobile Ganganalysesysteme, wie Accelerometer oder Messsohlen, ermöglichen hingegen eine Analyse des Gangs im Umfeld des alltäglichen Lebens der Patienten. Sie eignen sich besser zur Ganguntersuchung als stationäre Systeme [23]. Mobile Sensoren werden vermehrt in der klinischen Forschung wie auch in der Praxis eingesetzt, wodurch der Umgang mit mobiler Sensorik sich immer weiter verbessert und die Qualität der Erkenntnisse, die daraus gewonnen werden können, stetig steigt [45]. So gelingt eine realitätsnahe Abbildung des Gangbilds von untersuchten Patienten [93,117]. Die Ergebnisse vorangegangener Studien zur Erhebung eines Sturzrisikos mit Hilfe von Ganganalyse deuten auf eine hohe Aussagekraft von sogenannten Freifeldmessungen hin [25,44,55]. In der hier durchgeführten Studie wurde daher in Freifeldmessungen der Gang der Teilnehmenden untersucht. Andere vorliegende Studien, die Veränderungen des Gangbilds bei Gestürzten bzw. Sturzgefährdeten untersuchten, haben als Einschlusskriterium ein Alter der Teilnehmenden über 65 Jahren [33,93,117], respektive 60 Jahren [15]. Es existieren keine Daten für eine ältere bis sehr alte Personengruppe. Doch diese ist in einem noch höheren Maß gefährdet zu stürzen. Bei über 80-Jährigen liegt die

Jahresinzidenz zu stürzen bei über 50 % [56]. Daher wurde das Alter mit ≥ 75 Jahren als Einschlusskriterium gewählt. In dem hier vorgestellten neuen Messprotokoll wurden die eingetretenen Stürze nicht direkt von den Teilnehmenden erfragt, da hier von einer möglichen Ungenauigkeit ausgegangen werden konnte. Vergleichbare Studien erhoben die Sturzzahlen entweder in einer Anamnese direkt von den Teilnehmenden, in einem einmaligen Interview [7,15] oder durch monatlichen Telefonkontakt [93]. Hier wurde genutzt, dass die Teilnehmenden alle in einem Altenheim wohnten. In diesem legte die Pflege für jeden Sturz einer Person ein Sturzprotokoll an. Damit sollte die Genauigkeit des Sturz Reportings erhöht werden.

Das vorgestellte Messprotokoll ist sehr einfach anzuwenden, da das verwendete Messinstrument als Einlegesohle mit eingebauter Sensorik angeboten wird. Diese kann in jegliche Schuhe eingelegt werden, sodass kein medizinisches oder sonstiges Fachpersonal für die Inbetriebnahme vor Ort sein muss. Lediglich eine andere Studie verwendete für die Gangmessung zur Sturzrisikoklassifizierung eine Messsohle. Allerdings unterscheidet sich diese Studie in der Verwendung des unterschiedlichen Sohlenmaterials. Im Gegensatz zu der hier verwendeten Sohle handelte es sich bei Di Rosa et al. um einen selbst entwickelten Prototypen [33]. Im Vergleich dazu wurde in dem hier vorgestellten neuen Messprotokoll eine Messsohle verwendet, die bzw. deren Nachfolgemodell in Serie produziert wird und im freien Verkauf erhältlich ist. Die Messsohle lässt sich durch eine Remote Funktion auch zeitverzögert starten, sodass sich Untersuchende und Patienten nicht an einem Ort aufhalten müssten. Aufgrund dieser Unabhängigkeit von einem Ort und von der Verfügbarkeit von medizinischem Fachpersonal sind eine unbegrenzte Erweiterung des Patientenstamms und eine breitere Datensammlung und Datenanalyse möglich. Gerade hinsichtlich zukünftiger Endverbraucher-Anwendungen und weiterer Studien im Feld der Sturzrisikoforschung wird einer Nutzung einer Messsohle insbesondere im Hinblick auf die Durchführung von autarken Messungen ein großer Stellenwert eingeräumt [21,23].

2. Zielsetzung

Es wurden bis jetzt wenige Freifeldmessungen zur Einordnung eines individuellen Sturzrisikos bei älteren Patienten durchgeführt. Gerade die Nutzung einer Einlegesohle als Messinstrument der Ganganalyse ist unzureichend beschrieben. Ziel der Arbeit ist es Gangdaten aus dem Alltag von Heimbewohnern über einen definierten Zeitraum zu erfassen, diese im Anschluss für eine individuelle Sturzrisikoerkennung zu verwenden und in der Folge auf eine mögliche Sturzvorhersagefähigkeit zu testen.

Dabei ergaben sich folgende Forschungsfragen:

Kann anhand signifikant unterschiedlicher Gangparameter ein individuelles Sturzrisiko vorausgesagt werden?

Welche Gangparameter sind zwischen Gestürzten (Fallers) und nicht Gestürzten (Non-Fallers) unterschiedlich?

Können die erhobenen Gangparameter Gestürzte (Fallers) von nicht Gestürzten (Non-Fallers) unterscheiden?

Wie werden die Messung und die Messinstrumente von den Teilnehmenden angenommen?

Wie ist die prädiktive Wertigkeit der Ganganalyse im Vergleich zu klinischen Tests?

3. Material und Methoden

Es wurde ein prospektives Studiendesign gewählt. Die Studie wurde im Altenheim Diakonissen Seniorenzentrum Haus am Schlossberg, Schwesternhaus Straße 9, 66424 Homburg durchgeführt. Das Studienprotokoll sah zuerst eine klinische Untersuchung anhand der Tests zur Gangstabilität Tinetti Test (POMA), Dynamic Gait Index (DGI) und Timed Up and Go Test (TUG) vor. Anschließend erfolgte eine Erhebung der Gangdaten über eine Woche mit Hilfe der Messsohle und eines Beschleunigungssensors. Während eines Zeitraums von 12 Monaten wurden stattgefundenen Stürze und dabei erlittene Verletzungen sowie weitere klinische Daten von allen Teilnehmenden aus den Pflege- und Sturzprotokollen des Altenheims erfasst.

3.1. Patientenkollektiv

In die Studie eingeschlossen wurden Bewohner, die zum Zeitpunkt der Studie ≥ 75 Jahre alt waren und mit oder ohne Gehhilfe mobil sind. Ausschlusskriterien waren eine Schuhgröße außerhalb von 36 - 47 (EU), da hierfür keine passenden Sohlen vorhanden waren. Die Teilnehmenden durften weder an einer den Gang beeinträchtigenden neurologischen Erkrankung noch an einer akuten Verletzung oder an den direkten Folgen einer Verletzung der unteren Extremität leiden. Insgesamt wurden 28 Bewohner und Bewohnerinnen eingeladen, an der Studie teilzunehmen. Alle Personen und, wenn vorhanden, deren gesetzliche Betreuer stimmten der Durchführung der Studie zu. Weiterhin stimmten sie schriftlich der Verwendung von Patientendaten und personenbezogenen Daten zu. Diese wurden ausschließlich für die hier beschriebenen Studienzwecke verwendet. Die Studie wurde von der Ethikkommission der Ärztekammer des Saarlandes genehmigt (Kenn-Nr.: 249/14 und entspr. Erweiterung 11/2017).

3.2. Ganganalyse

Alle Untersuchungen wurden in der häuslichen bzw. heimischen Umgebung der Teilnehmenden durchgeführt, um möglichst Verzerrungen durch ungewohnte Umgebung oder anderen Untergrund zu minimieren. Ziel war es den Gang im Alltag der Studienteilnehmenden zu analysieren.

3.2.1. Klinische Tests zur Gangstabilität

Zusätzlich zu einer ausführlichen Anamnese der Teilnehmer wurden drei anerkannte klinische Tests zur Erfassung der Gangstabilität und des Sturzrisikos durchgeführt.

Tinetti Balance Assessment Tool [108]

Der Test ist unterteilt in einen die Balance mit maximal 16 erreichbaren Punkten und einen den Gang mit maximal 12 erreichbaren Punkten beurteilenden Teil. Somit ergeben sich insgesamt 28 Punkte. Hier wurde ein cut-off Wert von insgesamt 19 erreichbaren Punkten, 10 in der Balance und 9 im Gang, angenommen, unter dem ein erhöhtes Sturzrisiko angenommen werden kann. Die Ergebnisse lassen sich, wie in Tabelle 1 dargestellt, interpretieren.

Dynamic Gait Index

Shumway-Cook et al. beschrieben 1995 den Dynamic Gait Index (DGI) als Tool zur Beurteilung des Gangs und daraus resultierender Fallneigung [97]. Er umfasst acht Aufgaben, die Tätigkeiten aus dem alltäglichen Gang Gesunder simulieren. Bewertet werden die Aufgaben mit 0 (nicht möglich) bis 3 (ohne Einschränkungen). Somit sind insgesamt 24 Punkte erreichbar (Tabelle 2). Dabei wurde ein cut-off Wert, an dem die Sturzwahrscheinlichkeit $> 0,5$ ist, mit 19 Punkten beschrieben [91].

Timed Up and Go Test

Erstbeschrieben durch Podsiadlo et al. 1991 wurde die Mobilität des Studienteilnehmers mit einer dynamischen Aufgabe getestet. Der Patient steht von einem Stuhl mit Armlehne auf, geht drei Meter, dreht um 180° , geht zum Stuhl zurück und setzt sich wieder. Dabei wird die benötigte Zeit gestoppt [82]. In der Literatur werden als cut-off Time 12 bzw. 14 Sekunden genannt [13,99].

Tabelle 1: Sturzrisiko Tinetti Test [108]

Tinetti Tool Score	Sturzrisiko
≤ 18	Hoch
19 – 23	Moderat
≥ 24	Niedrig

Tabelle 2: Dynamic Gait Index [91]

Item		Punktzahl		
1	Gehen auf ebener Strecke 20 m			
2	Gehen mit Tempowechsel 5 m normal, 5 m schnell, 5 m langsam			
3	Gehen mit Kopfdrehung rechts und links			
4	Gehen und nach oben und nach unten schauen			
5	Gehen und Drehung um 180°			
6	Gehen über Hindernisse			
7	Gehen um Hindernisse links und rechts herum			
8	Treppensteigen			
	Punkte gesamt	max. 24 Punkte		

3.2.2. Ganganalyse mit Hilfe von Sensorik

Die Ganganalyse kann in die Teilbereiche spatio-temporale Gangdaten, Drucklastparameter und Druckmittelpunktschwankungen gegliedert werden. Die spatio-temporalen Gangdaten geben die Dauer verschiedener Gangsequenzen des Gangzyklus, wie sie in Abb. 3 und in Abschnitt 1.5 beschrieben wurden, an. Dabei werden die absoluten Zeiten der Standphasen (stance time) und der Schwungphasen (swing time) in Sekunden separat für das rechte und das linke Bein gemessen. Die Zahl der Schritte pro Minute wird als Kadenz erfasst. Dabei ist zu beachten, dass zwei Schritte einem Gangzyklus gleichen. Die Doppelstützzeit (double support time) wird in Sekunden erfasst. Die Drucklastparameter sind die maximale und die durchschnittliche Kraft, die durch den Fuß gegenüber dem Untergrund ausgeübt wird. Der Druckmittelpunkt (Center Of Pressure, COP) ist ein aus den erfassten Gangdaten errechneter Parameter. Schwankungen und die Bewegung des COP während der Standphase bilden eine gute Übersicht über den Zustand des Gangs ab. In der Standphase können der COP bestimmt und dessen Standardabweichung berechnet werden. Während dieser Phase bewegt sich der COP von der Ferse (Rückfuß), dem Bereich des ersten Kontakts (heel strike), über den Mittelfuß zum Vorfuß, dem Bereich des letzten Kontakts (toe off). Dabei bildet der COP eine Ganglinie über den ganzen Fuß. Die Geschwindigkeit, mit der sich der COP entlang der Ganglinie bewegt, wird ebenso erfasst. Die jeweiligen Standardabweichungen des Start- und Endpunkts der Ganglinie werden in x- und y- Richtung gemessen. Um die Ganglinie in ihrer Ausbreitung zu beschreiben, kann eine sogenannte Bounding Box beschrieben werden, welche durch die Ganglinie in mediolateraler und anteroposteriorer Richtung beschrieben werden kann.

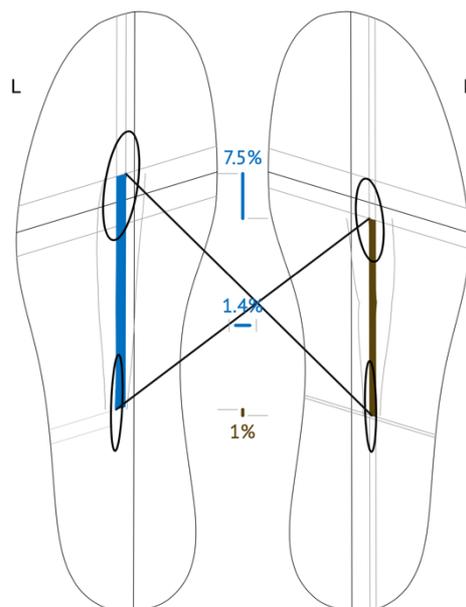


Abb. 6: Ganglinie aus Gait Report

3.2.3. Messsohle OpenGo

Die Ganganalyse wurde mit Hilfe zweier Messsysteme durchgeführt. Bei allen Studienteilnehmern wurde die Gangmesssohle OpenGo Sensor Insole (Moticon GmbH, München) eingesetzt. Die Sohle ist in Dicke und Beschaffenheit vergleichbar mit einer Einlegesohle, wie sie im Leistungs- und auch Breitensport verwendet wird. Sie stellt somit keine Einschränkung des Fußes im Schuh bzw. beim Gehen dar. Sie lässt sich aufgrund ihrer geringen Dicke und ihres Gewichts von 80 g in jeden beliebigen Schuh einlegen und problemlos bei einem Schuhwechsel tauschen. Die Sohle besitzt 13 Drucksensoren, ein 3D Accelerometer und einen Temperatursensor [133].



Abb. 7: Open Go Insole, Moticon GmbH, München

Mit diesen können maximaler Druck, Druckverteilung, spatio-temporale Gangdaten, Gangmuster und -sequenzen gemessen werden. Eine 3,2 Volt Knopfzelle und ein Flashspeicher ermöglichen eine Aufnahmedauer von maximal vier Wochen. Der Download der Daten kann kabellos bzw. über ein USB Datenkabel erfolgen. Braun et al. untersuchten 2015 die Sohle hinsichtlich Validität und Reliabilität im Vergleich mit einer Druckplatte (FDM-S pressure plate, Zebris Medical GmbH) [21].

Die Studienteilnehmenden trugen die Sohle eine Woche lang in ihrem Alltag. Alle Messungen wurden mit einer Samplingfrequenz von 25 Hz aufgenommen. Dabei nahm die Messsohle den Gang im Modus Smart Recording auf. Dieser Modus aktiviert die Aufzeichnung nur dann, wenn Gewicht auf die Sohle einwirkt. Somit werden Messungen von Störsignalen, oder nicht durch Gang ausgelöste Druckwerte minimiert und möglichst nur tatsächliche Gangaktivitäten aufgezeichnet. Die Sohle kann ohne einen weiteren Sensor Gangdaten aufzeichnen und somit autark betrieben werden.

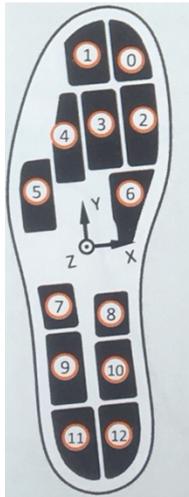


Abb. 8: Sensorverteilung, Open Go Insole, Moticon GmbH, München

Die Auswertung erfolgte über die firmeneigene Software. Mit Hilfe dieser konnten ein Balance- und ein Gait-Report erstellt werden. Der Gait Report umfasst die Druckwerte der einzelnen Sensoren, deren Maxima, Durchschnitt und Standardabweichungen in Newton über jeden Gangzyklus gemessen. Weiter werden sowohl die absolute Dauer der jeweiligen Gangsequenzen in Sekunden als auch deren relativer Anteil am gesamten Gangzyklus als Standzeit, Schwungzeit, Doppelstützzeit, Schrittdauer und deren Standardabweichungen gemessen. Diese Werte werden jeweils für beide Füße einzeln angegeben. Die Software erkennt selbstständig komplette Gangzyklen und analysiert für jeden vollständig erkannten Gangzyklus die spatio-temporalen Gangsequenzen und die Bodenreaktionskräfte. Zusätzlich kann eine virtuelle Ganglinie anhand der Bewegungen der Belastungsintegrale während des Abrollvorgangs gebildet werden. Aus diesen erhobenen Daten konnten durch das Programm arithmetische Mittel, maximale Werte und Standardabweichungen gebildet werden.

Der Balance Report gibt die Veränderungen des Center Of Pressure (COP) während der kompletten Messung an. Dabei werden die Lage des COP in mediolateraler und anteroposteriorer Richtung und deren Standardabweichungen, die Geschwindigkeit des COP auf der Ganglinie und die Fläche, in der sich der COP bewegt, gemessen. Diese Analyse bezieht sich auf die vollständige Messdauer, es wird nicht zwischen Schritten, Stehen oder anderen Belastungen unterschieden.

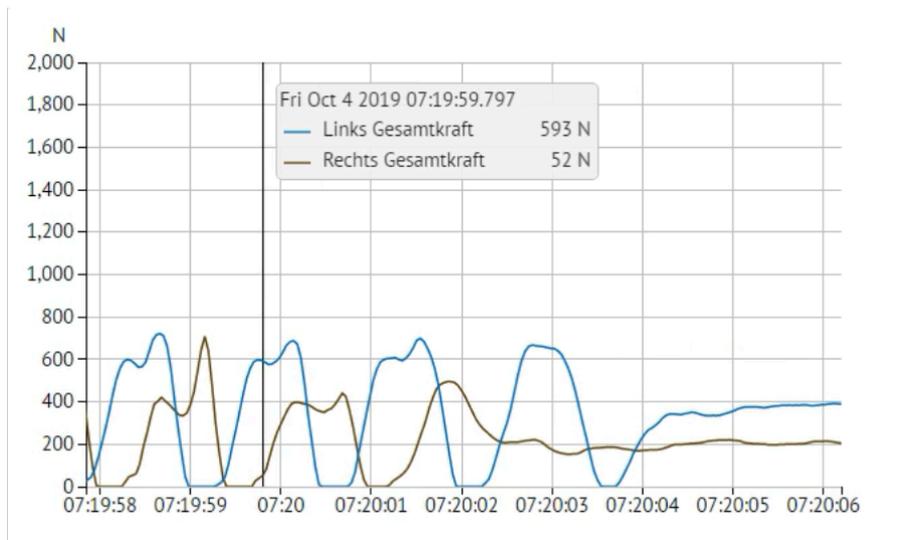


Abb. 9: Bodenreaktionskräfte während Gangzyklus aus Gait Report zum Zeitpunkt 07:19:59,797

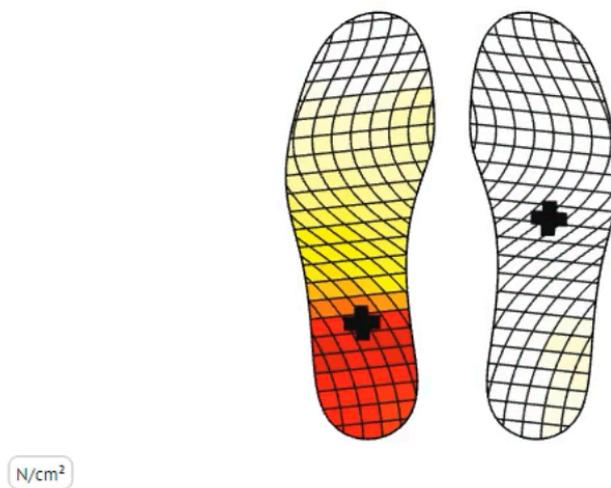


Abb. 10: Ganganalyse Druckverteilung während Gangzyklus aus Gait Report zum Zeitpunkt 07:19:59,797

3.3. Sturzerfassung

Die Stürze des Studienkollektivs wurden innerhalb eines Zeitraums von sechs Monaten vor bis sechs Monate nach Studienbeginn erfasst. Um die in der Literatur beschriebene Ungenauigkeit der Sturzerfassung zu vermeiden [39], wurden die Sturzprotokolle des Altenheims am Schlossberg ausgewertet und mit den von den Teilnehmenden berichteten Sturzzahlen verglichen. Dabei wurden folgende weitere klinische Daten der Teilnehmenden an der Studie analysiert:

Uhrzeit, Ursache, Ort des Sturzereignisses, daraus resultierende Verletzung eingeteilt in leicht, mittel und schwer, vorhandene Gehhilfe, Vorerkrankungen und ein von der Heimpflege erfasstes Sturzrisikoassessment.

3.4. Statistische Auswertung

Die deskriptive Statistik schloss Testung auf Normalverteilung und auf Korrelationen ein. Für die Testung auf Normalverteilung wurde der Shapiro Wilk Test verwendet. Die Korrelationen der klinischen Sturzrisikoassessments wurden mit dem Korrelationskoeffizient nach Pearson berechnet. Des Weiteren wurden die erfassten Stürze mit Hilfe des Korrelationskoeffizienten nach Spearman mit den erhobenen Gangparametern korreliert. Es wurden die gesamten über ein Jahr erfassten Stürze analysiert, weiter wurde eine Unterteilung in vor und nach der Messung erlittene Stürze vorgenommen, sodass die Stürze nach der Messung separat einer statistischen Analyse unterzogen werden konnten. Um Unterschiede der Gangparameter zwischen Fallers und Non-Fallers zu analysieren, wurden für die vergleichende Statistik der t-Test für unverbundene Stichproben und der Mann-Whitney-U-Test herangezogen. Für die Ermittlung von cut-off Werten bei den signifikant unterschiedlichen Gangparametern wurde eine Receiver Operating Characteristics Curve Analysis genutzt. Für die Ermittlung eines cut-off Werts bei den gebildeten Vorhersagemodellen wurde ebenso eine Receiver Operating Characteristics (ROC) Curve angefertigt. Die Ergebnisse sind für $p < 0,05$ signifikant. Für alle statistischen Tests wurde die Software IBM SPSS Statistics 25 (IBM Corporation, Armonk USA) verwendet.

4. Ergebnisse

4.1. Demographie

An der Sturzrisikostudie nahmen insgesamt 28 Bewohnerinnen und Bewohner des Diakonissen Seniorenzentrum Haus am Schlossberg teil. Davon waren 5 Teilnehmer männlich und 23 Teilnehmerinnen weiblich. 22 Teilnehmer konnten mit der Messsohle, 20 mit dem Test nach Tinetti und dem Dynamic Gait Index und 19 mit dem Timed Up and Go Test untersucht werden. 24 Personen benutzten eine Gehhilfe. Von diesen Personen verwendete eine einen Gehstock, 17 nutzten einen Rollator und sechs einen Rollator und einen Rollstuhl. Alle 28 eingeschlossenen Teilnehmenden hatten diverse Vorerkrankungen. Sie wiesen im Durchschnitt 4,9 ärztliche Diagnosen auf (range: 1 – 12, SD \pm 2,56). Am häufigsten litten sie an Herz-Kreislauf-Erkrankungen (24 Patienten), gefolgt von orthopädischen Erkrankungen (20 Patienten).

Der Altersdurchschnitt der Studienteilnehmenden betrug 88,2 Jahre (range 78,5 – 99,0; SD \pm 5,63), der durchschnittliche Tinetti Score betrug 14,9 Punkte (range 7 – 26; SD \pm 4,82). Dabei wiesen 15 eine hohe, 4 eine moderate und 1 Teilnehmer eine geringe Sturzgefährdung auf. Der durchschnittliche Dynamic Gait Index betrug 9,7 Punkte (range 5 – 21; SD \pm 4,33). Somit ließen sich die Teilnehmenden bei einem cut-off Wert von \leq 19 in 19 Sturzgefährdete und einen nicht Sturzgefährdeten einteilen. Der durchschnittliche Timed Up and Go Test betrug 27,5 s (range 15 – 35; SD \pm 6,46). Hier konnten die Teilnehmenden in 11 mit hoher, 4 mit moderater und 4 mit geringer Sturzgefährdung eingeteilt werden.

Die Messsohle wurde durchschnittlich 6,73 Tage getragen (range 1 – 11 Tag; SD \pm 1,8). Von 22 mit der Messsohle gemessenen Teilnehmenden konnte bei 19 ein Balance Report und bei 18 ein Gang Report erstellt werden. Somit wiesen die Teilnehmenden eine Compliance von 81,8 % vor.

Innerhalb eines Zeitraums von sechs Monaten vor und sechs Monaten nach der Messung (insgesamt 12 Monate) ereigneten sich 40 Sturzereignisse (range 0 – 8; SD \pm 1,93), davon 13 vor dem Messereignis und 27 nach der Messung. Von 28 Teilnehmenden stürzten 18 Personen (Fallers). 10 Personen stürzten in diesem Zeitraum nicht (Non-Fallers). Die Gruppe „Fallers“ kann in 11 Personen, die einmal stürzten und in 7 Personen, die mehrfach stürzten, unterteilt werden. Aufgrund der in den 6 Monaten nach der Messung erhobenen Stürze konnten 13 Personen der Gruppe Fallers zugeordnet werden. Dabei stürzten 8 Personen einmal und 5 Personen mehrfach. Von insgesamt 40 Sturzereignissen passierten die meisten (29) im gewohnten Lebensumfeld also im eigenen Zimmer, 7 in anderen Räumlichkeiten des Altenheims und 4 im Freien bzw. in der Öffentlichkeit. Bei 21 Stürzen traten Verletzungen auf. Diese ließen sich in 12 leichte (Person ist verletzt, keine Arzt- oder Krankenhausbehandlung nötig), 5 mittlere (Person ist verletzt und zur

Kontrolle im Krankenhaus, ohne Befund) und vier schwere Verletzungen (Person ist verletzt und es bedarf chirurgischer Intervention) einteilen. Bei 19 Stürzen gaben die Betroffenen als Sturzgrund Gangschwierigkeiten (Koordinationsprobleme), bei 10 Stürzen einen rutschigen Untergrund, bei 6 Stürzen Kreislaufschwäche und bei 5 Stürzen Gleichgewichtsprobleme an.

Tabelle 3: Demographie

		Durchschnitt	Std	Range
Alter		88,2	± 5,63	78,5 – 99
Vorerkrankungen		4,9	± 2,56	1 – 12
Tragedauer Sohle in d		6,73	± 1,79	1 – 11
Stürze gesamt	40	1,43	± 1,93	0 – 8
Stürze nach Messung	27	0,96	± 1,64	0 – 7
Fallers	18	1,65	± 2,06	1 – 8

Tabelle 4: Klinische Sturzrisikoassessments

	Durchschnitt	Std	Range	Sturzgefährdung	
Tinetti Test	14,9	± 4,82	7 – 26	15 Hoch	4 Moderat
Dynamic Gait Index	9,7	± 4,33	5 – 21	19 Hoch	0 Moderat
Timed Up and Go Test in s	27,5	± 6,46	15 – 35	11 Hoch	4 Moderat

Tabelle 5: Sturzereignisse nach Grund, Ort, Verletzung

Sturzgrund	Koordination	Ausgerutscht	Kreislauf	Gleichgewicht	Gesamt
	19 (47,5 %)	10 (25,0 %)	6 (15,0 %)	5 (12,5 %)	40 (100 %)
Sturzort	Zimmer	Altenheim	Im Freien		
	29 (72,5%)	7 (17,5 %)	4 (10,0 %)		40 (100 %)
Verletzung	Leicht	Mittel	Schwer		
	12 (57,2 %)	5 (23,8 %)	4 (19,0 %)		21 (52,5 %)

4.2. Deskriptive Statistik

Verschiedene statistisch signifikante positive und negative Zusammenhänge konnten zwischen klinischen Tests, Gangparametern und Stürzen festgestellt werden. Alle signifikanten korrelierenden Gangparameter sind in den Korrelationstabellen nach Spearman aufgeführt (siehe: Tabelle 6, Tabelle 7).

4.2.1. Klinische Sturzrisikoassessments

Um die Erhebung der drei verwendeten Sturzrisikoassessments zu validieren, wurde die jeweilige Korrelation der einzelnen Tests analysiert. So korrelierte der Tinetti Test positiv mit dem Dynamic Gait Index (DGI: $r_s = 0,823$, $p < 0,01$) und negativ mit dem Timed Up and Go Test (TUG: $r_s = -0,783$, $p < 0,01$) (Abb. 12). Daraus folgt, dass bei höherer Sturzgefährdung bzw. bei einem niedrigeren Wert im Tinetti Test der Dynamic Gait Index ebenso einen niedrigeren Wert einnimmt und somit eine höhere Sturzgefährdung aufzeigt. Im Gegensatz dazu nimmt der Timed Up and Go Test bei höherer Sturzgefährdung einen ebenso erhöhten Zeitwert an und korreliert somit negativ mit dem Tinetti Test. Ebenso korrelierten Dynamic Gait Index und Timed Up and Go Test negativ miteinander (DGI, TUG: $r_s = -0,661$; $p < 0,01$) (Abb. 11). Somit wurde durch einen niedrigeren Wert des Dynamic Gait Index bzw. einen höheren Wert des Timed Up and Go Tests ein höheres Sturzrisiko klassifiziert.

Weiter korrelierten sowohl der Dynamic Gait Index als auch der Timed Up And Go Test mit der Benutzung einer Gehhilfe. So spricht ein niedrigerer Wert des Dynamic Gait Index, also eine größere Sturzgefährdung für die Benutzung einer unterstützenden Gehhilfe (DGI: $r_s = -0,561$; $p < 0,05$). Eine positive Korrelation bestand bei Verwendung des Timed Up and Go Tests (TUG: $r_s = 0,523$; $p < 0,05$) (Abb. 13).

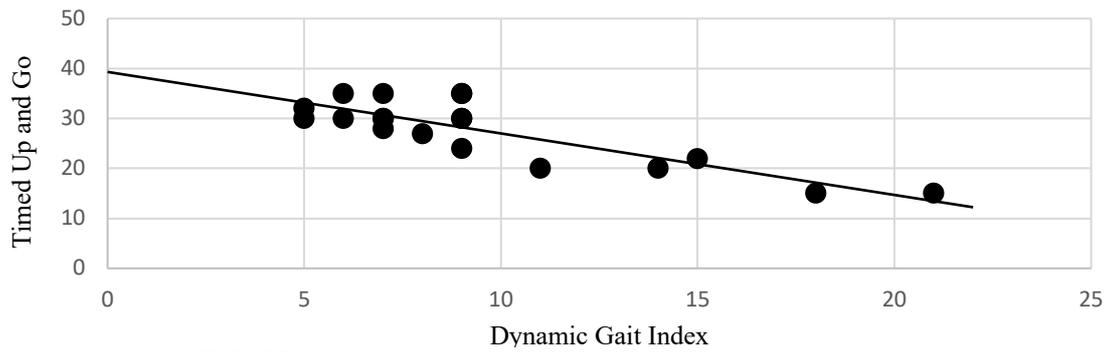


Abb. 11: Korrelation TUG, DGI

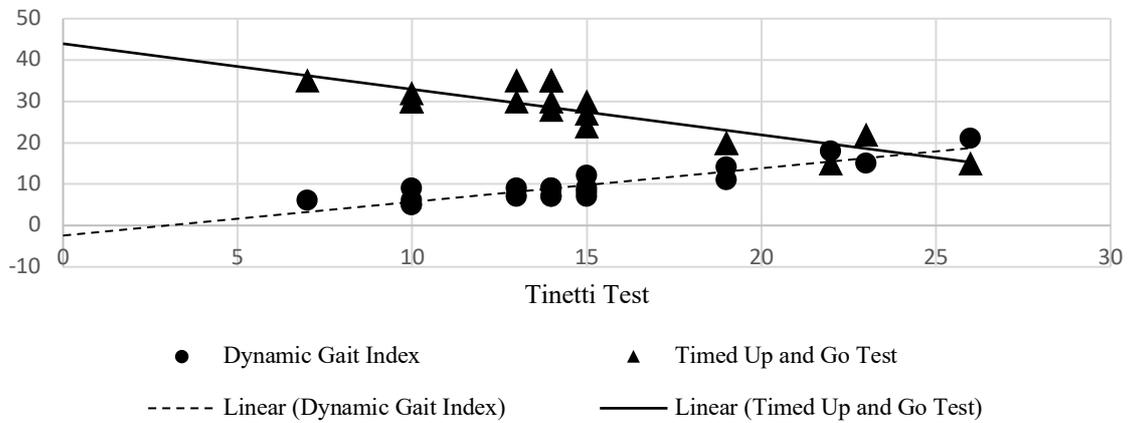


Abb. 12: Korrelation Tinetti, TUG; Tinetti, DGI

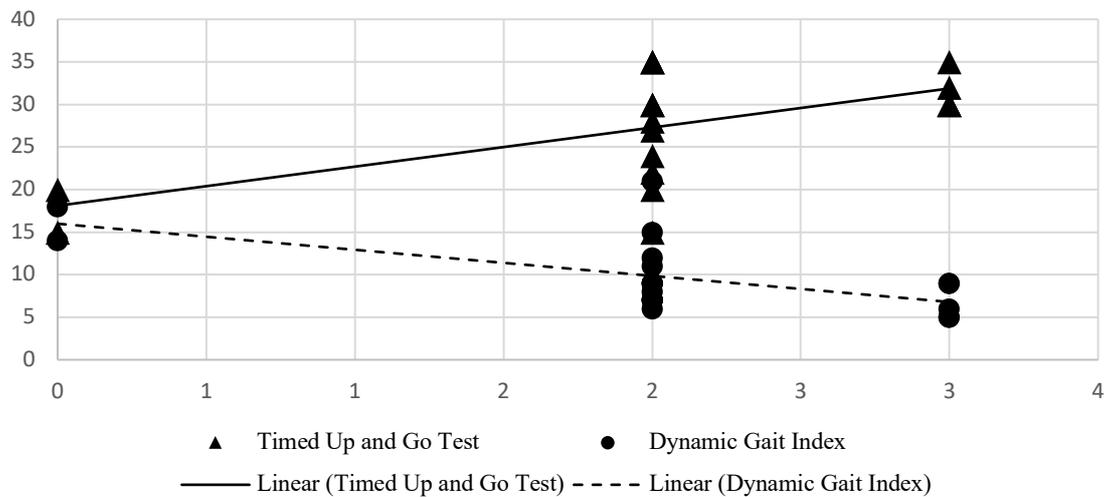


Abb. 13: Korrelation Gehilfe, TUG; Gehilfe, DGI
 0 = keine Gehilfe; 1 = Gehstock; 2 = Rollator; 3 = Rollstuhl und Rollator

Bei der statistischen Analyse der Korrelation nach Spearman zwischen den klinischen Sturzrisikoassessments und den erhobenen Sturzereignissen aus den Sturzprotokollen lagen keine statistisch signifikanten Korrelationen vor (Tinetti: $r_s = -0,385$, $p > 0,05$; DGI: $r_s = -0,251$, $p > 0,05$; TUG: $r_s = 0,115$, $p > 0,05$) (Abb. 14). Somit konnte nur durch die erhobenen Testergebnisse als alleinige Parameter zur Sturzrisikoerfassung keine valide Aussage, weder über eine Sturzrisikogefährdung noch über im Zeitraum von sechs Monaten vor und sechs Monaten nach der Testhebung geschehene Sturzereignisse gemacht werden.

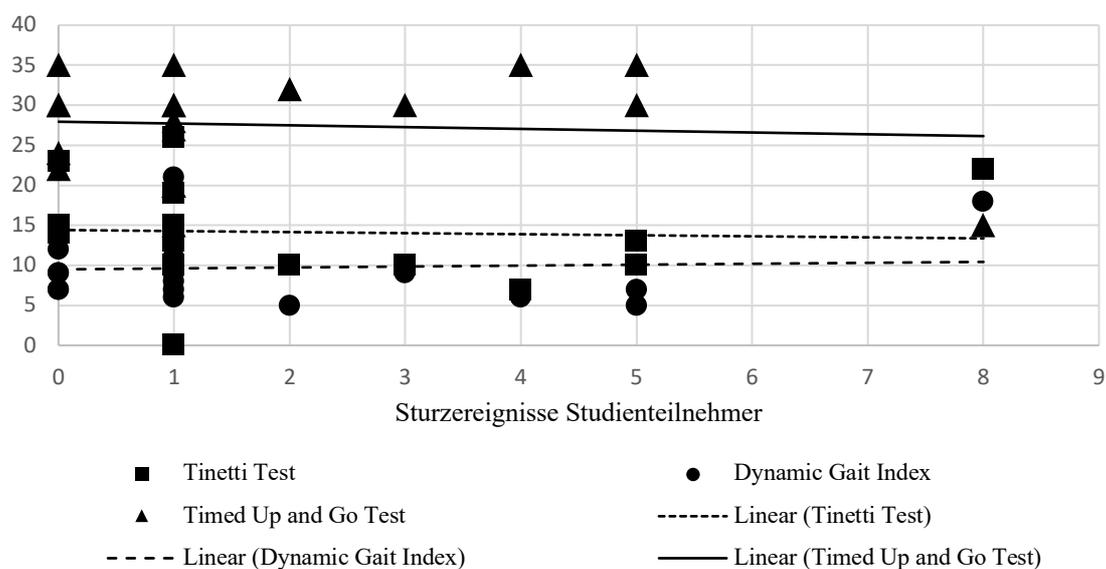


Abb. 14: Korrelation Sturzereignisse, klinische Sturzassessments

4.2.2. Messergebnisse Ganganalyse Messsohle Open Go

Es wurden alle Messparameter, die von der Sohle erhoben wurden, mit den aus den Sturzprotokollen der Heimbewohner abgefragten Sturzereignissen korreliert. Eine Korrelation nach Spearman wurde durchgeführt. Die Messparameter umfassten über 200 Werte zu spatio-temporalen Gangdaten, Drucklastparametern, Druckmittelpunktschwankungen und Abweichungen der Ganglinie und Abweichungen des Schwerpunkts des Fußes, Center of Pressure (COP). Die Ergebnisse ließen sich in eine Analyse auf Balance und eine Analyse des aktiven Gangs einteilen.

Korrelationen Stürze gesamte Beobachtungszeit (12 Monate)

In der Analyse des Gangs korrelierten insbesondere spatio-temporale Parameter mit der Häufigkeit von Sturzereignissen. So gab es einen Zusammenhang zwischen der Doppelstützzeit

(double time support) und vorgefallenen Sturzereignissen (Doppelstützzeit: $r_s = 0,516$; $p = 0,028$) (Abb. 15). Eine längere Doppelstützzeit, während der beide Beine im Gangzyklus Bodenkontakt haben, ist mit einer erhöhten Sturzhäufigkeit assoziiert. Aus einer längeren Doppelstützzeit erfolgt ein verlängerter Gangzyklus, also ein verlangsamer Gang. Daraus ließ sich ein instabileres Gangbild bei der Gruppe Fallers ableiten. Die durchschnittliche Schrittzeit des rechten Fußes (mean step duration (right)) korrelierte positiv mit den protokollierten Sturzereignissen (Schrittzeit rechts: $r_s = 0,504$; $p = 0,033$) (Abb. 16). Eine längere Schrittzeit wies zusätzlich auf eine Verlängerung des gesamten Gangzyklus und eine daraus resultierende Unsicherheit im Gang hin bzw. auf einen Versuch hin, diese Unsicherheit durch Reduzierung der Ganggeschwindigkeit auszugleichen.

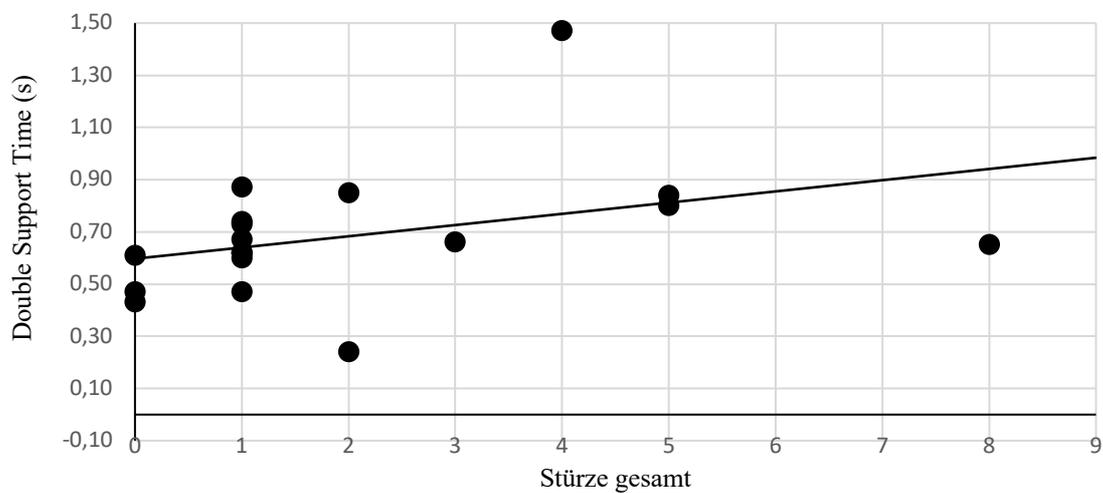


Abb. 15: Korrelation Double Support Time (s)

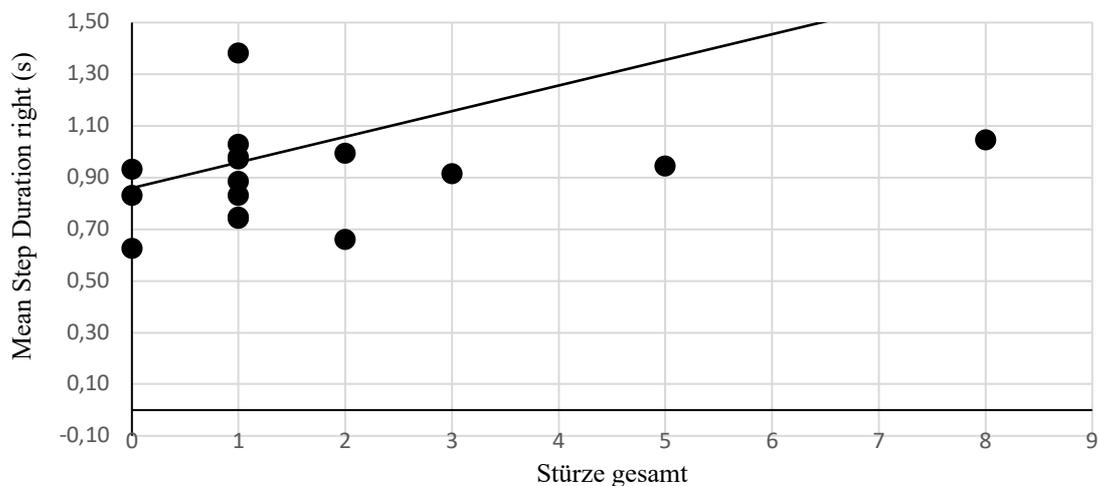


Abb. 16: Korrelation Mean Step Duration (s)

Ebenso korrelierte sowohl die Standzeit des linken Fußes (stance time (left)) während des Gangzyklus (Standzeit links: $r_s = 0,535$; $p = 0,022$) (Abb. 17) als auch der durchschnittliche Anteil der Standphase des linken Fußes (mean fraction of stance phase (left)) am gesamten Gangzyklus positiv mit der Häufigkeit der Sturzereignisse (Durchschnittlicher Anteil der Standphase linker Fuß: $r_s = 0,576$; $p = 0,012$) (Abb. 18). Dies bekräftigt die Annahme eines verlangsamten Gangs mit längeren Stand- und Schrittzeiten im linken wie auch im rechten Fuß.

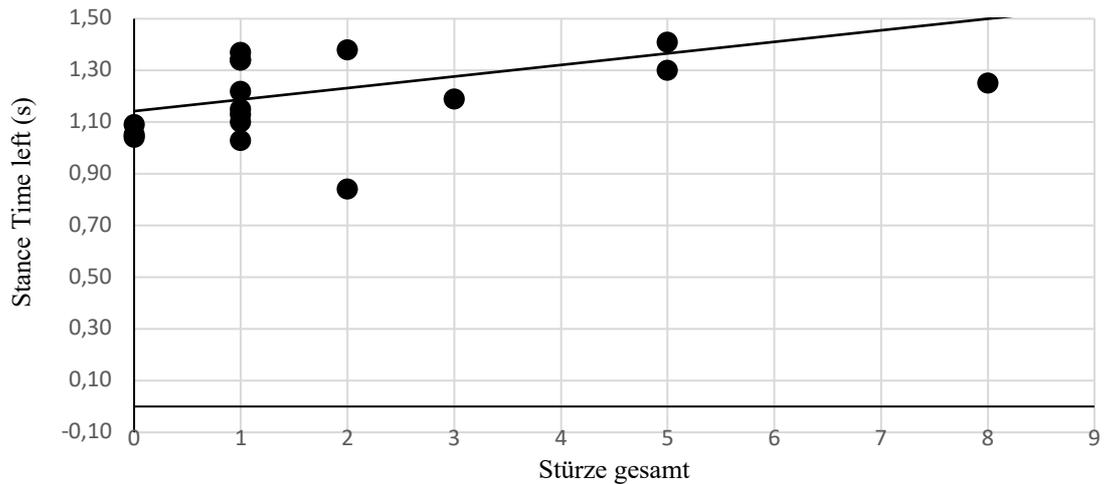


Abb. 17: Korrelation Stance Time (s)

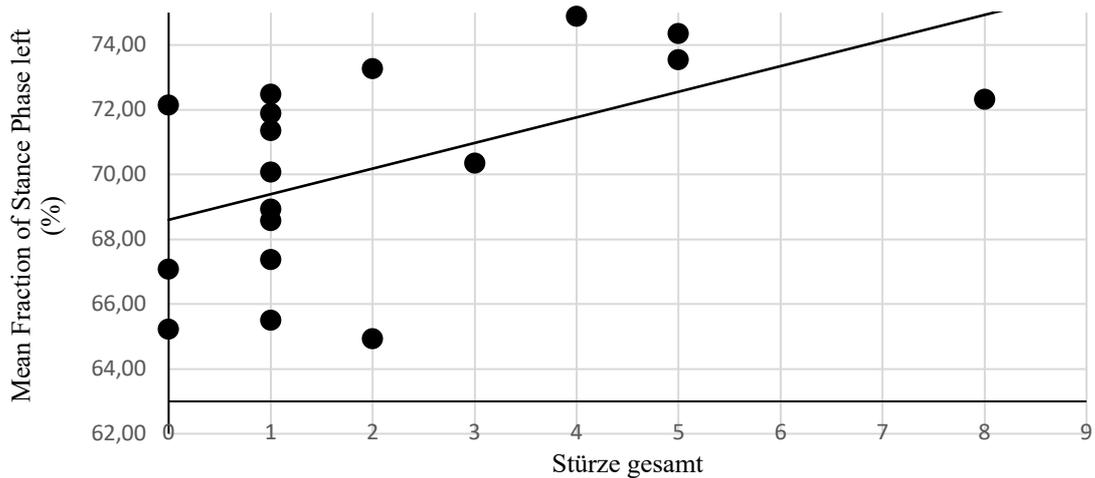


Abb. 18: Korrelation Mean Fraction of Stance Phase left (%)

Außerdem konnte am rechten Fuß eine negative Beziehung zwischen der Standardabweichung des Anteils der Standphase am gesamten Gangzyklus (Std of fraction of stance phase (right)) und den erfolgten Sturzereignissen nachgewiesen werden ($r_s = -0,480$; $p = 0,044$) (Abb. 19). Analog dazu korrelierte die Standardabweichung des Anteils der Schwungphase am gesamten Gangzyklus (Std of fraction of swing phase (right)) negativ mit den ereigneten Stürzen ($r_s = -0,480$; $p = 0,044$) (Abb. 19).

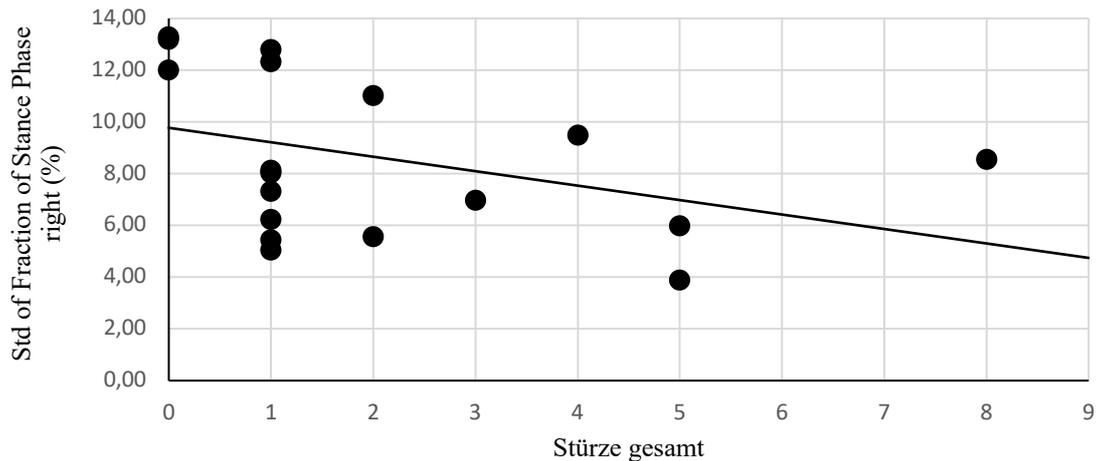


Abb. 19: Korrelation Standard Deviation of Fraction of Stance Phase right, Fraction of Swing Phase left (%)

Der Anteil der Schwungphase des linken Fußes (mean fraction of swing phase (left)) am kompletten Gangzyklus stand in negativer Beziehung mit der Häufigkeit der Sturzereignisse (Durchschnittlicher Anteil der Schwungphase linker Fuß: $r_s = -0,576$; $p = 0,012$) (Abb. 20). Daraus lässt sich schließen, dass bei Teilnehmenden, die öfter stürzten, das Verhältnis zwischen Standphase und Schwungphase verändert ist. Je öfter Teilnehmende stürzten, desto länger wurde ihre Standphase und desto kürzer ihre Schwungphase. Dies steht im Einklang mit der in Abb. 18 dargestellten verlängerten Standzeit am linken Fuß.

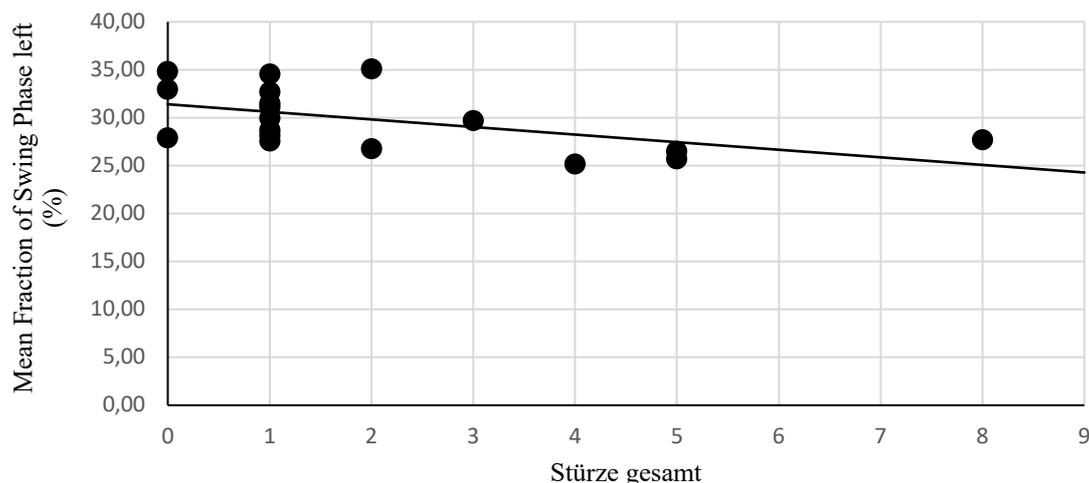


Abb. 20: Korrelation Mean Fraction of Swing Phase left (%)

Tabelle 6: Zusammenfassung: Signifikante Ergebnisse Korrelation nach Spearman

Parameter	r_s	p
Double Support in s	0,516	0,028
Mean step duration (right) in s	0,504	0,033
Stance time (left) in s	0,535	0,022
Mean fraction of stance phase (left) in %	0,576	0,012
Std of fraction of stance phase (right) in %	-0,480	0,044
Mean fraction of swing phase (left) in %	-0,576	0,012
Std of fraction of swing phase (right) in %	-0,480	0,044

Korrelationen Stürze nach Messung (6 Monate)

Bei einem Einbezug von den ausschließlich in den sechs Monaten nach dem Messereignis vorgefallenen Stürzen lagen im Vergleich vermehrte Korrelationen vor. So korrelierten 14 spatio-temporale Gangparameter mit der Anzahl der Sturzereignisse. Sowohl die Standzeit des linken Fußes (Stance time (left): $r_s = 0,796$; $p < 0,001$) als auch des rechten Fußes (Stance time (right): $r_s = 0,728$; $p = 0,001$) wiesen starke positive Korrelationen mit der Anzahl der Sturzereignisse auf (Abb. 21). Mit höherer Zahl der Stürze zeigte sich eine verlängerte Standzeit an beiden Füßen. Kongruent zu diesen Ergebnissen zeigten sich der relative Anteil der Standphase am gesamten Gangzyklus mit Zunahme der Sturzzahlen als vergrößert (Mean fraction of stance phase (left): $r_s = 0,644$; $p = 0,004$) und invers dazu der Anteil der Schwungphase am gesamten Gangzyklus bei Zunahme der Sturzzahlen als erniedrigt (Mean fraction of swing phase (left): $r_s = -0,644$; $p = 0,004$).

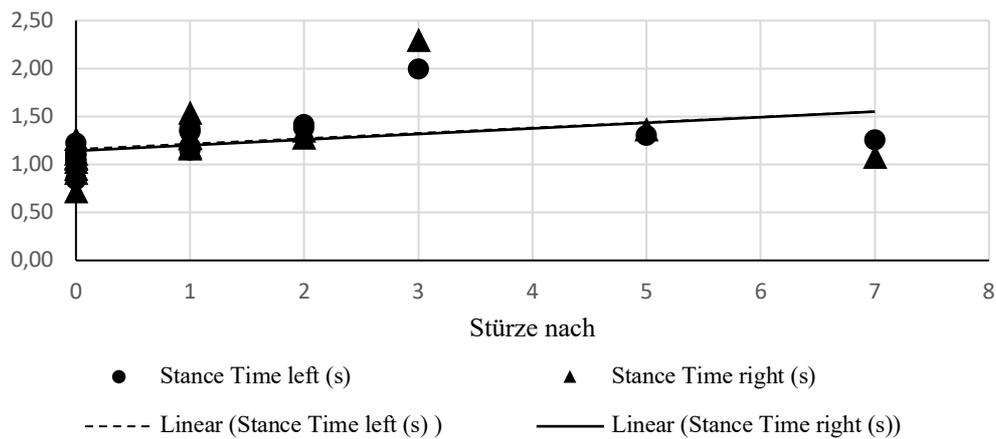


Abb. 21: Korrelationen Stance Time left (s), Stance Time right (s), Stürze nach Messereignis

Die durchschnittliche Dauer eines Gangzyklus, die Zeit vom ersten Bodenkontakt des Fußes zum folgenden ersten Bodenkontakt des gleichen Fußes, die der Zeit zweier aufeinanderfolgender Schritte entspricht, korrelierte stark positiv mit der Anzahl der erhobenen Stürze (Mean gait cycle time: $r_s = 0,770$; $p < 0,001$) (Abb. 22). Dementsprechend korrelierte die durchschnittliche Dauer eines Schritts mit dem rechten Fuß ebenso positiv mit der Anzahl der Stürze (Mean step duration (right): $r_s = 0,761$; $p < 0,001$) (Abb. 22). Dazu invers verhielt sich die Kadenz, die Zahl der Gangzyklen pro Minute. Hier zeigte sich eine starke negative Beziehung zu den erfassten Stürzen (Cadence: $r_s = 0,764$; $p < 0,001$) (Abb. 23). Somit wiesen Fallers mit zunehmenden Sturzzahlen eine verlängerte Dauer des Gangzyklus und der Schrittdauer auf und analog dazu eine verminderte Anzahl an Schritten bzw. Gangzyklen pro Minute.

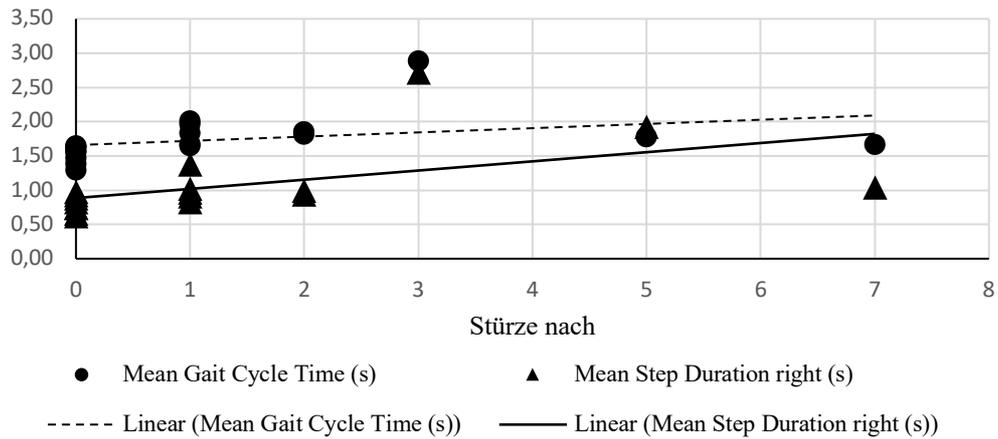


Abb. 22: Korrelationen Mean Gait Cycle Time (s), Mean Step Duration right (s), Stürze nach Messereignis

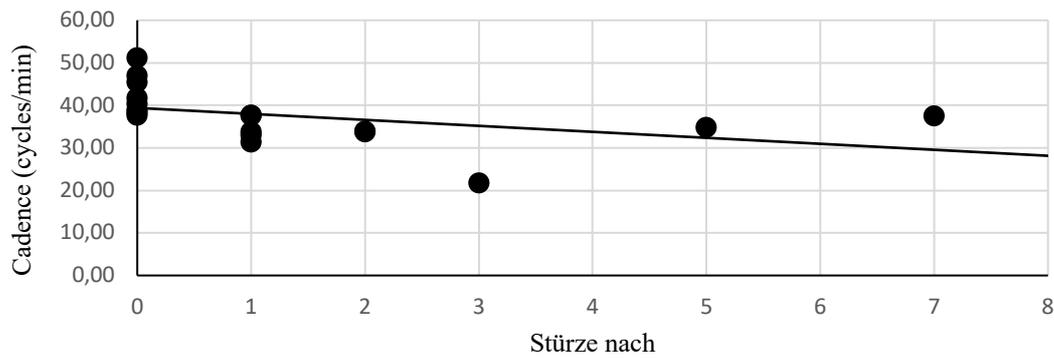


Abb. 23: Korrelation Cadence (cycles/minute), Stürze nach Messereignis

Ebenso wie die gesamte Standzeit beider Füße korrelierte die Doppelstützzeit gemessen als Double Support ($r_s = 0,739$; $p < 0,001$) (Abb. 24), als Mean Fraction of Double Support ($r_s = 0,564$; $p = 0,015$) und separat als die Zeit, die der rechte Fuß zur Doppelstützzeit beitrug (Double support (right): $r_s = 0,471$; $p < 0,048$), positiv mit der Anzahl der nach der Messung erhobenen Stürze.

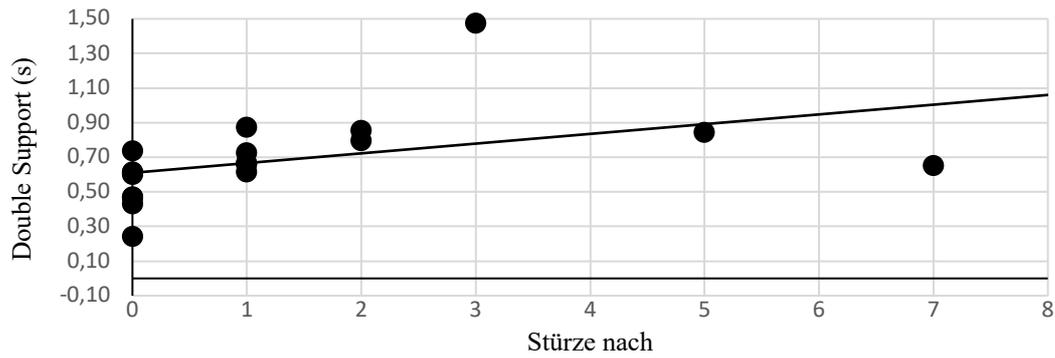


Abb. 24: Korrelation Double Support (s), Stürze nach Messereignis

Die Standardabweichungen der Anteile der Stand- und Schwungphasen von linkem und rechtem Fuß verhielten sich negativ zur Anzahl der erfassten Stürze (Std of Fraction of stance/swing phase (right): $r_s = -0,536$; $p < 0,022$ Std of Fraction of stance/swing phase (left): $r_s = 0,507$; $p < 0,032$) (Abb. 25).

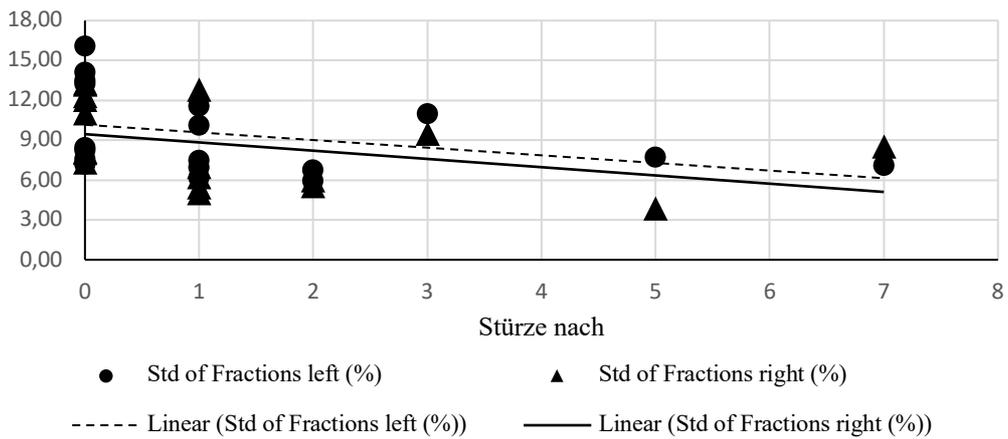


Abb. 25: Korrelationen Std of Fractions of Stance/Swing Phase left (%), Std. of Fractions of Stance/Swing Phase right (%), Stürze nach Messereignis

Tabelle 7: Zusammenfassung: Signifikante Ergebnisse Korrelation nach Spearman

Parameter	r_s	p
Stance time (left) in s	0,796	< 0,001
Mean gait cycle time in s	0,770	< 0,001
Cadence in Zyklen/min	-0,764	< 0,001
Mean step duration (right) in s	0,761	< 0,001
Double Support in s	0,739	< 0,001
Stance time (right) in s	0,728	0,001
Mean fraction of stance phase (left) in %	0,644	0,004
Mean fraction of swing phase (left) in %	-0,644	0,004
Mean fraction of double support in %	0,564	0,015
Std of fraction of stance phase (right) in %	-0,536	0,022
Std of fraction of swing phase (right) in %	-0,536	0,022
Std of fraction of stance phase (left) in %	-0,507	0,032
Std of fraction of swing phase (left) in %	-0,507	0,032
Double Support (right) in s	0,471	0,048

4.2.3. Sturzabfrage

Zwischen den Sturzereignissen, die von den Studienteilnehmenden persönlich während der Durchführung der klinischen Tests in einer Anamnese erfragt wurden, und den Sturzereignissen der ersten 6 Monate, die aus den Sturzprotokollen des Heims entnommen wurden, bestand eine erhebliche Differenz zwischen tatsächlich stattgehabten Sturzereignissen (Sturzprotokoll des Heimes) und in der Anamnese erfragten Stürzen (mittlere positive Korrelation $r_s = 0,455$; $p = 0,033$).

4.3. Vergleichende Statistik

Ziel der vergleichenden Statistik mit Hilfe des Mann Whitney U Tests war es auf dem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ Unterschiede im Gang zwischen Teilnehmern, die im Untersuchungszeitraum mindestens einmal gefallen sind (Fallers), und denen, die im Untersuchungszeitraum nicht gestürzt sind (Non-Fallers), zu finden. Diese wurden im Anschluss auf ihre klinische Aussagekraft hin evaluiert.

4.3.1. Klinische Sturzrisikoassessments

Die Mittelwerte der durchgeführten klinischen Sturzrisikoassessments der Fallers wurden mit denen der Non-Fallers verglichen. Dabei wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Gruppen gefunden (Abb. 26).

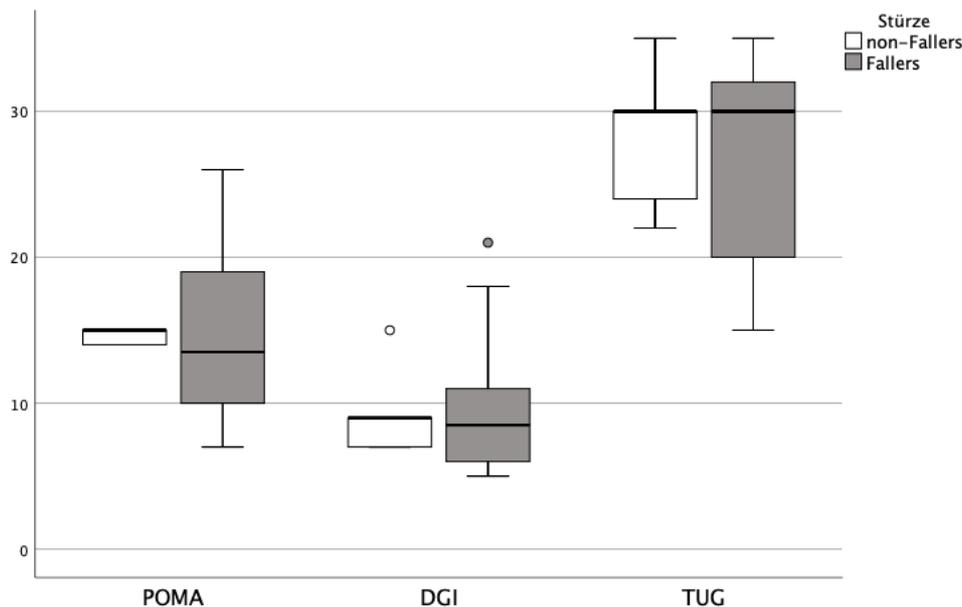


Abb. 26: Fallers vs. Non-Fallers: Sturzrisikoassessments

4.3.2. Messergebnisse Ganganalyse Messsohle Open Go

Die erhobenen Messwerte der Sohle wurden aufgeteilt in die Analyse der Balance und des Gangs hinsichtlich ihrer Unterschiede zwischen den Gruppen Fallers und Non-Fallers.

Vergleichende Statistik Stürze gesamt (12 Monate)

Statische Parameter

Die Verschiebung des Druckmittelpunkts in mediolateraler Richtung (Center Of Pressure; Mean COP ML (left) (mm)) innerhalb der Gruppe Fallers betrug $-3,8 \pm 3,1$ mm. Verglichen mit der Gruppe Non-Fallers in mediolateraler Richtung $-0,03 \pm 2,5$ mm unterschieden sich die Werte der beiden Gruppen signifikant mit $p = 0,049$ (Abb. 27). Die Abweichung der Verschiebung des Druckmittelpunkts in mediolateraler Richtung (Standard deviation of COP ML (left) (mm)) betrug bei der Gruppe Fallers $4,7 \pm 2,6$ mm und bei der Gruppe Non-Fallers $1,7 \pm 0,7$ mm, $p = 0,037$ (Abb. 28). Ebenso unterschied sich die Abweichung der Verschiebung des Druckmittelpunkts in anteroposteriorer Richtung (Standard deviation of COP AP (left) (mm)) von der

Gruppe Fallers $25,2 \pm 12,4$ mm zu der Gruppe Non-Fallers $6,5 \pm 2,8$ mm auf dem Signifikanzniveau $p = 0,037$ (Abb. 27).

In mediolateraler Richtung bedeutet ein negativer Wert eine Verschiebung des Druckmittelpunkts am linken Fuß nach lateral. Daraus kann geschlossen werden, dass der Druckmittelpunkt der Gruppe Fallers weiter nach lateral gekippt ist. Die Standardabweichungen sowohl in anteroposteriorer als auch in mediolateraler Richtung sind bei der Gruppe Fallers vergrößert, sodass bei dieser Gruppe eine größere Streuung der einzelnen Werte des Druckmittelpunkts vorlag. Daraus kann auf einen unregelmäßigen Gang bzw. unsicheren Stand, sowie vermehrt notwendige Muskelarbeit zum Erhalt der Balance geschlossen werden.

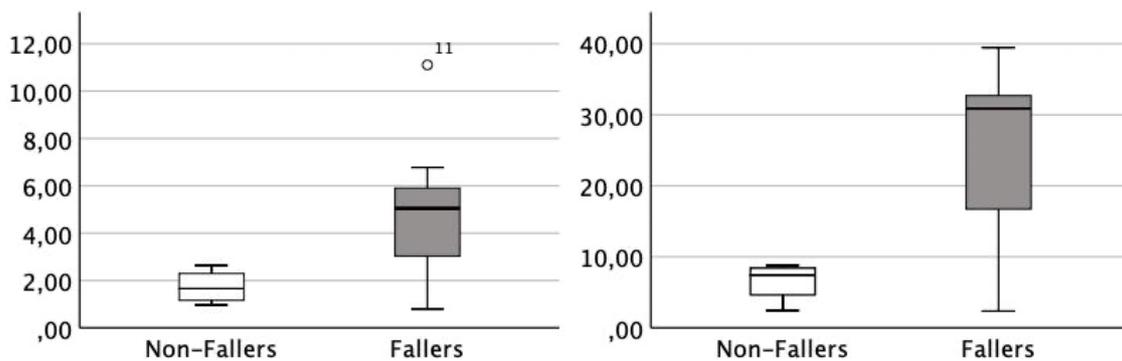


Abb. 27: links: Std COP mediolateral left (mm), rechts: Std COP anteroposterior left (mm)

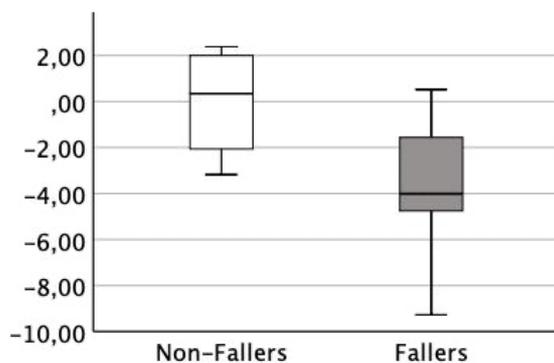


Abb. 28: COP mediolateral left (mm)

Die Ausbreitung der Ganglinie in mediolateraler Richtung (Bounding Box of COP ML (left) (mm)) für die Gruppe Fallers lag bei durchschnittlich $49,3 \pm 7,2$ mm und für die Gruppe Non-Fallers bei $35,7 \pm 11,9$ mm (Abb. 29). Der Unterschied ist auf dem Niveau $p = 0,037$ signifikant. Der Unterschied zwischen beiden Gruppen zeigt für die Gruppe Fallers eine größere Variabilität der Ganglinie am linken Fuß.

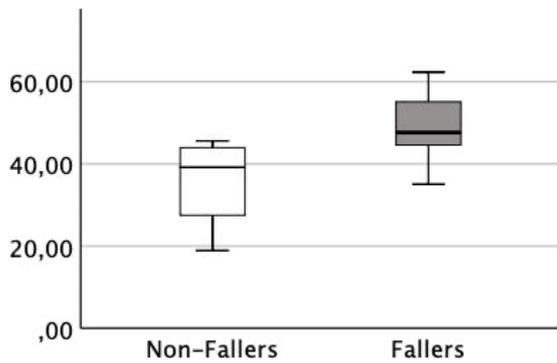


Abb. 29: Bounding Box of COP mediolateral left (mm)

Zeitliche Parameter

Folgende den Ablauf des Gangzyklus beschreibende spatio-temporale Parameter unterschieden sich zwischen Fallers und Non-Fallers. Die Doppelstützzeit (mean Double Support Time (s)) betrug für die Gruppe Fallers $0,7 \pm 0,3$ s und für die Gruppe Non-Fallers $0,5 \pm 0,1$ s. Der Unterschied ist auf dem Niveau $p = 0,039$ signifikant (Abb. 30). Dies weist auf eine längere Doppelstützzeit der Gruppe Fallers hin. Aus einer längeren Doppelstützzeit folgt bei gleichbleibender oder ebenso verlängerter Schwungzeit eine verlängerte Zykluszeit bzw. bei verkürzter Schwungzeit eine gleichbleibende Zykluszeit. Aus der Verlängerung der Doppelstützzeit resultiert somit nicht nur eine Verschiebung der Schwung- und Standzeiten, sondern auch eine Verlangsamung des Gangs bei der Risikogruppe Fallers.

Die Standardabweichung für die Schwungzeit des rechten Beins (Std of swing duration (right) (s)) für die Gruppe Fallers bei $0,2 \pm 0,1$ s unterschied sich von der Gruppe Non-Fallers bei $0,3 \pm 0,1$ s auf einem Signifikanzniveau $p = 0,039$ (Abb. 30). Die Standardabweichungen für den Anteil der Standphase an der Zykluszeit (SD fraction of stance phase (right) (%)) als auch für die Schwungphase (SD fraction of swing phase (right) (%)) der Fallers $7,8 \pm 2,7$ % unterschied sich von der Gruppe Non-Fallers $12,8 \pm 0,7$ % auf einem Signifikanzniveau $p = 0,01$ (Abb. 31).

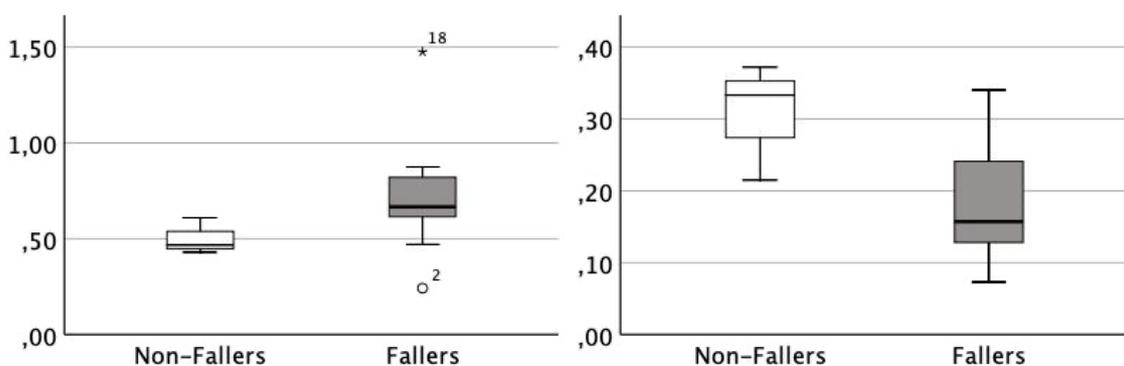


Abb. 30: links: Double Time Support (s), rechts: Std of Swing Time right (s)

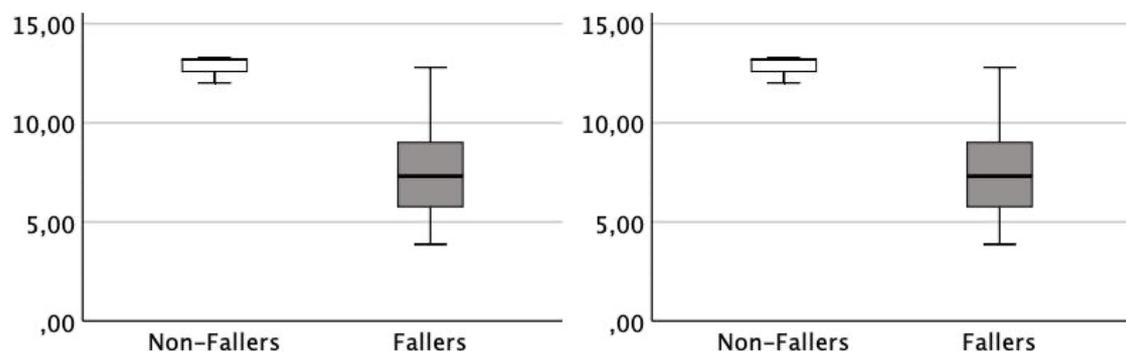


Abb. 31: links: Std of Fraction of Stance Phase right (%), rechts: Std. of Fraction of Swing Phase left (%)

Tabelle 8: Ergebnisse Mittelwertvergleich, Mann Whitney U Test

Parameter	Non – Fallers	Fallers	p
Std COP AP (left) in mm	6,5 ± 2,8	25,2 ± 12,4	0,037
Mean COP ML (left) in mm	0,0 ± 2,5	-3,8 ± 3,1	0,049
Std COP ML (left) in mm	1,7 ± 0,7	4,7 ± 2,6	0,037
Bounding Box ML (left) in mm	35,7 ± 11,9	49,3 ± 7,2	0,037
Double Support in s	0,5 ± 0,1	0,7 ± 0,3	0,039
Std Swing Time (right) in s	0,3 ± 0,1	0,2 ± 0,1	0,039
Std of fraction of stance phase (right) in %	12,8 ± 0,7	7,8 ± 2,7	0,010
Std of fraction of swing phase (right) in %	12,8 ± 0,7	7,8 ± 2,7	0,010

Vergleichende Statistik Stürze nach der Messung (6 Monate)

Zeitliche Parameter

Bei der Untersuchung der Unterschiede zwischen den Gangparametern von Fallers und Non-Fallers zeigten sich bei der Untersuchung der innerhalb der 6 Monate nach dem Messereignis vorgefallenen Stürze signifikante Unterschiede insbesondere bei den spatio-temporalen Parametern.

Die Standzeiten der Gruppe Fallers (Abb. 32: links: Stance Time Fallers: $1,37 \pm 0,23$ Non-Fallers: $1,06 \pm 0,11$ s, $p < 0,001$; rechts: Stance Time Fallers: $1,38 \pm 0,35$ Non-Fallers: $1,02 \pm 0,16$ s, $p = 0,001$) unterschieden sich signifikant voneinander. Zusätzlich unterschied sich die Standardabweichung der Schwungzeit rechts zwischen Fallers $0,28 \pm 0,08$ s und Non-Fallers $0,17 \pm 0,08$ s, $p = 0,027$.

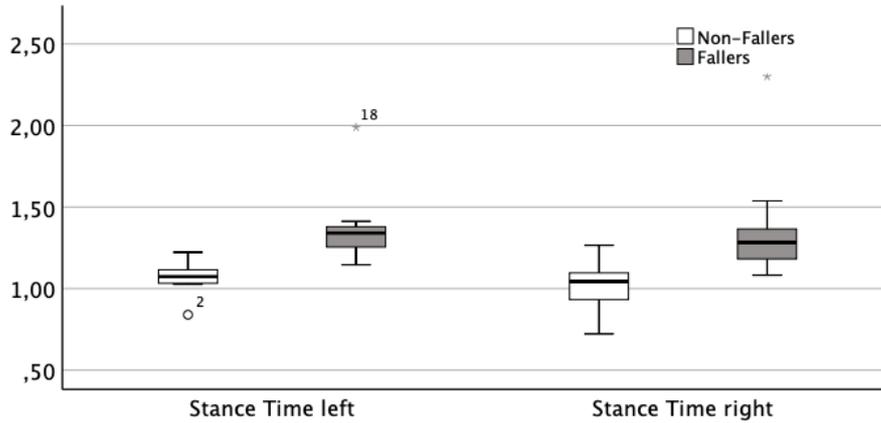


Abb. 32: Stance Times left, right (s)

Die Anzahl der Gangzyklen pro Minute differierte ebenso signifikant wie die absolute Dauer eines durchschnittlichen Gangzyklus zwischen den Gruppen Fallers und Non-Fallers. So gingen Fallers mit $33,51 \pm 4,66$ Zyklen pro Minute und Non-Fallers mit $42,35 \pm 4,82$ Zyklen pro Minute, $p < 0,001$ (Abb. 34). Zusätzlich unterschied sich die Gruppe Fallers hinsichtlich der Längen eines durchschnittlichen Gangzyklus (Mean Gait Cycle Time: Fallers $1,91 \pm 0,36$, Non-Fallers $1,52 \pm 0,13$ s $p < 0,001$) und der durchschnittlichen Dauer eines Schritts mit dem rechten Fuß (Mean Step Duration right: Fallers $1,27 \pm 0,60$, Non-Fallers $0,80 \pm 0,13$ s $p = 0,003$) (Abb. 33).

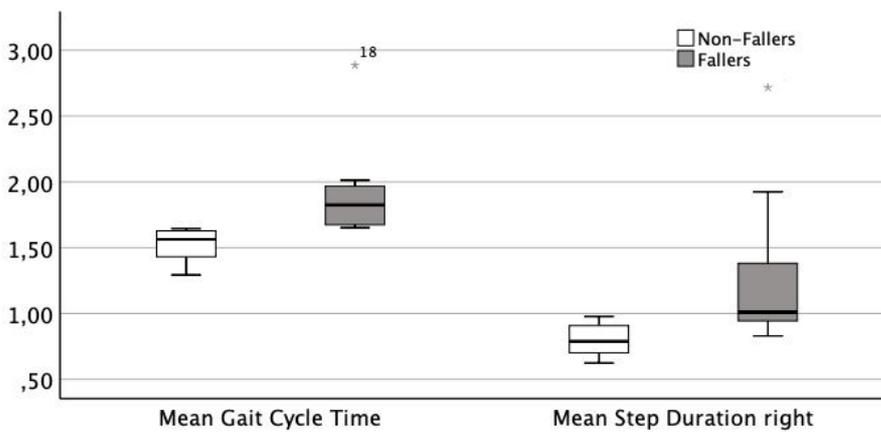


Abb. 33: Mean Gait Cycle Time (s), Mean Step Duration right (s)

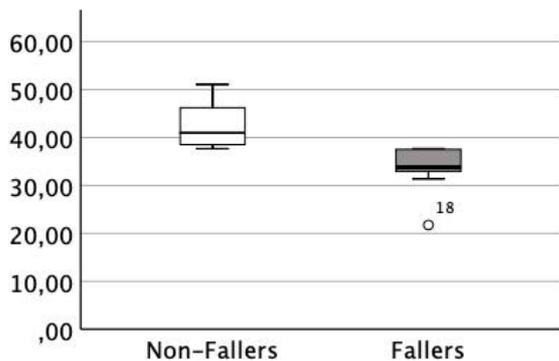


Abb. 34: Cadence cycles/min

Analog zu den verlängerten Standzeiten der Fallers zeigten sich die Doppelstützzeiten der Gruppe Fallers $0,82 \pm 0,25$ s im Vergleich zu denen der Non-Fallers $0,52 \pm 0,15$ s $p = 0,001$ verlängert (Abb. 35). Vergleichbar verhielt sich der relative Anteil der Doppelstützzeit am gesamten Gangzyklus. Hier war der Anteil der Doppelstützzeit am gesamten Gangzyklus der Fallers signifikant verlängert $42,19 \pm 5,81$ % verglichen mit dem Anteil der Non-Fallers $33,93 \pm 8,62$ % $p = 0,043$ (Abb. 35). Die Standardabweichungen der Anteile der Schwungzeit und der Standzeit am gesamten Gangzyklus des rechten Fußes waren bei den Fallers mit $6,99 \pm 2,62$ % signifikant kleiner als bei den Non-Fallers mit $10,66 \pm 2,46$ % $p = 0,012$ (Abb. 36). Analog verhielten sich die Standardabweichungen der Anteile beider Gangphasen des linken Fußes. Dabei lag die Standardabweichung der Fallers bei $8,07 \pm 2,04$ % und die der Non-Fallers bei $11,04 \pm 3,52$ % (Signifikanzniveau $p = 0,027$) (Abb. 36). Somit zeigten Non-Fallers eine erhöhte Variabilität in der Länge der Abschnitte der jeweiligen Gangphasen für beide Füße.

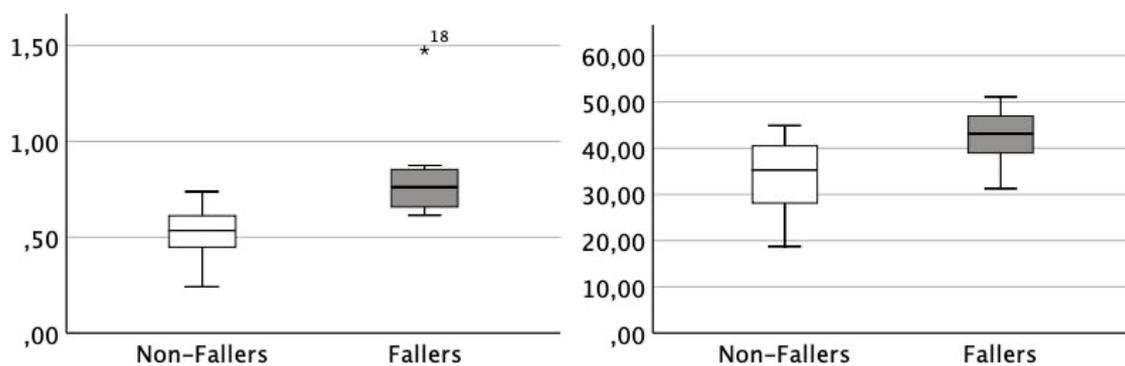


Abb. 35: links: Double Time Support (s); rechts: Mean Fraction of Double Support (%)

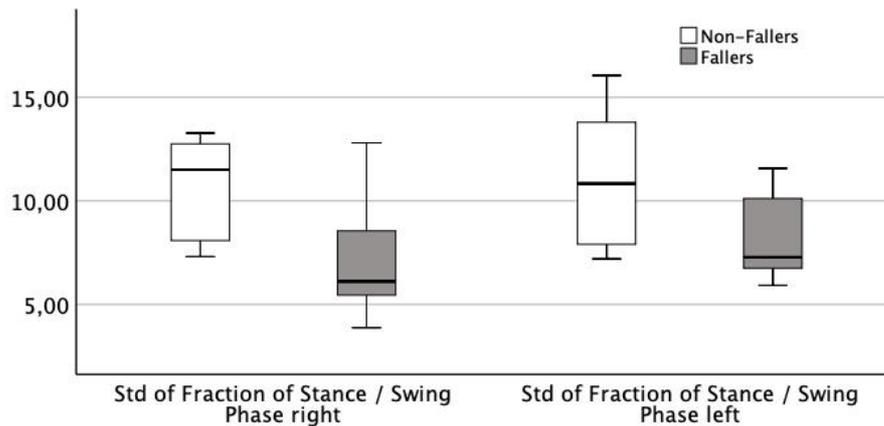


Abb. 36: links: Std of Fractions of Stance/Swing Phases right (%), rechts: Std of Fractions of Stance/Swing Phases left (%)

Tabelle 9: Ergebnisse Mittelwertvergleich, Mann Whitney U Test

Parameter	Non – Fallers	Fallers	p
Mean Gait Cycle Time in s	1,52 ± 0,13	1,91 ± 0,36	≤ 0,001
Stance Time (left) in s	1,06 ± 0,11	1,37 ± 0,23	≤ 0,001
Stance Time (right) in s	1,02 ± 0,16	1,38 ± 0,35	0,001
Double Support in s	0,52 ± 0,15	0,82 ± 0,25	0,001
Mean Step Duration in s	0,80 ± 0,13	1,27 ± 0,60	0,003
Mean Fraction of Double Support in %	33,93 ± 8,62	42,19 ± 5,81	0,043
Std of Fraction of Stance Phase (left) in %	11,04, ± 3,52	8,07 ± 3,52	0,027
Std of Fraction of Swing Phase (left) in %	11,04, ± 3,52	8,07 ± 3,52	0,027
Std of Swing Time (right) in s	0,26 ± 0,08	0,17 ± 0,08	0,027
Std of Fraction of Stance Phase (right) in %	10,66, ± 2,46	6,99 ± 2,62	0,012
Std of Fraction of Swing Phase (left) in %	10,66, ± 2,46	6,99 ± 2,62	0,012
Cadence in cycles per min	42,53 ± 4,82	33,51 ± 4,66	≤ 0,001

4.4. ROC Curve Analyse

Die Parameter, die signifikante Korrelationen nach Spearman bzw. signifikante Unterschiede im Mann Whitney U Test aufwiesen, wurden mit Hilfe einer Receiver Operating Characteristics Curve (ROC) hinsichtlich eines cut-off Werts analysiert. So konnten Parameter bestimmt werden, die sich zur Vorhersage der Zugehörigkeit zu den Gruppen Fallers oder Non-Fallers eignen könnten. Für jeden cut-off Wert wurden die dazugehörige Sensitivität und Spezifität angegeben. Eine sehr gute Unterscheidungsqualität mit Area Under Curve (AUC) Werten

≥ 0,85 lieferten Standardabweichungen der Anteile der Schwung- und Standphase des rechten Fußes (Std of fraction of Stance Phase (right)), Std of fraction of Swing Phase (right)), die Doppelstützzeit (Double Support Time), die Standardabweichung der Schwungzeit am rechten Fuß (Std Swing Time (right)), die Standzeit (Stance Time (left)) und die mediale Ausbreitung des Bounding Box links. Gute AUC Werte von 0,73 bis 0,82 wiesen die Standardabweichungen der COP Verschiebungen in mediolateraler und anteroposteriorer Richtung (Std of AP COP left (mm), Std of ML COP left (mm)), die durchschnittliche Schrittzeit (Mean Step Duration), die Verschiebung des COP in mediolateraler Richtung (Mean COP ML (left)) und die durchschnittlichen Anteile der Standphase und Schwungphase am Gangzyklus des linken Fußes auf (Mean Fraction of Stance Phase (left), Mean Fraction of Swing Phase (left)).

Tabelle 10: Ergebnisse ROC Analyse signifikanter Parameter Stürze gesamt (follow-up: 12 Monate)

Parameter	AUC	Cut-off	Sensitivität	Spezifität
Std of fraction of Stance Phase (right) (%)	0,96	12,57	93,3 %	66,7 %
Std of fraction of Swing Phase (right) (%)	0,96	12,57	93,3 %	66,7 %
Double Support time (s)	0,89	0,47	93,3 %	66,7 %
Std Swing Time (right) (s)	0,89	0,32	93,3 %	66,7 %
Stance time (left) (s)	0,87	1,07	86,7 %	66,7 %
Bounding Box ML (left) (mm)	0,85	42,73	87,6 %	75,0 %
Std of AP COP (left) (mm)	0,82	8,43	80,0 %	66,7 %
Std of ML COP (left) (mm)	0,82	2,25	80,0 %	66,7 %
Mean Step Duration (right) (s)	0,78	0,86	73,3 %	66,7 %
Mean COP ML (left) (mm)	0,78	-1,64	73,3 %	66,7 %
Mean Fraction of Stance Phase (left) (%)	0,73	67,22	86,7 %	66,7 %
Mean Fraction of Swing Phase (left) (%)	0,73	32,78	86,7 %	66,7 %

Für die Analyse der Stürze, die nach dem Messereignis erfasst wurden, konnten ebenso ROC Curves erstellt werden. Hohe AUC Werte $\geq 0,85$ konnten insbesondere bei der durchschnittlichen Dauer eines Gangzyklus (Mean Gait Cycle Time), der Cadence, den Standzeiten beider Füße (Stance Times (left) (right)), der Doppelstützzeit (Double Support) und der durchschnittlichen Schrittdauer (Mean Step Duration) ermittelt werden.

Tabelle 11: Ergebnisse ROC Analyse signifikanter Parameter Stürze (follow-up: 6 Monate)

Parameter	AUC	Cut-off	Sensitivität	Spezifität
Mean gait cycle time (s)	1.000	1.648	100.0 %	100.0 %
Cadence (cycles/min)	0.988	37.683	90.0 %	87.5 %
Stance time left (s)	0.975	1.167	90.0 %	87.5 %
Stance time right (s)	0.950	1.140	90.0 %	87.5 %
Double support (s)	0.938	0.633	90.0 %	87.5 %
Mean step duration (s)	0.900	0.899	90.0 %	75.0 %
Std of fraction of stance phase right (%)	0.850	9.014	80.0 %	62.5 %
Std of fraction of swing phase right (%)	0.850	9.014	80.0 %	62.5 %
Std of swing time right (s)	0.813	0.207	80.0 %	62.5 %
Std of fraction of stance phase left (%)	0.813	8.342	70.0 %	62.5 %
Std of fraction of swing phase left (%)	0.813	8.342	70.0 %	62.5 %
Mean fraction of double support (%)	0.788	37.844	80.0 %	62.5 %
Mean endpoint of gait line left (mm)	0.788	48.905	80.0 %	75.0 %
Mean fraction of stance phase left (%)	0.775	70.210	70.0 %	62.5 %
Mean fraction of swing phase left (s)	0.775	29.791	70.0 %	62.5 %

Vorhersagemodell

Die entwickelten cut-off Werte wurden hinsichtlich ihrer Aussagekraft getestet. Die 28 Teilnehmenden wurden zusammen mit den Gangdaten von zehn gesunden und jüngeren Personen mit Hilfe der cut-off Werte auf eine mögliche Sturzrisikogefährdung hin untersucht. Dabei konnten von den 28 Studienteilnehmenden 18 in die Analyse einbezogen werden. Der Sturzrisikoscore wurde definiert, indem für jeden Parameter anhand des cut-off Werts die Sturzgefährdung getestet wurde. Einmal wurde ein Score gebildet, bei dem alle 12 in der ROC Analyse getesteten Parameter verwendet wurden ($Score_{12}$). Ein weiterer Score wurde ausschließlich mit den 8 spatio-temporalen Gangparametern gebildet ($Score_8$). Somit entsprachen 12 bzw. 8 Punkte einer maximal hohen vorausgesagten Sturzgefährdung (Tabelle 12). Die Range lag im Studienkollektiv bei 0 bis 12 bzw. 0 bis 8, der Durchschnitt bei $9,22 \pm 3,17$ bzw. $6,33 \pm 2,38$. Bei den gesunden jüngeren

Teilnehmenden betrug die Range 3 bis 8 bzw. 1 bis 5 und der Durchschnitt lag bei $5,56 \pm 2,07$ bzw. $2,56 \pm 1,33$ (vgl. Tabelle 13).

Tabelle 12: Parameter Score₁₂, Score₈

Score ₁₂	Score ₈
Std of fraction of Stance Phase (right)	Std of fraction of Stance Phase (right)
Std of fraction of Swing Phase (right)	Std of fraction of Swing Phase (right)
Double Support time	Double Support time
Std Swing Time (right)	Std Swing Time (right)
Stance time (left)	Stance time (left)
Bounding Box ML (left)	Mean Step Duration (right)
Std of AP COP (left)	Mean Fraction of Stance Phase (left)
Std of ML COP (left)	Mean Fraction of Swing Phase (left)
Mean Step Duration (right)	
Mean COP ML (left)	
Mean Fraction of Stance Phase (left)	
Mean Fraction of Swing Phase (left)	

Tabelle 13: Vorhersagemodell Score₈ und Score₁₂

Score	Parameter	Durchschnitt	SD	Range
Score ₁₂	12	9,22	$\pm 3,17$	0 – 12
Studienteilnehmer				
Score ₁₂	12	5,56	$\pm 2,07$	3 – 8
Junge Kontrollgruppe				
Score ₈	8	6,33	$\pm 2,38$	0 – 8
Studienteilnehmer				
Score ₈	8	2,56	$\pm 1,33$	1 – 5
Junge Kontrollgruppe				

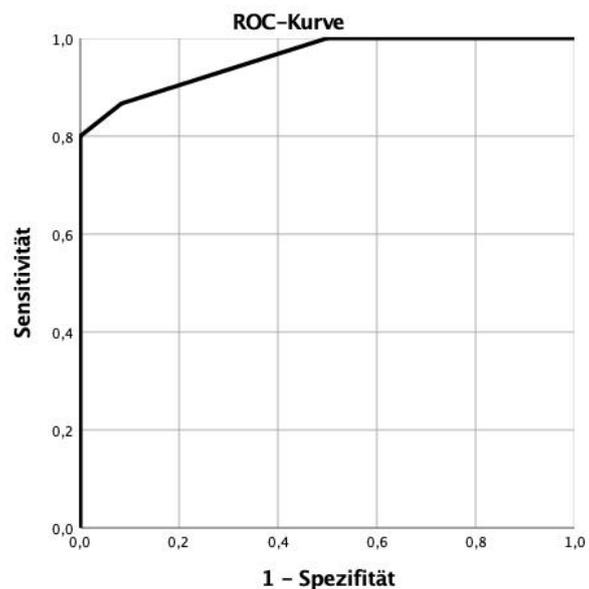
In einer erneuten ROC Analyse wurde die Vorhersagefähigkeit der entwickelten Vorhersagemodelle überprüft. Dabei wurden die Gruppen mit Hilfe des Scores in Fallers und Non-Fallers geteilt und dieses Ergebnis anhand der tatsächlich eingetretenen Anzahl der Stürze überprüft. Der Score₁₂ hat dabei einen AUC Wert von 0,958. Für einen cut-off Wert von 7,5 Punkten im

Score₁₂ gibt die Analyse eine Sensitivität von 86,7 % und eine Spezifität von 91,7 % an (Abb. 37, Tabelle 14).

Der Score₈ angewandt auf Studienteilnehmende als auch junge Kontrollgruppe, hat einen AUC Wert von 0,961. Bei einem cut-off Wert von 3,5 hat das Modell eine Sensitivität von 93,3 % und eine Spezifität von 83,3 %, die Probanden in Fallers und Non-Fallers einzuteilen. Bei einem cut-off von 4,5 erniedrigte sich die Sensitivität auf 86,7 % bei gleichbleibender Spezifität (Abb. 38, Tabelle 15). Wenn der Score₁₂ nur auf die Studienteilnehmenden angewandt wurde ohne junge Kontrollgruppe, dann erhöhte sich der AUC Wert auf 0,978 und es konnte ebenso ein cut-off von 7,5 mit einer Sensitivität von 86,7 % und einer Spezifität von 100,0 % angenommen werden. Bei Nutzung des Score₈ konnten mit einem AUC von 0,944 cut-off Werte zwischen 3,5 (Sensitivität: 93,3 %, Spezifität: 66,6 %) und 4,5 (Sensitivität: 86,7 %, Spezifität: 66,6 %) gebildet werden (Abb. 39, Tabelle 16).

Tabelle 14: Score₁₂ Vorhersagemodell; Studienteilnehmer und junge Kontrollgruppe

Cut Off		
AUC:		
0,938	Sensitivität	Spezifität
4	100,0 %	33,3 %
6,0	100,0 %	50,0 %
7,5	86,7 %	91,7 %
8,5	80,0 %	100,0 %
9,5	66,7 %	100,0 %
10,5	60,0 %	100,0 %

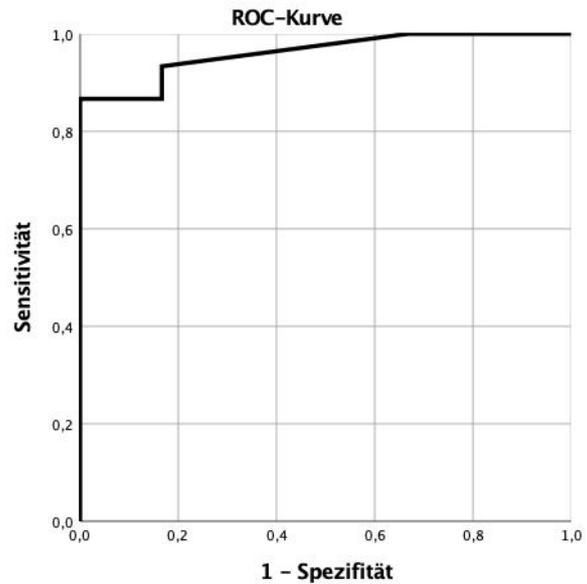


Diagonale Segmente ergeben sich aus Bindungen.

Abb. 37: Score₁₂ ROC Analyse

Tabelle 15: Score₈ Vorhersagemodell;
Studienteilnehmer und junge Kontrollgruppe

Cut Off		
AUC:		
0,961	Sensitivität	Spezifität
2,0	100,0 %	33,3 %
3,5	93,3 %	93,3 %
4,5	86,7 %	93,3 %
5,5	86,7 %	100,0 %
6,5	80,0 %	100,0 %

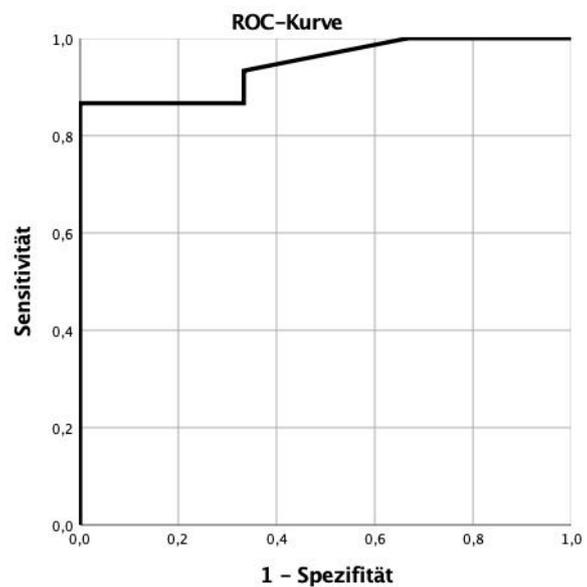


Diagonale Segmente ergeben sich aus Bindungen.

Abb. 38: Score₈ ROC Analyse
Studienteilnehmer, junge Kontrollgruppe

Tabelle 16: Score₈ Vorhersagemodell;
Studienteilnehmer

Cut Off		
AUC:		
0,944	Sensitivität	Spezifität
1,5	100,0 %	33,3 %
3,5	93,3 %	66,7 %
4,5	86,7 %	66,7 %
5,5	86,7 %	100,0 %



Diagonale Segmente ergeben sich aus Bindungen.

Abb. 39: Score₈ ROC Analyse Studienteilnehmer

5. Diskussion

Stürze sind für ältere Menschen mit einer hohen Morbidität verbunden. In über 37,5 % der Fälle zieht ein Sturz eine medizinische Behandlung nach sich [12]. In 20 % der Fälle folgt einem Sturz eine schwere Verletzung mit anschließender operativer Behandlung im Krankenhaus [103]. Weiter führen Stürze bzw. die Gefahr zu stürzen zu einer Einschränkung der Lebensqualität von Älteren [46]. Neben den individuellen Folgen eines Sturzes durch ein erhöhtes Sturzrisiko bei Älteren verursacht das erhöhte Sturzrisiko einer zunehmend älter werdenden Gesellschaft hohe Kosten für die Sozialversicherer [52]. Um dieser Entwicklung entgegenzuwirken, ist die Erkennung eines individuellen Sturzrisikos von großer Bedeutung. Eine individuelle Risikoanalyse ist mit Hilfe von Ganganalyse möglich [7,15,62,82,96,107,108]. Derzeit liegt noch kein Standardprotokoll zur Einschätzung eines individuellen Sturzrisikos bei Älteren mittels Ganganalyse vor [78]. Ein Großteil der Studien zur Sturzprädiktion mittels Ganganalyse erfolgte in Ganglaboren mit kurzen Analysestrecken, nur kurzer Beobachtungszeit und unter kontrollierten Bedingungen [7,15,69,96]. Ganguntersuchungen durchgeführt im Alltag und Lebensumfeld der Probanden haben eine gute Aussagekraft bezüglich der Erhebung eines individuellen Sturzrisikos [43]. In der Folge können nach Erkennung von Personen mit erhöhtem Sturzrisiko ein individuelles präventives Gangtraining und weitere Präventionsmaßnahmen angeboten werden [5,42,87].

5.1. Diskussion der Methoden

5.1.1. Klinische Sturzassessments

Zur Beurteilung der Wertigkeit einer Freifelduntersuchung mit einer Ganganalyse - Einlegesohle zur Ermittlung des Sturzrisikos betagter Menschen wurden in der Klinikroutine eingesetzte Tests zum Vergleich mit den hier untersuchten Ganganalysedaten herangezogen. Es wurden der Tinetti Test, der Dynamic Gait Index und der Timed Up and Go Test verwendet. Diese Assessments sind weltweit als Prädiktionstools anerkannt und finden zur Einschätzung eines Sturzrisikos breite Anwendung [31,84,99,108,113,117,119].

Tinetti et al. führten eine Studie mit Bewohnern mehrerer Altenheime durch. Dabei untersuchten sie das Kollektiv anhand geriatrischer Assessments und einem neu entwickeltem Sturzrisikoassessment. Die Ergebnisse der Untersuchung konnten nach einem follow-up von 3 Monaten mit den stattgefundenen Stürzen der Teilnehmer verglichen werden. Die Ergebnisse des Sturzassessments korrelierten signifikant mit der Zahl der Sturzereignisse der Teilnehmer [108]. Faber et al. postulierten 2006 einen optimalen cut-off Wert von insgesamt 19 erreichten Punkten, einen

cut-off bei 10 bei der Balance und 9 beim Gang. Dabei errechneten sie eine Sensitivität des Scores von 64,0 % und eine Spezifität von 66,1 % [34]. Bei Verghese et al. 2002 lag die Sensitivität des Tests bei 61,5 % [113]. Da sowohl in der klinischen Anwendung als auch in der klinischen Forschung der Test gehäuft Anwendung fand, wurde in dieser Studie diese Version verwendet [34,76,113].

Als weiterer in der klinischen Routine eingeführter Test wurde der von Shumway-Cook et al. 1995 beschriebene Dynamic Gait Index (DGI) als Tool zur Beurteilung des Gangs und daraus resultierender Fallneigung gewählt [97]. Er umfasst acht Aufgaben, die Situationen aus dem alltäglichen Gang Gesunder simulieren. Bewertet werden die Aufgaben mit 0 (nicht möglich) bis 3 (ohne Einschränkungen). Bei maximal 24 erreichbaren Punkten wird ein cut-off Wert, an dem die Sturzwahrscheinlichkeit $> 0,5$ ist, mit 19 Punkten beschrieben [91]. Die Validierung des Dynamic Gait Index für geriatrische Patienten erfolgte gegenüber anderen Tests zur Gangstabilität (Tinetti Test, Berg Balance Scale) mit einer Sensitivität von 59% und einer Spezifität von 64%. [98]. Eine Validierung des von Podsiadlo et al. entwickelten Timed Up and Go Tests [13] konnte in der Literatur nicht gefunden werden [49], allerdings wird dieser Test in Sturzrisikoscreenings der Centers for Disease Control and Prevention (CDC), USA empfohlen [126].

Die Aussagekraft der einzelnen Assessments bezüglich einer Erkennung eines Sturzrisikos ist eingeschränkt, da die Vorhersagefähigkeit unter anderem von Vorerkrankungen und dem klinischen Kontext abhängig ist, in dem die Risikoerhebung durchgeführt wurde, beispielsweise in einem Akutkrankenhaus oder in einem Altersheim [78]. Weiterhin ist es von Nachteil, dass die klinischen Assessments mögliche Einflussfaktoren wie Alter und Geschlecht nicht berücksichtigen [8]. Eine weitere Einschränkung ist, dass die klinischen Assessments nur durch einen Untersucher erhoben werden, wodurch die Erhebung des Sturzrisikos vom jeweiligen Untersucher abhängig ist [30]. Trotzdem ist die prospektive Vorhersagekraft eines Sturzrisikos mit Hilfe eines Assessments beschränkt möglich. Auch weisen die klinischen Tests eine mittlere bis gute Re-Test Reliabilität auf [30]. Eine Verbesserung der Validität gelingt durch eine Kombination mehrerer Assessments [8,78]. Daher wurden in der hier vorgestellten Studie drei in der Ganguntersuchung Älterer erprobte Tests zum Vergleich mit der eigenen Ganganalyseherangezogen.

5.1.2. Ganganalyse

Zur Untersuchung des menschlichen Gangs bietet sich die Unterteilung in einzelne Zyklen an. Ein Gangzyklus besteht aus zwei Schritten, mit rechtem und linkem Fuß. Folglich beginnt ein Gangzyklus mit dem Aufsetzen des rechten Fußes auf den Boden und dauert bis zum erneuten ersten Bodenkontakt des rechten Fußes nach zwei Schritten. Ein Zyklus kann weiter in mehrere Stadien unterteilt werden. Während 60 % der Zyklusdauer befinden sich die beiden Füße in der jeweiligen Standphase (stance phase) [120]. Diese beginnt mit dem Aufsetzen des Rückfußes (heel strike) auf den Boden, woran sich der Abrollvorgang entlang der Ganglinie über den

Mittelfuß bis zum Vorfuß schließt. Abgeschlossen wird die Standphase mit dem Abheben des Vorfußes, wodurch die Schwungphase (swing phase) eingeleitet wird. Diese umfasst ungefähr 40 % der Zyklusdauer und ist definiert als die Zeit, in der der Fuß keinen Bodenkontakt hat, sondern nach vorne geschwungen wird [120]. Der Unterschied zwischen Gehen und Laufen besteht in der Doppelstützphase (double support), die im Gehen ca. 10 % der Zyklusdauer einnimmt [120]. Dies beschreibt den Gangabschnitt, in dem beide Füße am Boden sind, der eine Fuß am Anfang der Standphase, der andere am Ende seiner Standphase. Im Laufschrift gibt es keine Doppelstützphase. Hier sind die Standphasen entsprechend verkürzt und der Wechsel dieser Phasen geschieht noch während der jeweiligen Schwungphase.

Der Gang kann mit Hilfe verschiedener Messungen abgebildet werden. Die Phasen des Gangzyklus können abgebildet werden als statische Parameter, wie plantare Bodenreaktionskräfte und deren Änderung während des Gangs und als zeitliche Parameter.

Statische Messparameter

Die Bodenreaktionskräfte werden in Newton gemessen und hängen in erster Linie von dem Körpergewicht des jeweiligen Probanden ab. Während der Standphase werden die plantaren Drücke aufgezeichnet. Beim Gesunden bilden sich zwei puncta maxima ab: das Erste während des ersten Bodenkontakts (heel strike), wenn die Ferse auf dem Boden auftritt, das Zweite am Ende des Abrollvorgangs beim Abdrücken des Vorfußes und Eintritt in die folgende Schwungphase (toe off) (vgl. Abb. 4). Es können die durchschnittlichen Werte der Maxima der einzelnen Belastungsphasen aller gemessenen Standphasen zu einem Vergleich herangezogen werden. Die Bodenreaktionskräfte können für beide Füße separat erhoben werden, wodurch eine Analyse der Belastungssituation des linken im Vergleich zum rechten Bein durchgeführt werden kann [22].

Der Schwerpunkt des gesamten Fußes kann mit Hilfe eines Gyroskops bzw. einer Messung der Kraftverteilung während der verschiedenen Abschnitte der Standphase gemessen bzw. errechnet werden. Die Lage des Center of Pressure (COP) kann in mediolateraler Richtung wie in anteroposteriorer Richtung als Abweichung für beide Füße einzeln beschrieben werden (COP displacement). Während der Standphase bewegt sich der COP vom Punkt des ersten Kontakts am Rückfuß im Zuge der Abrollbewegung über den Mittelfuß zum Punkt des letzten Kontakts am Vorfuß. Diese Strecke, auf der sich der COP bewegt, ist die Ganglinie des Gehenden. Mittels der Geschwindigkeit, mit der sich der COP nach anterior bewegt, kann eine Aussage über die Abrollbewegung des Gehenden gemacht werden. Die jeweiligen Start- und Endpunkte können in x- und y-Richtung gemessen werden. Aus den Werten der Lokalisation der Ganglinien ist es möglich im Vergleich mit weiteren Datensätzen Aussagen über die Haltung des Fußes zu treffen. Die maximale Ausdehnung der Ganglinie in x- (mediolateraler) und y- (anteroposteriorer) Richtung kann als Fläche bestimmt werden. Je größer dabei die eingeschlossene Fläche ist, desto größer ist die

Abweichung der Ganglinie von einer Geraden. Zusätzlich lassen sich die Standardabweichungen der Messwerte nutzen, um die Variabilität der Fußbewegungen zu analysieren.

Zeitliche Messparameter

Die zeitliche Unterteilung des Gangs erfolgt über die Messung der Dauer der einzelnen Gangsequenzen, wie Stand-, Schwung- und Doppelstützzeiten für jeden detektierten abgeschlossenen Gangzyklus. Dabei kann die jeweilige Dauer in Sekunden gemessen werden. Die Variabilität des Gangs als Beurteilungskriterium kann über die Berechnung von Durchschnitt und Standardabweichung der Dauer mehrerer Schritte erfasst werden. Die Zeiten einer aufeinanderfolgenden Schwungphase und Standphase des rechten plus des linken Fußes bilden zusammen die Dauer eines Gangzyklus. Daraus können Schrittzeit, Zykluszeit und Kadenz errechnet werden. Bei separater Aufzeichnung des Gangs an beiden Füßen können die Messparameter des rechten und linken Fußes verglichen werden. Die Berechnung der jeweiligen Durchschnitte und Standardabweichungen ermöglicht den Vergleich mehrerer Ganganalysen. Um das Verhältnis von Standphase zu Schwungphase zu analysieren, können zusätzlich zu den absoluten temporalen Werten die relativen Anteile am gesamten Gangzyklus errechnet werden. Zur verbesserten Vergleichbarkeit werden auch hier Durchschnitte und Standardabweichungen gebildet. Als zeitliche Messparameter wurden in der vorliegenden Untersuchung die Dauer der einzelnen Gangsequenzen, die Variabilität des Gangs, die Dauer eines Gangzyklus, der Schrittzeit, der Zykluszeit und der Kadenz für rechten und linken Fuß erfasst und ausgewertet.

5.1.3. Methoden der sensorischen Ganganalytik

Der menschliche Gang kann mit sehr unterschiedlichen Methoden aufgezeichnet und analysiert werden. Grundsätzlich können die Methoden der Ganganalyse in zwei Gruppen geteilt werden. Einerseits werden Ganganalysen unter geordneten Bedingungen in einem Ganglabor durchgeführt. Andererseits kann der Gang unter alltäglichen bzw. dem Alltag der Probanden nahen Bedingungen im sog. Freifeld analysiert werden. Bis jetzt hat sich allerdings noch keine Methode als Standard durchgesetzt [55,78,89,96].

Messungen im Ganglabor

Messungen in Ganglaboren an klinischen Zentren werden meist auf definierten Gangstrecken durchgeführt. Dabei können Kamerasysteme, Druckmessplatten (z.B. zebris FDM [134]) oder Gangmessmatten (z.B. GAITRite [135]) eingesetzt werden. Als weiteres Analyseinstrument wurden vermehrt in den letzten Jahren Accelerometer hinzugezogen [69,96]. In einem Ganglabor kann der Gang der Probanden auf einer definierten Wegstrecke aufgezeichnet werden. Die Länge der Gehstrecke ist durch die Gegebenheiten des Labors begrenzt. Sie beträgt in der Literatur meist maximal 20 m [69,96] oder schließt eine definierte Gangzeit ein [117]. Dabei befinden sich die Probanden in einer geschützten Labor-Umgebung ohne äußere Einflüsse wie andere Fußgänger

oder weitere akustische und optische Reize wie beispielsweise im Straßenverkehr. Alltagsbedingungen können allenfalls durch Single Task Gait und Dual Task Gait simuliert werden, indem die Probanden während der Gangmessung mit weiteren Reizen konfrontiert werden [54,71]. Durch Korrelation mit anamnestisch ermittelten Sturzhäufigkeiten [69] oder mit dem Ergebnis eines validierten klinischen Sturzassessments wie dem Tinetti Test [96] kann aus den Ganganalyseparametern ein Protokoll zur Sturzrisikoermittlung erstellt werden. Signifikante Korrelationen mit Sturzprotokolldaten und den Gangparametern sind die Grundlage einer aus der Ganganalyse abzuleitenden Sturzrisikoeinschätzung. Diese Methoden der Ganganalysen in Messlaboren, von Nutzen für wissenschaftliche Fragestellungen, sind zur Ermittlung des individuellen Sturzrisikos bei älteren Patienten und somit zur Einleitung individueller Präventionsmaßnahmen ungeeignet. Im Zuge einer Labormessung können weitere den Gang beeinträchtigende Faktoren, wie Ermüdung nach einer längeren Wegstrecke aufgrund von altersphysiologischer schnellerer Muskelermüdung, oder die Anpassung des Gangs an die Situationen des Alltags nicht umfassend beachtet werden [6,36,55,72]. Für die Messung von älteren und gebrechlicheren Personen, deren Gang sich von dem Jüngerer erheblich unterscheidet [19], sind diese Einflussfaktoren allerdings von großer Bedeutung. Für die Messung im Labor ist während der kompletten Untersuchung Laborpersonal zur Überwachung und Anleitung der Gangübungen wie auch für die Durchführung der korrekten Messung nötig. Dies macht eine Untersuchung vieler Patienten sehr zeitaufwendig, durch die Gebundenheit an ein Ganglabor ortsabhängig und unter anderem durch das benötigte Personal sehr kostenintensiv [100].

Freifeldmessungen

Freifeldmessungen dagegen ermöglichen eine Analyse des realen Gangbilds der Probanden in der Alltagsumgebung [93]. Auch hier ist die Erfassung von spatio-temporalen Parametern meist mit Accelerometern und die Erfassung von statischen Parametern mit Aufzeichnung der Gangparameter in der Alltagsumgebung über mehrere Stunden oder mehrere Tage möglich [136]. Accelerometer und Elemente zur Messung des Drucks (Bodenreaktionskräfte) sind in Gangmesssohlen [33], wie in der hier vorgestellten Studie verwendet, zu integrieren. Messdauer und Umfang der Beobachtung sind in einer Freifeldmessung lediglich von Speicherplatz und Akkukapazität des eingesetzten Messinstruments abhängig. Sie beträgt z.B. für die Messsohle OpenGo Insole, Moticon GmbH: 7 Tage. Die Messung kann ohne dauerhafte Beaufsichtigung durch geschultes Personal durchgeführt werden und stört die Probanden nicht in deren Alltag. Im Vergleich zu ortgebundenen, hohen technischen und personellen Aufwand erfordernden Ganglabormessungen kommen Freifeldmessungen den alltäglichen Gangaktivitäten der Teilnehmenden näher [55] und können diese sehr gut abbilden [93,117]. Der Gang auf der Straße bzw. im Alltag ist für die Teilnehmenden mit höherer Ablenkung verbunden als der im Labor unter geordneten Testbedingungen. Bei Messungen im Alltag wirken auf die gehende Person weit mehr äußere

Störfaktoren ein, als im Dual Task Gait simuliert werden können [54,71]. Eine Messung aus dem Alltag enthält somit die gesamten äußeren Einflüsse. Aus diesen Gründen wurden alle Untersuchungen und Gangmessungen im für die Teilnehmenden gewohnten häuslichen Umfeld ohne Einschränkung ihres täglichen Lebens durchgeführt.

Für Messungen alltäglicher Gangmuster werden derzeit entweder Accelerometer (Beschleunigungsmesser) oder Druckmesssohlen verwendet. Accelerometer werden meist an einer definierten Körperstelle wie dem Rumpf oder an den Beinen platziert und von den Probanden getragen. Die Platzierung ist für die korrekte Messung der Beschleunigungswerte wichtig, sodass das Messinstrument durch geschultes Personal platziert werden muss [95]. Darüber hinaus kann der Proband die betroffene Körperstelle meist selbst nicht erreichen [93,95,117]. Druckmesssohlen können vergleichbar einer orthopädischen Sohle in den Schuh eingelegt werden. Dies kann die zu messende Person selbst vornehmen [22,23]. Der zeitliche Aufwand für Installation der Sohle, Instruktion der Person und Analyse der Daten beträgt somit weniger als 30 Minuten. Die Höhe der Sohle beträgt < 1 cm. Trotzdem wurde sie insbesondere von Menschen mit kleineren Füßen als unangenehm beschrieben. Ob dies einen Einfluss auf das Gangverhalten nimmt, ist nicht bekannt [22]. Im Vergleich zu Verfahren im Ganglabor erwies sich das eingesetzte Verfahren als sehr Zeit sparend und auch für die Teilnehmenden als angenehm. Beide Systeme lassen sich individuell starten, wodurch die Messung orts- und zeitunabhängig durchgeführt werden kann. Beide Messinstrumente ermöglichen eine Analyse der zeitlichen Gangparameter, wodurch die Gangzyklen der Messpersonen beschrieben werden können. Die Messsohle ist in der Lage zusätzlich zu den zeitlichen Parametern statische Parameter, wie die plantaren Bodenreaktionskräfte und die Bewegungen des Druckmittelpunktes während des Gangs zu messen. In Kombination mit spatio-temporalen (zeitlichen) Gangdaten liefert die Messsohle somit weit mehr Parameter, die für eine Sturzrisikoanalyse genutzt werden können als vergleichbare Studien mit rein aus Accelerometermessungen gewonnenen Daten [93]. Wenn bei Nutzung eines Accelerometers weitergehende Informationen über Veränderungen des COP oder plantare Drücke erhoben werden sollen, müssen derartige Systeme zusätzlich mit Kraftmessplatten erweitert werden [54].

In der vorliegenden Arbeit wurden die Ergebnisse der mittels der Messsohle durchgeführten Ganganalyse mit über einen Zeitraum erfassten Sturzereignissen [93] oder mit durchgeführten klinischen Assessments korreliert [33]. Durch die Korrelation können Gangmuster, die statistisch mit einem höheren Sturzrisiko verbunden sind, gefunden werden.

5.1.4. Sturzerfassung

Die Erfassung der Anzahl der erlittenen Stürze erfolgte in der vorliegenden Studie anamnestisch durch Befragung der Probanden und zusätzlich, um Reporting Fehler auszuschließen, durch Auswertung der Sturzprotokolle aus den Pflegeberichten des Seniorenheims. Aus den erfassten Stürzen konnten zwei Gruppen gebildet werden, sog. Fallers (Probanden mit mind. einem

Sturzereignis im Beobachtungszeitraum) und Non-Fallers (mit keinem Sturzereignis im Beobachtungszeitraum). Die Einteilung in die Gruppen Fallers und Non-Fallers wird in der Sturzrisikoforschung nicht einheitlich gehandhabt [117]. Weiter ließen sich die von den Teilnehmenden direkt erhobenen Stürze mit den aus den Protokollen erhobenen Sturzzahlen vergleichen.

5.2. Diskussion der Ergebnisse

Grundsätzlich erlaubt das durchgeführte Messprotokoll die Unterscheidung zwischen Patienten mit und ohne Sturzereignis. Weiter konnte eine Graduierung hinsichtlich der Sturzgefährdung in mäßig und stark sturzgefährdet erfolgen. Aus dem statistischen Vergleich der Daten der Ganganalyse mit den ermittelten Sturzereignissen konnte dann die sturzprädiktive Wertigkeit einzelner Gangparameter erhoben werden.

5.2.1. Patientenkollektiv und Untersuchungszeitraum

In der Literatur wurden meist Teilnehmende ab 65 Jahren als Vertreter der älteren Bevölkerungsgruppe für Sturzrisikostudien eingeschlossen [40,47,93,117]. Bei Studien mit Accelerometern unter Freifeld- bzw. Laborbedingungen mit weniger strengen Einschlusskriterien konnten höhere Teilnehmerzahlen erreicht werden [55,93,96]. In der Literatur wurde nur eine Freifeldmessung mit Messsohle beschrieben. Dabei konnten schließlich 29 Teilnehmer ausgewertet werden [33]. In der hier vorgestellten Studie wurden ausschließlich Personen, die älter als 75 Jahre waren eingeschlossen. Somit konnte selektiver das mit einem höheren Alter verbundene erhöhte Sturzrisiko untersucht werden [56].

Der untersuchte Zeitraum betrug insgesamt 12 Monate (vgl. van Andel et al. 2019, van Schooten et al. 2016 [93,111]), sechs Monate vor und sechs Monate nach der Ganganalyse [96], sodass genau in der Mitte des Beobachtungszeitraums gemessen werden konnte. Dies ermöglichte einen Vergleich zum einen zwischen den Gangergebnissen und den Sturzzahlen über 12 Monate und zum anderen den Sturzzahlen, die innerhalb der 6 Monate nach der Messung vorgefallen sind. Durchschnittlich konnten die Probanden an 6,73 aufeinanderfolgenden Tagen gemessen werden. Verglichen mit anderen Studien ist dies ein sehr langer Beobachtungszeitraum aus dem Alltag der Teilnehmenden. In anderen Studien lag eine große Varianz in der Beobachtungszeit vor. So variiert die Beobachtungszeit von lediglich 3,3 Stunden pro Tag [33], zu drei aufeinanderfolgenden Tagen [117] bis zu einem Zeitraum von einer Woche [32], wie in der hier vorgestellten Untersuchung. Der große Vorteil der Freifelduntersuchung mit der hier eingesetzten Druckmesssohle besteht in der langen Beobachtungszeit gegenüber Laboranalysemethoden, wodurch die Gangparameter im persönlichen das Sturzrisiko wesentlich beeinflussenden Lebensumfeld der Probanden gemessen wurden [6,36,55,72].

Auf Basis der Sturzerhebung wurden die Teilnehmenden in die Gruppen Fallers und Non-Fallers (kein Sturzereignis) eingeteilt. Dabei zeigten sich erhebliche Diskrepanzen der durch die Teilnehmenden genannten Anzahl von Sturzereignissen im Vergleich zu tatsächlichen Sturzzahlen. In der Literatur wird von Problemen mit der Genauigkeit sog. „Self Reports“ über die Sturzzahl berichtet [55]. Trotzdem ist weiterhin die ausschließliche Befragung der Teilnehmenden nach Stürzen im Rahmen von Patienten-Interviews eine sehr übliche Vorgehensweise [59,71,93,117].

Folglich konnte unsere Studie im Vergleich mit sehr genauen Sturzzahlen der einzelnen Teilnehmenden arbeiten, wodurch die Erstellung eines individuellen Sturzprofils gelang. Wie in der Literatur mehrfach beschrieben unterschieden sich dabei Fallers und Non-Fallers nicht in Alter oder Geschlecht [61,117].

5.2.2. Ergebnisse der klinischen Sturzrisikoassessments

Die Werte der klinischen Sturzrisikoassessments unterschieden sich zwar bezüglich der Gruppen Fallers und Non-Fallers in ihren Mittelwerten. Doch diese Mittelwertunterschiede präsentierten sich nicht signifikant bzw. als sehr gering. In der vorliegenden Studie lagen keine signifikanten Korrelationen zwischen den klinischen Assessments und den protokollierten Stürzen vor. Die drei durchgeführten klinischen Tests sind jedoch weltweit als Sturzprädiktionstools in der Medizin anerkannt [31,84,99,108,113,117,119]. Hier stehen die vorgelegten Ergebnisse unserer Studie in einem Widerspruch. Übereinstimmend mit der vorliegenden Studie fanden Weiss et al. 2013 ebenso keinen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Dynamic Gait Index (DGI) und vorgefallenen bzw. zukünftigen Stürzen [117]. Hier kann die Größe der Stichprobe ($n = 28$) als Grund für die fehlenden signifikanten Unterschiede gesehen werden. Weiterhin hängt das Ergebnis der klinischen Tests vom jeweiligen Untersucher und dessen Routine in der Erhebung ab. Lediglich geübte Untersucher sind somit in der Lage eine hohe Interrater Reliabilität zu erreichen [105]. Des Weiteren hängt deren prädiktiver Wert hinsichtlich einer Sturzgefährdung von Komorbiditäten und dem gewählten Studiendesign ab [8,78,84,102,112]. Durch die Erhebung von klinischen Assessments und die gleichzeitige Analyse von Gangauffälligkeiten konnte ein direkter Vergleich zwischen den Daten der klinischen Tests und den erhobenen Parametern der Messsohle ermöglicht werden. Daraus abgeleitete Ergebnisse sind für die Standardisierung und Vergleichbarkeit einzelner entwickelter Vorgehensweisen und ebenso für die Entwicklung eines evidenzbasierten Sturzassessments wichtig [33,93,96,117].

5.2.3. Ergebnisse der Ganganalyse

Statische Ganganalyseparameter

Der COP bzw. seine Veränderung während den Standphasen und die Varianz während einzelner Gangzyklen sind relevante Parameter zur Beurteilung der Balance. Aus dem Ausmaß der Abweichung des COP von der Ganglinie in mediolateraler Richtung und der Varianz kann auf eine mögliche Störung der Balance geschlossen werden. Im Vergleich der Gruppen Fallers und Non-Fallers lag in dieser Untersuchung bei den Fallers eine größere Streuung der Werte in anteroposteriorer als auch in mediolateraler Richtung vor. So zeigte sich eine in mediolateraler Richtung vergrößerte Fläche, in der die Bewegung des COP von Rückfuß (heel strike) zu Vorfuß (toe off) während der Standphase als Ganglinie lokalisiert werden konnte (Bounding Box ML). Daraus folgt eine größere mediolaterale Varianz der Lage der Ganglinie während der einzelnen Standphasen. Die Größe der Fläche der Bounding Box kann als Parameter für die Balance gelten. Schwankungen des COP sind Ausdruck der notwendigen Muskelaktivität zum Erhalt der posturalen Stabilität. Je mehr Aktivität zum Erhalt der Stabilität und Balance notwendig ist, desto höher die Schwankungen im COP.

Schon 1990 beschrieben Chandler et. al. Studien, die von Unterschieden in der Balance zwischen Fallers und Non-Fallers berichten. Dabei stellten sie bei Fallers eine verminderte Stand- und Gangstabilität fest [27].

Als Untersuchungsparameter dienten die Veränderungen des COP. Unter physiologischen Gangbedingungen sind bei älteren Personen Variationen des COP verglichen mit jüngeren Kontrollgruppen vergrößert [14]. Die wissenschaftliche Datenlage zu Veränderungen des COP bei Sturzgefährdeten ist bisher wenig untersucht. Merlo et al. stellten jedoch in Übereinstimmung mit unseren Ergebnissen Änderungen im COP fest. Sie nahmen eine weitere Unterteilung der Gruppe mit erlittenem Sturzereignis in Probanden mit einem Sturzereignis und in Probanden (Recurrent Fallers) mit mehrfachen Stürzen im Beobachtungszeitraum vor. Dabei beschreiben sie die „95% conf. ellipse area (mm²)“, vergleichbar mit der Bounding Box in unserem Modell, für Non-Fallers (260 mm²) größer als für Fallers (250 mm²), aber für Recurrent Fallers wiederum größer als für Non-Fallers (310 mm²) [70]. In unserer Sturzrisikostudie unterschieden sich die Werte der Größe der Bounding Box zwischen Fallers und Non-Fallers signifikant, wobei bei der Gruppe Fallers in mediolateraler Richtung eine größere Varianz des COP vorlag. Diese Messung wurde durch den ebenso signifikanten Unterschied der mediolateralen COP Verschiebung bestätigt. Der COP war in der Gruppe Fallers verglichen mit dem der Non-Fallers nach lateral verschoben. Die Variabilität dieser mediolateralen COP Verschiebung, gemessen als Standardabweichung der mediolateralen COP Verschiebung, zeigte sich im Studienkollektiv bei der Gruppe Fallers ebenso signifikant vergrößert. Die Variabilität der mediolateralen COP-Verschiebung kann somit als Parameter für die Unterscheidung Fallers/Non-Fallers herangezogen werden. Eine

vergrößerte Variabilität der mediolateralen Veränderungen im COP bei Fallers wurde in der Literatur bei statischen Messungen und Labormessungen bestätigt [10,63,68,105]. Dabei wird bei Fallers im Vergleich zu Non-Fallers eine erhöhte mediolaterale Schwankung, entsprechend einer Bewegung in der Frontalebene, beschrieben [63,68]. Barak et al. beschrieben allerdings bei gleichbleibender Geschwindigkeit eine niedrigere mediolaterale Variabilität, jedoch bei erhöhter Ganggeschwindigkeit eine erhöhte Variabilität in beiden Gruppen [4]. Konträr zu den vorangegangenen Ergebnissen legten Bizovska et al. dar, dass sich Fallers von Non-Fallers in Abweichungen des COP nicht unterscheiden [14].

Auch die Standardabweichung der anteroposterioren COP Veränderung zeigte sich in unserer Untersuchung bei den Fallers größer als die der Non-Fallers. Pizzighali et al. kamen 2016 zu einem ähnlichen Ergebnis [81]. Erhöhte COP Schwankungen in anteroposteriorer wie auch mediolateraler Richtung können somit ein erhöhtes individuelles Sturzrisiko bei Älteren aufzeigen [59].

Allerdings erwies sich die Messung der Veränderungen des COP im Alltag als schwierig, da auch in ruhigem Stand Gewichtsverlagerungen im Fuß zu einer Verlagerung des Fußschwerpunkts (COP) führten. Diese Veränderungen wurden durch die Messsohle ebenso gemessen, wie die COP Verlagerungen während der Standphase, in der der COP entlang der Ganglinie die Abrollbewegung von Rückfuß zu Vorfuß abbildete. Die Software der Messsohle ließ eine Trennung dieser Balancedaten aus dem Stand und dem Gang nicht zu. Somit ist eine genaue Aussage über den Zustand der Balance während des Gangs bei Fallers und Non-Fallers nicht uneingeschränkt möglich.

Zeitliche Ganganalyseparameter

Verglichen mit den Gangsequenzen, beschrieben durch Michael Whittle [120], lagen im Studienkollektiv eine Verlängerung der Standphase in absoluter Zeit als auch eine Vergrößerung des Anteils am gesamten Gangzyklus der Standphase (Norm: 60 % des Gangzyklus) und eine Verkürzung absolut wie relativ der Schwungphase (Norm: 40 % des Gangzyklus) vor. Die Länge der Doppelstützzeit verglichen mit der Norm (10 % des Gangzyklus) war ebenso deutlich verlängert.

Die Analyse der Gangergebnisse zeigte einen statistischen Zusammenhang zwischen der Schrittzeit und den ermittelten Stürzen. Je höher die Sturzzahlen, desto länger war die Schrittzeit. Ebenso verhielt sich die Doppelstützzeit, die sich bei den Fallers als signifikant vergrößert darstellte. Da auch die Standzeit für den linken Fuß mit den Sturzzahlen positiv korrelierte, konnte der Gang der Fallers charakterisiert werden. Diese spatio-temporalen Parameter beschrieben einerseits die Gangkontinuität, andererseits indirekt die Länge und Geschwindigkeit der Gangzyklen. Eine prolongierte Standphase spricht für ein Bedürfnis nach höherer Stabilität und Sicherheit im Gangbild der Fallers. Ein verlangsamer Gang ist typisch für das physiologische Gangbild von

Älteren [60]. Jedoch gehen Fallers wiederum mit einer noch geringeren Geschwindigkeit [7,32]. Eine langsamere Geschwindigkeit, in der Analyse ausgedrückt durch erhöhte Stand- und Doppelstützzeiten, korrelierte somit mit dem Auftreten von Sturzereignissen von Älteren. Die Ganggeschwindigkeit ist ein Indikator für ein individuelles Sturzrisiko und könnte als Möglichkeit für die Klassifizierung in Fallers und Non-Fallers eingesetzt werden [69,117]. Insbesondere Schrittzeitparameter lassen eine Differenzierung von Fallers und Non-Fallers zu [80].

Bautmans et al. beschrieben die Ganggeschwindigkeit sogar als einzigen validen Parameter zur Unterscheidung zwischen Fallers und Non-Fallers mittels Ganganalyse [7]. Die einzige Studie, in der als Messinstrument eine Messsohle verwendet worden war, teilte die Teilnehmenden unter anderem hinsichtlich der Doppelstützzeit in niedrig und hoch sturzgefährdet ein ($\geq 14\%$ des gesamten Gangzyklus) [33]. Jedoch lag die durchschnittliche Doppelstützzeit in unserem untersuchten Gesamtkollektiv bei 38,52 %, die der Fallers bei durchschnittlich 39,71 % ohne signifikanten Unterschied. Somit lag der relative Anteil der Doppelstützzeit in unserem Patientenkollektiv weitaus höher. Hier können als Erklärung für die erhebliche Differenz einerseits das geringere Alter des von Di Rosa et al. untersuchten Patientenkollektivs (Di Rosa 71,1 Jahre, hier 88,2 Jahre) und andererseits die unterschiedlichen Messsohlen mit jeweils eigenen Analyseparametern herangezogen werden. Scott et al. maßen ebenso eine verlängerte Doppelstützzeit bei im follow-up gestürzten Teilnehmenden [94]. Weiss et al. suchten in Labor- und Freifeldmessungen nach Gangparametern, die auf ein erhöhtes Sturzrisiko hinweisen [117]. Dabei ermittelten sie verlängerte Schrittzeiten für die Gruppe der Fallers (Non-Fallers: $0,52 \pm 0,04$ s, Fallers: $0,55 \pm 0,04$ s). Diese sind allerdings geringer als die in dieser Ganganalyse gemessenen Parameter (rechts: Non-Fallers: 0,80 s, Fallers: 1,27 s). Da allerdings in der zum Vergleich herangezogenen Studie ein Accelerometer verwendet wurde, sind lediglich die Tendenzen und nicht die absoluten Messwerte vergleichbar. Weiter sind in unserer Studie die Probanden deutlich älter (78,4 zu 88,2 Jahren).

Zusätzlich zu den in Sekunden gemessenen absoluten verlängerten Standzeiten zeigte sich eine Verschiebung des Verhältnisses zwischen Standzeit und Schwungzeit im Vergleich zur oben beschriebenen Norm. So korrelierten der Anteil der Standphase am Gangzyklus signifikant positiv mit der Tatsache eines Sturzes (Fallers: 70,6 %) und der Anteil der Schwungphase signifikant negativ (Fallers: 29,4%). Daraus folgte, dass sich der Gang nicht nur durch längere Standphasen veränderte, sondern sich zusätzlich im Vergleich die Schwungphase als verkürzt präsentierte. Eine verkürzte Schwungphase bedeutet, dass mit einem Gangzyklus weniger Strecke überwunden werden kann, vorausgesetzt die Schwunggeschwindigkeit ist nicht kompensatorisch erhöht. Somit kann davon ausgegangen werden, dass Fallers mit einer kürzeren Schwungphase gingen. Weiter kann mit einer verlängerten Standphase ein unsicherer Gang kompensiert werden und mehr Zeit zur Planung des nächsten Schritts gewonnen werden [29]. Diese Verschiebung der

Anteile der Stand- und Schwungphasen konnten als valide Parameter zur Einteilung in eine Sturzgefährdung verwendet werden [33].

Non-Fallers wiesen signifikant erhöhte Standardabweichungen der Anteile der Stand- und Schwungphasen am Gangzyklus auf. Daraus folgt, dass Non-Fallers fähig sind mit höherer Variabilität zu gehen. Ihnen ist es möglich auf verschiedene Alltagssituationen adäquater mit einer Anpassung des Gangablaufs zu reagieren. Dies kann als näher am Alters-physiologischen Gangbild angesehen werden. Fallers hingegen gehen konstant mit eher gleich aufeinander folgenden Gangsequenzen. Die Gangvariabilität wird von vielen Studien als valider Parameter zur Sturzrisikostratifizierung gesehen [32,47,69,74,115,118]. Diesbezüglich werden in der Literatur unterschiedliche Ergebnisse vorgelegt. Von Hausdorff et al. und Menz et al. wurde eine höhere Schrittzeitvariabilität mit daraus resultierender Gangvariabilität für Fallers angenommen [47,69]. Konträr dazu zeigten Del Din et al. bei Fallers neben einem langsameren Gangbild mit kürzeren und langsameren Schrittfolgen eine geringere Variabilität der Gangsequenzen im Vergleich zu Non-Fallers [32]. Als mögliche Begründung für diese unterschiedlichen Herangehensweisen kann das unterschiedliche Studiensetup gesehen werden. Denn die Studien, die eine höhere Gangvariabilität für Fallers erhoben, wurden in Ganglaboren, nicht in Freifeldmessungen mit vorgegebenem Gangparcours durchgeführt [47,69]. Del Din et al. erhoben ihre Gangdaten analog zu der hier vorgestellten Studie im Zeitraum von einer Woche mit Hilfe eines Accelerometers aus dem Alltag der Teilnehmenden [32]. Es kann somit angenommen werden, dass die Messung der Gangvariabilität von Länge und Bedingungen der Gangmessung abhängt, da innerhalb einer einwöchigen Messung viele verschiedene Situationen, an die die Probanden ihren Gang anpassen, durch die Sohle gemessen werden. Bei Freifeldmessungen liegen keine Standardbedingungen des Gehumfeldes vor. Eine größere Variabilität der Gangparameter ist somit ein Hinweis auf die Anpassungsfähigkeit des Probanden und kann als Ausdruck größerer Gangsicherheit bei Non-Fallers gesehen werden. Non-Fallers können daher im Alltag Schrittfolgen und -sequenzen mit höherer Variabilität zeigen [25].

5.2.4. Vorhersagemodell (Sturzrisikoscore)

Es konnten mit Hilfe der Gangparameter und deren signifikanten Unterschiede bei Probanden mit und ohne Sturzereignis für jeden auffälligen Parameter cut-off Werte abgeleitet werden, die eine Einschätzung des individuellen Sturzrisikos ermöglichten. Unter einem cut-off Wert ist der Grenzwert eines Parameters zu verstehen, ab dem signifikant häufiger oder bei negativer Korrelation weniger Sturzereignisse ermittelt wurden. In diesem Fall wurde ein Scorepunkt vergeben. Es wurden zwei Scores gebildet. Der Score₁₂ umfasste alle 12 statischen und spatio-temporalen Gangparameter, für die sich Fallers und Non-Fallers signifikant unterschieden. Es waren somit 12 Punkte maximal erreichbar (vgl. Tabelle 12). Ohne eine Gewichtung einzelner Parameter konnte ein cut-off Wert mit einer Sensitivität von 86,7 % und einer Spezifität von 91,7 %

ermittelt werden. Im 2. Score - Score₈ - wurden ausschließlich die 8 spatio-temporalen Parameter herangezogen (vgl. Tabelle 12). Mit einem AUC von 0,961 und einer Sensitivität von 86,7 % und einer Spezifität von 93,3 % konnte ein cut-off Wert gebildet werden. Ab diesem würde einem Getesteten ein erhöhtes Sturzrisiko zugeschrieben werden. Der Score₈ ist somit hinsichtlich seines Ergebnisses vergleichbar mit Score₁₂. Auch bei Score₈ fand keine Gewichtung der Parameter statt. In der Literaturrecherche hatte nur eine Studie eine vergleichbare Herangehensweise. Di Rosa et al. untersuchten 2017 im Rahmen der WIISEL Studie 39 Teilnehmende hinsichtlich ihres Sturzrisikos [33]. Dabei wurde im Vorhinein ein Sturzscore entwickelt. Der Index bildete sich dabei aus vier Parametern, die in vorherigen Studien mit einem erhöhten Sturzrisiko verbunden waren. Dabei wurde eine Gewichtung vorgenommen. Insbesondere der Parameter der Doppelstützzeit (Double Support Time) wurde mit 52 % am gesamten Score wertgewichtet. Die Testung des Scores erfolgte lediglich gegenüber klinischen Sturzassessments bzw. einer Kombination dieser. Dabei erreichte der Score eine AUC von 0,59 bei DGI bzw. von 0,69 bei einer Kombination der Assessments. In unserer Studie betrug der Wert des AUC 0,938 bzw. 0,961; 0,944. Bautmans et al. errechneten 2011 für die Ganggeschwindigkeit mit einer Sensitivität und Spezifität von 78 % die Möglichkeit Testpersonen in Fallers und Non-Fallers einzuteilen [7]. Weiss et al. konnten mit einer ähnlichen Herangehensweise durch eine dreitägige Messung mit einem Accelerometer mit einer Sensitivität von 62,1 % und einer Spezifität von 78,9 % zukünftige Fallers von Non-Fallers unterscheiden [117].

Das hier vorgestellte Testprotokoll zur Testung der cut-off Werte basiert auf den Gang- und Sturzdaten der Teilnehmenden. Bei Hinzunahme einer jüngeren Testgruppe mit gesundem Gangbild konnte durch das vorgestellte Messprotokoll eine Trennschärfe zwischen gesundem und sturzgefährdetem Gang gezeigt werden. Diese erstmalig anhand einer Gangmesssohle im Rahmen einer Freifeldmessung bestimmten Grenzwerte zur Bestimmung besonders Sturzgefährdeter können nun als Ausgangswert für weitere, prospektive Untersuchungen dienen.

5.2.5. Vergleich Ergebnisse nach Beobachtungszeit

In der Datenanalyse wurden einmal die Stürze über die komplette Beobachtungszeit von 12 Monaten mit den Gangergebnissen verglichen. Zusätzlich wurden die Stürze, die nur in den 6 Monaten nach der Ganguntersuchung auftraten, separat mit den Gangergebnissen verglichen. So konnten die signifikanten Gangauffälligkeiten aus dem gesamten Beobachtungszeitraum (alle erfassten Sturzereignisse) mit denen aus dem Zeitraum über 6 Monate verglichen werden. In der Analyse der gesamten Sturzzahl konnten 18 Personen als Fallers mit insgesamt 40 Stürzen detektiert werden. In der zweiten Hälfte der Beobachtungszeit stürzten 13 Personen mit insgesamt 27 Stürzen. Somit stürzten in der zweiten Hälfte (von November 2018 bis Mai 2019) deutlich mehr Teilnehmende als in der ersten Hälfte der Beobachtung (von Mai 2018 bis November 2018). Eine Erklärung könnte die mit der Zeit weiter zunehmende Gebrechlichkeit mit zunehmendem Alter

der Teilnehmenden sein, wie auch das Gangbild selbst sich über die Zeit verändert [66,114]. Zusätzlich ist während der Wintermonate witterungsbedingt ein höheres Sturzrisiko zu vermuten [65].

Bei Einbezug aller Sturzereignisse waren 8 spatio-temporale und 4 COP Parameter signifikant unterschiedlich bzw. korrelierten mit der Anzahl der Stürze. Bei isolierter Analyse der zweiten Hälfte der Beobachtungszeit zeigten sich 15 spatio-temporale Parameter als signifikant unterschiedlich zwischen Fallers und Non-Fallers. In den in der ROC Analyse gebildeten cut-off Werten lagen Differenzen zwischen den Werten aus 12 Monaten und den Werten aus 6 Monaten Beobachtungszeit vor. 6 gleiche Gangparameter unterschieden sich bei den Sturzwerten aus 12 und 6 Monaten. Dabei differierten die cut-offs der Mean Step Duration right, Mean Fraction of Stance Phase left und die Stance Time left nur marginal um $\leq 10\%$. Bei Double Support, Stds of Fraction of Swing/Stance Phase right und Std of Swing Time left unterschieden sich hingegen die cut-offs um bis zu 50%. Diese Unterschiede können mit der unterschiedlichen Zahl der Fallers (18 im Vgl. zu 13), deren Gangdaten als Berechnungsbasis dienten, erklärt werden. Jedoch unabhängig von den zu Grunde gelegten Daten, bestand unter Einschluss dieser Parameter im daraus entwickelten Vorhersagemodell eine sehr gute Trennschärfe zwischen gesundem und altem sturzgefährdeten Gang (AUC: 0,938).

5.3. Bewertung der Studie hinsichtlich klinischer Relevanz und Durchführbarkeit

Ganganalyse mit Hilfe einer sensorischen Einlegesohle besticht durch den großen Vorteil, dass für die Durchführung der Ganganalyse kein medizinisches oder anderes Fachpersonal notwendig ist. Lediglich der Start der Messung, der Stopp und der Download mit anschließender Auswertung bedarf etwas Fachwissen. Durch Timing Funktionen und Remote Bedienbarkeit lässt sich die Messung zu einem beliebigen Zeitpunkt autark starten. Das Einlegen und die Haptik der Sohle gleicht einer orthopädischen Einlegesohle. Jeder kann das Messinstrument somit in die Schuhe einlegen. Unter anderem dadurch ist eine hohe Compliance wie in dieser Studie (81,8%) erreichbar. Der Datendownload ist über Datenfunk oder USB-Kabel durchführbar, in einem neueren Modell per Wi-Fi. Die daraufhin folgende Auswertung kann bei dieser Messsohle über die dazugehörige Software erfolgen. Einerseits ist es möglich in Echtzeit den Gang in graphischer Darstellung zu analysieren. Andererseits können über 200 einzelne Bodenreaktions-, Beschleunigungs-, Balance- und spatio-temporale Parameter als Reportdatensatz für weitergehende wissenschaftliche Datenanalysen verwendet werden. Die Messsohle wurde wissenschaftlich insbesondere für die Messungen von Outcomes nach Frakturen der unteren Extremität [22,24] und im Bereich der Sportorthopädie [104,121] verwendet. Mit der Durchführung der Freifeldmessung

mit dem Ziel einer Sturzrisikoerkennung wurde in der vorliegenden Studie eine neue Einsatzmöglichkeit getestet. Dementsprechend sind keine vergleichbaren Studien wie auch vergleichbare Messparameter vorhanden. Daher wurden in unserer Studie erstmals einzelne mögliche Werkzeuge (Messsohle, klinische Assessments) zur Sturzrisikostratifizierung verglichen. Es war ein Sturzrisikoassessment mit hoher Sensitivität möglich. Allerdings ließen sich auch aus den statistisch signifikanten Unterschieden zwischen Fallern und Non-Fallern keine kausalen Schlüsse auf die in der Zeit des follow up ereigneten Stürze ziehen. Des Weiteren ist mit Hilfe der Gangdaten derzeit noch keine Unterscheidung der Art der Fortbewegung z.B. zwischen gehend mit oder ohne Gehhilfe bzw. auf verschiedenen Untergründen gehend möglich. Hier befinden sich weitere Studien in der Umsetzung.

Im Vergleich der Ergebnisse mit weiteren Studien lagen kongruente Ergebnisse wie auch konträr zueinander liegende Ergebnisse vor. Insbesondere die Bedeutung des Parameters Gangvariabilität bei Sturzgefährdeten wird in der Literatur unterschiedlich diskutiert [20,32,47,69,74,115,118]. So wird der Variabilität je nach Autor eine positive oder negative Korrelation mit dem Sturzrisiko zugesprochen.

Die Validität des COP als Indikator zur Sturzgefährdung wird in der Literatur ebenfalls kontrovers diskutiert: Einerseits, dass Veränderungen im COP vordergründig altersbedingte Erscheinungen seien [14], dass die Werte des COP mit von der Ganggeschwindigkeit abhängig seien [4] – beide Einwände mindern jedoch nicht den Wert von mit dem COP verbundenen Ganganalyseparametern als Faktoren zur Sturzrisikoanalyse – und andererseits, dass sich konform mit den Ergebnissen unserer Untersuchung mit Hilfe der Werte Fallern von Non-Fallern unterscheiden ließen [59,63,68,81,105]. Der Altersdurchschnitt der Studienteilnehmenden war mit 88,2 Jahren, begründet durch das Einschlusskriterium Alter über 75 Jahren, im Vergleich zu weiteren Studien sehr hoch [33,93,96]. In dieser Altersgruppe haben noch 35 % der Heimbewohner einen dem Alter entsprechenden normalen Gang, mit dem Alter werden es stetig weniger [114]. Wiederum 32 % der Älteren weisen Gangstörungen durch neurologische Grunderkrankungen auf [66]. Daraus folgte, dass bei den Teilnehmenden ein weites Spektrum unterschiedlicher Gangbilder von dem Alter physiologisch entsprechend bis zu einem hoch eingeschränkten Gangbild zu beobachten war. Der Nachweis des Zusammenhangs unterschiedlicher Gangbilder mit der Höhe des Sturzrisikos wird durch die hier vorgestellte Untersuchung jedoch erbracht.

Aufgrund der Teilnehmerzahl $n = 28$ konnte in der statistischen Untersuchung keine Normalverteilung angenommen werden. Ebenso lag keine gleichmäßige Verteilung der Geschlechter bei fünf männlichen und 23 weiblichen Teilnehmenden vor. Das Studienkollektiv erwies sich neben dem hohen Alter auch als hoch morbide, da 24 Teilnehmende wegen mindestens einer Herzkreislauferkrankung und jeder kombiniert wegen weiteren Erkrankungen des Stoffwechsels oder orthopädischen bzw. neurologischen Einschränkungen sich in ärztlicher Behandlung befanden. Die hohe Varianz im Gesundheitszustand betagter Individuen ermöglicht nur einen

bedingten Vergleich mit weiteren Studien, in denen unterschiedliche, nicht standardisierte und inhomogene Stichprobenklientelen mit teils auch gesünderen und jüngeren Personen eingeschlossen waren [26,33,48,71,93,96,105]. Trotz der Alleinstellung dieser Studie ist ein diskutierender Vergleich, wie hier erfolgt, möglich.

Das vorgestellte Messprotokoll und die vorgestellten Scores ließen eine erste Unterscheidung zwischen Fallers und Non-Fallers mittels Ganganalyse zu. Gerade für den schnellen und unkomplizierten Einsatz am Patienten eignen sich möglichst einfach gestaltete sensorische Systeme, die in der Lage sind mit möglichst wenig Invasivität Daten über den Patienten zu sammeln. Dieser point of care Einsatz kann mit tragbaren Sensoren, wie in Form der hier eingesetzten Messsohle, erfolgreich durchgeführt werden [53].

5.4. Schlussfolgerung und Ausblick

Aus den Ergebnissen und insbesondere dem diskutierenden Teil der Arbeit lässt sich folgern, dass Standards erstellt werden müssen, um bessere individuelle Ergebnisse und Vorhersagen in der Sturzrisikoforschung und im klinischen Alltag zu erreichen. Es muss ein standardisiertes Protokoll mit einheitlichen Messinstrumenten und einheitlicher Interpretation der einzelnen Messergebnisse zur Risikoeinschätzung entwickelt werden. Dieser Fortschritt ist nur durch Freifeldmessungen zu erreichen [33,55], die möglichst das Gangspektrum des gesamten Tagesablaufs abbilden. In diesen wird zusätzlich zu der Messung auch die Praktikabilität in der klinisch praktischen Anwendung geprüft. Des Weiteren sollte diskutiert werden, ob ein errechnetes Sturzrisiko ein relativer Parameter ist, der in einem Verhältnis zu der Gangaktivität, beispielsweise der täglichen Schrittzahl steht. Diese Überlegung wird durch Freifeldmessungen über mehrere Tage berücksichtigt. Als auslösender Parameter für ein Sturzereignis können nicht nur eine Gangeinschränkung, sondern wie auch im gezeigten Studienkollektiv Herzkreislaufschwächen, Gleichgewichtsstörungen oder äußere Einflüsse angesehen werden. Für ein Modell zur Sturzvorsage müssen Erkrankungen, die diese Parameter einschließen, ebenso hinsichtlich ihres Einflusses auf das Sturzrisiko berücksichtigt werden [106]. Durch Integration der Parameter der klinischen Tests in den Ganganalysescore könnte ein umfassender den Patienten möglichst individuell untersuchender Sturzrisikoscore entwickelt und in weiteren Studien validiert werden. Die Morbidität wie auch die Gangqualität der untersuchten Teilnehmenden sind nicht konstant, sondern verändern sich mit dem Alter in zunehmend kurzen Abständen abhängig von Tagesform und aktuellem Gesundheitszustand [55,66,114]. Daraus folgt, dass auch das Sturzrisiko nicht konstant ist und eine einmalige Risikoeinschätzung den Veränderungen und zeitlichen Schwankungen des Sturzrisikos nicht gerecht wird. Somit muss für eine suffiziente Sturzrisikoüberwachung in definierten Intervallen oder nach bestimmten Ereignissen das Sturzrisiko neu evaluiert werden [52]. Dies ist

gerade dann wichtig, wenn die untersuchten Personen durch Interventionen wie Gangtraining oder medizinische Check-Ups ihr individuelles Sturzrisiko zu senken versuchen oder durch Erkrankungen eine Verschlechterung zu erwarten ist.

Es gibt verschiedene Ansätze die Sturzrisikogefährdung zu senken. Interventionen durch körperliches Training können die Anzahl an Stürzen signifikant senken [28]. Gerade Trainings des Gangs in Kombination mit sturzfokussierten Übungen verbessern die Gangperformance und erhöhen die körperliche Fitness im Alter [42,85]. Neben rein physischem Training kann auch kognitives Training (allgemein oder fokussiert auf Sturzängste) gezielt eingesetzt werden [5]. Dabei ist es hilfreich durch individuelle Sturzrisikoeinschätzung gefährdete Personen zu erkennen und diesen gezielt körperliches Training anzubieten [28]. Doch neben dem Training können auch weitere Maßnahmen wie bauliche Veränderungen, Vitamin D Einnahme bei einer Hypovitaminose und gezielte die Lebensqualität verbessernde Maßnahmen das Sturzrisiko gerade unter Heimbewohnern signifikant verringern [87].

Durch gezielte Interventionen verändern sich Gangparameter. So können mittels Ganganalyse im Zuge einer oben angesprochenen Re-Evaluation des Sturzrisikos auch ein Trainingserfolg messbar gemacht [85] und sturzprophylaktische Maßnahmen einem sich verändernden Sturzrisiko angepasst werden. Die verwendete Messsohle und deren Nachfolger geben mit Hilfe der Software im Live Modus ein sofortiges visuelles Gangfeedback. Somit ist die Sohle für auf Sensoren basiertes individuelles Gangtraining nutzbar. Für die Auswertung und graphische Darstellung als Live Feedback von Messergebnissen bietet sich die Nutzung von Smartphones an [75]. Als weitere Schritte können aufgezeichnete Daten direkt auf dem Smartphone gespeichert, analysiert und diese Analyse dargestellt werden [86]. Bei vermehrter Erhebung von Gangdaten aus dem Alltag und Speicherung dieser können Vorhersagemodelle verbessert und diese Daten für die weitere Gang- und Sturzforschung verwendet werden. Hier existieren erste Ansätze mit Hilfe von künstlicher Intelligenz. KI ist in der Lage mit Hilfe von maschinellem Lernen somit Gangsequenzen zu analysieren und Gangmuster automatisiert zu erkennen, die auf einen pathologischen Zustand, z.B. ein erhöhtes Risiko zu stürzen, hindeuten. So kann ein automatisiertes lernendes Ganganalyseinstrument geschaffen werden [110].

Gerade in Bezug auf die in der Einleitung präsentierten epidemiologischen Daten zu Sturzereignissen bei Älteren und deren gesundheitliche und sozioökonomische Folgen ist eine individuelle und standardisierte Sturzrisikoerkennung wichtig und möglich. Von Sensoren aufgenommene Gangdaten können zur Einordnung eines Sturzrisikos genutzt werden. Neue Analysemethoden lassen eine individuelle Sturzrisikoeinschätzung zu. Die gewonnenen Daten sind untersucherunabhängig und somit als objektiv anzusehen. Ein individuelles auf Ganganalysedaten basiertes Sturzrisikoassessment ermöglicht eine individuelle auf Gangsicherheit ausgelegte Prävention und könnte somit das Sturzrisiko bei Älteren senken. Ein praktikabler breiter Einsatz mit stetiger Re-Evaluation des Sturzrisikos ist mit dem hier eingesetzten Instrument einer

Einlegesohle und nicht an ein Ganglabor gebundenen Analysemethoden möglich. Eine Freifelduntersuchung im individuellen Lebensumfeld sturzgefährdeter Gruppen ist die Basis individueller Sturzprävention. Zur Erfassung spatio-temporaler und auch statischer Ganganalysedaten als Grundlage der Sturzrisikoeinschätzung ist die hier untersuchte Druckmesssohle als Analyseinstrument hervorragend geeignet.

6. Anhang

6.1. Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
AP	anteroposterior
AUC	Area Under Curve
bzw.	beziehungsweise
CDC	Centers for Disease Control and Prevention, Atlanta USA
COP	Center of Pressure, Schwerpunkt des Fußes
DGI	Dynamic Gait Index
et al.	Et alii/ et aliae
F	Fallers
KI	Künstliche Intelligenz
min	Minute (Einheit)
m	Meter (Einheit)
mm	Millimeter (Einheit)
ML	mediolateral
NF	Non-Fallers
ROC	Receiver Operating Characteristics curve
s	Sekunden (Einheit)
sog.	sogenannt
Std	Standard Deviation, Standardabweichung
Tab.	Tabelle
TUG	Timed Up and Go Test
vgl.	vergleiche
vs.	versus

6.2. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Kosten von Sturzereignissen für das Gesundheitssystem (USA) (Quelle: Houry et al. 2016)	6
Abb. 2: Sturzereignisse mit Todesfolge Prognose (USA) (Quelle: Houry et al. 2016)	6
Abb. 3: Ablauf Gangzyklus des rechten Fuß aus Whittle, Michael; Gait analysis: an introduction, 2008	8
Abb. 4: Bodenreaktionskraft während eines Gangzyklus nach Whittle, Michael; 2008, 1) Erster Kontakt, 2) links kein Bodenkontakt, 3) anheben des linken Fußes, 4) links erster Kontakt, 5) rechts kein Bodenkontakt.....	10
Abb. 5: Ganglinie mit Vektoren für die Bodenreaktionskraft modifiziert nach Whittle, Michael; 2008	11
Abb. 8: Ganglinie aus Gait Report.....	20
Abb. 6: Open Go Insole, Moticon GmbH, München.....	21
Abb. 7: Sensorverteilung, Open Go Insole, Moticon GmbH, München	22
Abb. 9: Bodenreaktionskräfte während Gangzyklus aus Gait Report zum Zeitpunkt 07:19:59,797	23
Abb. 10: Ganganalyse Druckverteilung während Gangzyklus aus Gait Report zum Zeitpunkt 07:19:59,797	23
Abb. 11: Korrelation TUG, DGI	28
Abb. 12: Korrelation Tinetti, TUG; Tinetti, DGI.....	28
Abb. 13: Korrelation Gehhilfe, TUG; Gehhilfe, DGI 0 = keine Gehhilfe; 1 = Gehstock; 2 = Rollator; 3 = Rollstuhl und Rollator.....	28
Abb. 14: Korrelation Sturzereignisse, klinische Sturzassessments.....	29
Abb. 15: Korrelation Double Support Time (s)	30
Abb. 16: Korrelation Mean Step Duration (s).....	30
Abb. 17: Korrelation Stance Time (s)	31
Abb. 18: Korrelation Mean Fraction of Stance Phase left (%)	31

Abb. 19:	Korrelation Standard Deviation of Fraction of Stance Phase right wie auch of Swing Phase left (%)	32
Abb. 20:	Korrelation Mean Fraction of Swing Phase left (%).....	33
Abb. 21:	Korrelationen Stance Time left (s), Stance Time right (s), Stürze nach Messereignis	34
Abb. 22:	Korrelationen Mean Gait Cycle Time (s), Mean Step Duration right (s), Stürze nach Messereignis.....	35
Abb. 23:	Korrelation Cadence (cycles/minute), Stürze nach Messereignis.....	35
Abb. 24:	Korrelation Double Support (s), Stürze nach Messereignis.....	36
Abb. 25:	Korrelationen Std of Fractions of Stance/Swing Phase left (%), Std. of Fractions of Stance/Swing Phase right (%), Stürze nach Messereignis	36
Abb. 26:	Fallers vs. Non-Fallers: Sturzrisikoassessments	38
Abb. 27:	links: Std COP mediolateral left (mm), rechts: Std COP anteroposterior left (mm) .	39
Abb. 28:	COP mediolateral left (mm).....	39
Abb. 29:	Bounding Box of COP mediolateral left (mm).....	40
Abb. 30:	links: Double Time Support (s), rechts: Std of Swing Time right (s).....	40
Abb. 31:	links: Std of Fraction of Stance Phase right (%), rechts: Std. of Fraction of Swing Phase left (%).....	41
Abb. 32:	Stance Times left, right (s).....	42
Abb. 33:	Mean Gait Cycle Time (s), Mean Step Duration right (s).....	42
Abb. 34:	Cadence cycles/min.....	43
Abb. 35:	links: Double Time Support (s); rechts: Mean Fraction of Double Support (%).....	43
Abb. 36:	links: Std of Fractions of Stance/Swing Phases right (%), rechts: Std of Fractions of Stance/Swing Phases left (%)	44
Abb. 37:	Score ₁₂ ROC Analyse.....	48
Abb. 38:	Score ₈ ROC Analyse Studienteilnehmer, junge Kontrollgruppe	49
Abb. 39:	Score ₈ ROC Analyse Studienteilnehmer.....	49

6.3. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Sturzrisiko Tinetti Test [108].....	19
Tabelle 2: Dynamic Gait Index [91].....	19
Tabelle 3: Demographie.....	26
Tabelle 4: Klinische Sturzrisikoassessments	26
Tabelle 5: Sturzereignisse nach Grund, Ort, Verletzung	26
Tabelle 6: Zusammenfassung: Signifikante Ergebnisse Korrelation nach Spearman	33
Tabelle 7: Zusammenfassung: Signifikante Ergebnisse Korrelation nach Spearman	37
Tabelle 8: Ergebnisse Mittelwertvergleich, Mann Whitney U Test	41
Tabelle 9: Ergebnisse Mittelwertvergleich, Mann Whitney U Test	44
Tabelle 10: Ergebnisse ROC Analyse signifikanter Parameter Stürze gesamt (follow-up: 12 Monate).....	45
Tabelle 11: Ergebnisse ROC Analyse signifikanter Parameter Stürze (follow-up: 6 Monate)...	46
Tabelle 12: Parameter Score ₁₂ , Score ₈	47
Tabelle 13: Vorhersagemodell Score ₈ und Score ₁₂	47
Tabelle 14: Score ₁₂ Vorhersagemodell; Studienteilnehmer und junge Kontrollgruppe.....	48
Tabelle 15: Score ₈ Vorhersagemodell; Studienteilnehmer und junge Kontrollgruppe	49
Tabelle 16: Score ₈ Vorhersagemodell; Studienteilnehmer.....	49

7. Literaturverzeichnis

1. Alexander BH, Rivara FP, Wolf ME (1992) The cost and frequency of hospitalization for fall-related injuries in older adults. *Am J Public Health* 82:1020–1023
2. Ambrose AF, Paul G, Hausdorff JM (2013) Risk factors for falls among older adults: A review of the literature. *Maturitas* 75:51–61
3. Ärzteblatt DÄG Redaktion Deutsches (2017) E-Health: Von Zeitgewinn und Präventionschancen. URL: <https://www.aerzteblatt.de/nachrichten/81780/E-Health-Von-Zeitgewinn-und-Praeventionschancen>
4. Barak Y, Wagenaar RC, Holt KG (2006) Gait Characteristics of Elderly People With a History of Falls: A Dynamic Approach. *Phys Ther* 86:1501–1510
5. Barban F, Annicchiarico R, Melideo M, Federici A, Lombardi MG, Giuli S, Ricci C, Adriano F, Griffini I, Silvestri M, Chiusso M, Neglia S, Ariño-Blasco S, Cuevas Perez R, Dionysiotis Y, Koumanakos G, Kovačević M, Montero-Fernández N, Pino O, Boye N, Cortés U, Barrué C, Cortés A, Levene P, Pantelopoulos S, Rosso R, Serra-Rexach JA, Sabatini AM, Caltagirone C (2017) Reducing Fall Risk with Combined Motor and Cognitive Training in Elderly Fallers. *Brain Sci* 7:19
6. Bautmans I, Puyvelde KV, Mets T (2009) Sarcopenia and Functional Decline: Pathophysiology, Prevention and Therapy. *Acta Clin Belg* 64:303–316
7. Bautmans I, Jansen B, Van Keymolen B, Mets T (2011) Reliability and clinical correlates of 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk. *Gait Posture* 33:366–372
8. Beauchet O, Fantino B, Allali G, Muir SW, Montero-Odasso M, Annweiler C (2011) Timed up and go test and risk of falls in older adults: A systematic review. *J Nutr Health Aging* 15:933–938
9. Becker C, Rapp K (2011) Stürze in der Geriatrie. *Internist* 52:939
10. Benjuya N, Melzer I, Kaplanski J (2004) Aging-Induced Shifts From a Reliance on Sensory Input to Muscle Cocontraction During Balanced Standing. *J Gerontol Ser A* 59:M166–M171
11. Berg KO, Maki BE, Williams JI, Holliday PJ, Wood-Dauphinee SL (1992) Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Arch Phys Med Rehabil* 73:1073–1080

12. Bergen G (2016) Falls and Fall Injuries Among Adults Aged ≥ 65 Years — United States, 2014. *MMWR Morb Mortal Wkly Rep* 65:
13. Bischoff HA (2003) Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed “up and go” test in community-dwelling and institutionalised elderly women. *Age Ageing* 32:315–320
14. Bizovska L, Svoboda Z, Kutilek P, Janura M, Gaba A, Kovacikova Z (2014) Variability of centre of pressure movement during gait in young and middle-aged women. *Gait Posture* 40:399–402
15. Bizovska L, Svoboda Z, Janura M, Bisi MC, Vuillerme N (2018) Local dynamic stability during gait for predicting falls in elderly people: A one-year prospective study. *PloS One* 13:e0197091
16. Blake AJ, Morgan K, Bendall MJ, Dallosso H, Ebrahim SBJ, Arie THD, Fentem PH, Basse EJ (1988) FALLS BY ELDERLY PEOPLE AT HOME: PREVALENCE AND ASSOCIATED FACTORS. *Age Ageing* 17:365–372
17. Bloom DE, Chatterji S, Kowal P, Lloyd-Sherlock P, McKee M, Rechel B, Rosenberg L, Smith JP (2015) Macroeconomic implications of population ageing and selected policy responses. *The Lancet* 385:649–657
18. Botwinick I, Johnson JH, Safadjou S, Cohen-Levy W, Reddy SH, McNelis J, Teperman SH, Stone ME (2016) Geriatric nursing home falls: A single institution cross-sectional study. *Arch Gerontol Geriatr* 63:43–48
19. Boyer KA, Johnson RT, Banks JJ, Jewell C, Hafer JF (2017) Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. *Exp Gerontol* 95:63–70
20. Brach JS, Berlin JE, VanSwearingen JM, Newman AB, Studenski SA (2005) Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. *J NeuroEngineering Rehabil* 2:21
21. Braun BJ, Veith NT, Hell R, Döbele S, Roland M, Rollmann M, Holstein J, Pohlemann T (2015) Validation and reliability testing of a new, fully integrated gait analysis insole. *J Foot Ankle Res* 8:54
22. Braun BJ, Pelz P, Veith NT, Rollmann M, Klein M, Herath SC, Holstein JH, Pohlemann T (2018) Long-term pathological gait pattern changes after talus fractures — dynamic measurements with a new insole. *Int Orthop* 42:1075–1082
23. Braun BJ, Huss C, Heim Mueller S, Klein M, Herath SC, Ruebe C, Pohlemann T, Niewald M (2018) Should I Stay or Should I Go? A Prospective, Blinded Study Comparing the

Diagnostic Capability of Dynamic and Stationary Pedobarography in Plantar Fasciitis. *J Foot Ankle Surg* 57:1181–1185

24. Braun BJ, Osche D, Rollmann M, Orth M, Mörsdorf P, Histing T, Pohlemann T, Herath SC (2019) Increased therapy demand and impending loss of previous residence status after proximal femur fractures can be determined by continuous gait analysis – A clinical feasibility study. *Injury* 50:1329–1332
25. Brodie MA, Coppens MJ, Ejupi A, Gschwind YJ, Annegarn J, Schoene D, Wieching R, Lord SR, Delbaere K (2017) Comparison between clinical gait and daily-life gait assessments of fall risk in older people: Remote vs clinical fall-risk assessments. *Geriatr Gerontol Int* 17:2274–2282
26. Brognara L, Palumbo P, Grimm B, Palmerini L (2019) Assessing Gait in Parkinson’s Disease Using Wearable Motion Sensors: A Systematic Review. *Diseases* 7:18
27. Chandler JM, Duncan PW, Studenski SA (1990) Balance Performance on the Postural Stress Test: Comparison of Young Adults, Healthy Elderly, and Fallers. *Phys Ther* 70:410–415
28. Chang JT, Morton SC, Rubenstein LZ, Mojica WA, Maglione M, Suttrop MJ, Roth EA, Shekelle PG (2004) Interventions for the prevention of falls in older adults: systematic review and meta-analysis of randomised clinical trials. *BMJ* 328:680
29. Chapman GJ, Hollands MA (2007) Evidence that older adult fallers prioritise the planning of future stepping actions over the accurate execution of ongoing steps during complex locomotor tasks. *Gait Posture* 26:59–67
30. Cipriany-Dacko LM, Innerst D, Johannsen J, Rude V (1997) Interrater reliability of the tinetti balance scores in novice and experienced physical therapy clinicians. *Arch Phys Med Rehabil* 78:1160–1164
31. Criter RE, Honaker JA (2016) Identifying Balance Measures Most Likely to Identify Recent Falls. *J Geriatr Phys Ther* 39:30
32. Del Din S, Galna B, Godfrey A, Bekkers EMJ, Pelosin E, Nieuwhof F, Mirelman A, Hausdorff JM, Rochester L (2019) Analysis of Free-Living Gait in Older Adults With and Without Parkinson’s Disease and With and Without a History of Falls: Identifying Generic and Disease-Specific Characteristics. *J Gerontol Ser A* 74:500–506
33. Di Rosa M, Hausdorff JM, Stara V, Rossi L, Glynn L, Casey M, Burkard S, Cherubini A (2017) Concurrent validation of an index to estimate fall risk in community dwelling seniors through a wireless sensor insole system: A pilot study. *Gait Posture* 55:6–11

34. Faber MJ, Bosscher RJ, van Wieringen PC (2006) Clinimetric Properties of the Performance-Oriented Mobility Assessment. *Phys Ther* 86:944–954
35. Florence CS, Bergen G, Atherly A, Burns E, Stevens J, Drake C (2018) Medical Costs of Fatal and Nonfatal Falls in Older Adults. *J Am Geriatr Soc* 66:693–698
36. Follis S, Cook A, Bea JW, Going SB, Laddu D, Cauley JA, Shadyab AH, Stefanick ML, Chen Z (2018) Association Between Sarcopenic Obesity and Falls in a Multiethnic Cohort of Postmenopausal Women. *J Am Geriatr Soc* 66:2314–2320
37. Fried LP, Darer J, Walston J (2003) *Frailty*. Springer-Verlag, New York. URL: http://link.springer.com/10.1007/0-387-22621-4_74
38. Gangavati A, Hajjar I, Quach L, Jones RN, Kiely DK, Gagnon P, Lipsitz LA (2011) Hypertension, Orthostatic Hypotension, and the Risk of Falls in a Community-Dwelling Elderly Population: The Maintenance of Balance, Independent Living, Intellect, and Zest in the Elderly of Boston Study. *J Am Geriatr Soc* 59:383–389
39. Ganz DA, Higashi T, Rubenstein LZ (2005) Monitoring Falls in Cohort Studies of Community-Dwelling Older People: Effect of the Recall Interval. *J Am Geriatr Soc* 53:2190–2194
40. Ganz DA, Bao Y, Shekelle PG, Rubenstein LZ (2007) Will My Patient Fall? *JAMA* 297:77–86
41. Gietzelt M, Nemitz G, Wolf K-H, Schwabedissen HMZ, Haux R, Marscholke M (2009) A clinical study to assess fall risk using a single waist accelerometer. *Inform Health Soc Care* 34:181–188
42. Gillespie LD, Robertson MC, Gillespie WJ, Sherrington C, Gates S, Clemson LM, Lamb SE (2012) Interventions for preventing falls in older people living in the community. *Cochrane Database Syst Rev*
43. Goërtz Y, Buil I, Jochem I, Sipers W, Smid M, Heyligers I, Grimm B (2017) Activity monitoring as a tool for fall risk assessment: a validation study. *Orthop Proc* 99-B:8–8
44. Grimm B, Vanderhenst T, Münch C, Heyligers IC (2006) Application feasibility of accelerometer based gait analysis in clinical orthopaedics. *J Biomech* 39:S110
45. Grimm B, Bolink S (2016) Evaluating physical function and activity in the elderly patient using wearable motion sensors. *EFORT Open Rev* 1:112–120
46. Hadjistavropoulos T, Delbaere K, Fitzgerald TD (2011) Reconceptualizing the Role of Fear of Falling and Balance Confidence in Fall Risk. *J Aging Health* 23:3–23
47. Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK (2001) Gait variability and fall risk in community-

- living older adults: A 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil* 82:1050–1056
48. Hausdorff JM, Herman T, Baltadjieva R, Gurevich T, Giladi N (2003) Balance and Gait in Older Adults With Systemic Hypertension *. *Am J Cardiol* 91:643–645
 49. Hayes KW, Johnson ME (2003) Measures of adult general performance tests: The Berg Balance Scale, Dynamic Gait Index (DGI), Gait Velocity, Physical Performance Test (PPT), Timed Chair Stand Test, Timed Up and Go, and Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment (POMA). *Arthritis Rheum* 49:S28–S42
 50. Hayes WC, Myers ER, Morris JN, Gerhart TN, Yett HS, Lipsitz LA (1993) Impact near the hip dominates fracture risk in elderly nursing home residents who fall. *Calcif Tissue Int* 52:192–198
 51. Heinrich S, Rapp K, Rissmann U, Becker C, König H-H (2010) Cost of falls in old age: a systematic review. *Osteoporos Int* 21:891–902
 52. Houry D, Florence C, Baldwin G, Stevens J, McClure R (2016) The CDC Injury Center’s Response to the Growing Public Health Problem of Falls Among Older Adults. *Am J Lifestyle Med* 10:74–77
 53. Howcroft J, Kofman J, Lemaire ED, McIlroy WE (2016) Analysis of dual-task elderly gait in fallers and non-fallers using wearable sensors. *J Biomech* 49:992–1001
 54. Howcroft J, Lemaire ED, Kofman J, McIlroy WE (2018) Dual-Task Elderly Gait of Prospective Fallers and Non-Fallers: A Wearable-Sensor Based Analysis. *Sensors* 18:
 55. Ihlen EAF, van Schooten KS, Bruijn SM, van Dieën JH, Vereijken B, Helbostad JL, Pijnappels M (2018) Improved Prediction of Falls in Community-Dwelling Older Adults Through Phase-Dependent Entropy of Daily-Life Walking. *Front Aging Neurosci* 10:
 56. Inouye SK, Brown CJ, Tinetti ME (2009) Medicare Nonpayment, Hospital Falls, and Unintended Consequences. *N Engl J Med* 360:2390–2393
 57. Jager TE, Weiss HB, Coben JH, Pepe PE (2000) Traumatic Brain Injuries Evaluated in U.S. Emergency Departments, 1992-1994. *Acad Emerg Med* 7:134–140
 58. Jensen J, Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y (2002) Falls among frail older people in residential care. *Scand J Public Health* 30:54–61
 59. Johansson J, Nordström A, Gustafson Y, Westling G, Nordström P (2017) Increased postural sway during quiet stance as a risk factor for prospective falls in community-dwelling elderly individuals. *Age Ageing* 46:964–970
 60. Ko S uk, Ling SM, Winters J, Ferrucci L (2009) Age-related mechanical work expenditure during normal walking: The Baltimore Longitudinal Study of Aging. *J Biomech* 42:1834–

61. Kurz I, Oddsson L, Melzer I (2013) Characteristics of balance control in older persons who fall with injury – A prospective study. *J Electromyogr Kinesiol* 23:814–819
62. Kwon M-S, Kwon Y-R, Park Y-S, Kim J-W (2018) Comparison of gait patterns in elderly fallers and non-fallers. *Technol Health Care Off J Eur Soc Eng Med* 26:427–436
63. Lin D, Seol H, Nussbaum MA, Madigan ML (2008) Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait Posture* 28:337–342
64. Lord SR, Clark RD, Webster IW (1991) Postural Stability and Associated Physiological Factors in a Population of Aged Persons. *J Gerontol* 46:M69–M76
65. Magota C, Sawatari H, Ando S, Nishizaka MK, Tanaka K, Horikoshi K, Hoashi I, Nobuko H, Ohkusa T, Chishaki A (2017) Seasonal ambient changes influence inpatient falls. *Age Ageing* ageing;afw254v1
66. Mahlkecht P, Kiechl S, Bloem BR, Willeit J, Scherfler C, Gasperi A, Rungger G, Poewe W, Seppi K (2013) Prevalence and Burden of Gait Disorders in Elderly Men and Women Aged 60–97 Years: A Population-Based Study. *PLOS ONE* 8:e69627
67. Marr B The 9 Biggest Technology Trends That Will Transform Medicine And Healthcare In 2020. URL: <https://www.forbes.com/sites/bernardmarr/2019/11/01/the-9-biggest-technology-trends-that-will-transform-medicine-and-healthcare-in-2020/>
68. Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J (2004) Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Ageing* 33:602–607
69. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC (2003) Acceleration Patterns of the Head and Pelvis When Walking Are Associated With Risk of Falling in Community-Dwelling Older People. *J Gerontol Ser A* 58:M446–M452
70. Merlo A, Zemp D, Zanda E, Rocchi S, Meroni F, Tettamanti M, Recchia A, Lucca U, Quadri P (2012) Postural stability and history of falls in cognitively able older adults: The Canton Ticino study. *Gait Posture* 36:662–666
71. Mirelman A, Herman T, Brozgol M, Dorfman M, Sprecher E, Schweiger A, Giladi N, Hausdorff JM (2012) Executive Function and Falls in Older Adults: New Findings from a Five-Year Prospective Study Link Fall Risk to Cognition. *PLOS ONE* 7:e40297
72. Moe-Nilssen R, Helbostad JL (2004) Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *J Biomech* 37:121–126
73. Moreland JD, Richardson JA, Goldsmith CH, Clase CM (2004) Muscle Weakness and Falls in Older Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Am Geriatr Soc*

74. Mortaza N, Osman NAA, Mehdikhani N (2014) Are the Spatio-temporal Parameters of Gait Capable of Distinguishing a Faller from a Non-faller Elderly? *Eur J Phys Rehabil Med* 38
75. Nishiguchi S, Yamada M, Nagai K, Mori S, Kajiwara Y, Sonoda T, Yoshimura K, Yoshitomi H, Ito H, Okamoto K, Ito T, Muto S, Ishihara T, Aoyama T (2012) Reliability and Validity of Gait Analysis by Android-Based Smartphone. *Telemed E-Health* 18:292–296
76. Noohu MM, Dey AB, Hussain ME (2014) Relevance of balance measurement tools and balance training for fall prevention in older adults. *J Clin Gerontol Geriatr* 5:31–35
77. Ostrosky KM, VanSwearingen JM, Burdett RG, Gee Z (1994) A Comparison of Gait Characteristics in Young and Old Subjects. *Phys Ther* 74:637–644
78. Park S-H (2018) Tools for assessing fall risk in the elderly: a systematic review and meta-analysis. *Aging Clin Exp Res* 30:1–16
79. Patel S, Park H, Bonato P, Chan L, Rodgers M (2012) A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. *J NeuroEngineering Rehabil* 9:21
80. Pavol MJ, Owings TM, Foley KT, Grabiner MD (1999) Gait Characteristics as Risk Factors for Falling From Trips Induced in Older Adults. *J Gerontol Ser A* 54:M583–M590
81. Pizzigalli L, Micheletti Cremasco M, Mulasso A, Rainoldi A (2016) The contribution of postural balance analysis in older adult fallers: A narrative review. *J Bodyw Mov Ther* 20:409–417
82. Podsiadlo D, Richardson S (1991) The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* 39:142–148
83. Prince F, Corriveau H, Hébert R, Winter DA (1997) Gait in the elderly. *Gait Posture* 5:128–135
84. Raïche M, Hébert R, Prince F, Corriveau H (2000) Screening older adults at risk of falling with the Tinetti balance scale. *The Lancet* 356:1001–1002
85. Ramalho F, Santos-Rocha R, Branco M, Moniz-Pereira V, André H-I, Veloso AP, Carnide F (2018) Effect of 6-month community-based exercise interventions on gait and functional fitness of an older population: a quasi-experimental study. *Clin Interv Aging* 13:595–606
86. Rasche P, Mertens A, Bröhl C, Theis S, Seinsch T, Wille M, Pape H-C, Knoke M (2017) The “Aachen fall prevention App” – a Smartphone application app for the self-assessment of elderly patients at risk for ground level falls. *Patient Saf Surg* 11:14

87. Robertson MC, Gillespie LD (2013) Fall Prevention in Community-Dwelling Older Adults. *JAMA* 309:1406–1407
88. Rosenberg IH (1997) Sarcopenia: Origins and Clinical Relevance. *J Nutr* 127:990S-991S
89. Rossignaud R, Oliveira ACP, Lara JPR, Mayor JJV, Rodacki ALF (2019) Methodological tools used for tripping gait analysis of elderly and prosthetic limb users: a systematic review. *Aging Clin Exp Res*
90. Rubenstein LZ (2006) Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age Ageing* 35:ii37–ii41
91. Schädler S (2006) Balance beim Gehen beurteilen. *physiopraxis* 4:40–41
92. Scheffer AC, Schuurmans MJ, van Dijk N, van der Hooft T, de Rooij SE (2008) Fear of falling: measurement strategy, prevalence, risk factors and consequences among older persons. *Age Ageing* 37:19–24
93. Schooten KS van, Pijnappels M, Rispens SM, Elders PJM, Lips P, Daffertshofer A, Beek PJ, Dieën JH van (2016) Daily-Life Gait Quality as Predictor of Falls in Older People: A 1-Year Prospective Cohort Study. *PLOS ONE* 11:e0158623
94. Scott D, McLaughlin P, Nicholson GC, Ebeling PR, Stuart AL, Kay D, Sanders KM (2015) Changes in gait performance over several years are associated with recurrent falls status in community-dwelling older women at high risk of fracture. *Age Ageing* 44:287–293
95. Senden R, Grimm B, Heyligers IC, Savelberg HHCM, Meijer K (2009) Acceleration-based gait test for healthy subjects: Reliability and reference data. *Gait Posture* 30:192–196
96. Senden R, Savelberg HHCM, Grimm B, Heyligers IC, Meijer K (2012) Accelerometry-based gait analysis, an additional objective approach to screen subjects at risk for falling. *Gait Posture* 36:296–300
97. Shumway-Cook A, Wollacott MH (1995) *Motor Control: Theory and Practical Applications*. Baltimore, Md.: Williams and Wilkins Inc. *J Neurol Phys Ther* 20:475
98. Shumway-Cook A, Baldwin M, Polissar NL, Gruber W (1997) Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults. *Phys Ther* 77:812–819
99. Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M (2000) Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther* 80:896–903
100. Simon SR (2004) Quantification of human motion: gait analysis—benefits and limitations to its application to clinical problems. *J Biomech* 37:1869–1880

101. Siracuse JJ, Odell DD, Gondek SP, Odom SR, Kasper EM, Hauser CJ, Moorman DW (2012) Health care and socioeconomic impact of falls in the elderly. *Am J Surg* 203:335–338
102. Sterke CS, Huisman SL, van Beeck EF, Looman CWN, van der Cammen TJM (2010) Is the Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment (POMA) a feasible and valid predictor of short-term fall risk in nursing home residents with dementia? *Int Psychogeriatr* 22:254–263
103. Sterling DAM, O’Connor JAR, Bonadies JM (2001) Geriatric Falls: Injury Severity Is High and Disproportionate to Mechanism | Ovid. *J Trauma Inj Infect Crit Care* 50(1):116–119
104. Stöggl T, Martiner A (2017) Validation of Moticon’s OpenGo sensor insoles during gait, jumps, balance and cross-country skiing specific imitation movements. *J Sports Sci* 35:196–206
105. Svoboda Z, Bizovska L, Janura M, Kubonova E, Janurova K, Vuillerme N (2017) Variability of spatial temporal gait parameters and center of pressure displacements during gait in elderly fallers and nonfallers: A 6-month prospective study. *PLOS ONE* 12:e0171997
106. Swanenburg J, de Bruin ED, Uebelhart D, Mulder T (2010) Falls prediction in elderly people: A 1-year prospective study. *Gait Posture* 31:317–321
107. Tiedemann A, Shimada H, Sherrington C, Murray S, Lord S (2008) The comparative ability of eight functional mobility tests for predicting falls in community-dwelling older people. *Age Ageing* 37:430–435
108. Tinetti ME, Franklin Williams T, Mayewski R (1986) Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *Am J Med* 80:429–434
109. Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF (1988) Risk Factors for Falls among Elderly Persons Living in the Community. *N Engl J Med* 319:1701–1707
110. Tunca C, Salur G, Ersoy C (2019) Deep Learning for Fall Risk Assessment with Inertial Sensors: Utilizing Domain Knowledge in Spatio-Temporal Gait Parameters. *IEEE J Biomed Health Inform* 1–1
111. van Andel S, Cole MH, Pepping G-J (2019) Influence of age and falls incidence on tau guidance of centre of pressure movement during gait initiation. *Gait Posture* 70:104–108
112. Vassallo M, Stockdale R, Sharma JC, Briggs R, Allen S (2005) A Comparative Study of the Use of Four Fall Risk Assessment Tools on Acute Medical Wards: A COMPARISON OF FOUR FALLS RISK ASSESSMENT TOOLS. *J Am Geriatr Soc* 53:1034–1038
113. Verghese J, Buschke H, Viola L, Katz M, Hall C, Kuslansky G, Lipton R (2002) Validity

- of Divided Attention Tasks In Predicting Falls in Older Individuals: A Preliminary Study. *J Am Geriatr Soc* 50:1572–1576
114. Verghese J, LeValley A, Hall CB, Katz MJ, Ambrose AF, Lipton RB (2006) Epidemiology of Gait Disorders in Community-Residing Older Adults. *J Am Geriatr Soc* 54:255–261
 115. Verghese J, Holtzer R, Lipton RB, Wang C (2009) Quantitative Gait Markers and Incident Fall Risk in Older Adults. *J Gerontol Ser A* 64A:896–901
 116. Weidemann M (2019) Megatrends: Kapitalanlage mit Zukunft.
 117. Weiss A, Brozgol M, Dorfman M, Herman T, Shema S, Giladi N, Hausdorff JM (2013) Does the Evaluation of Gait Quality During Daily Life Provide Insight Into Fall Risk? A Novel Approach Using 3-Day Accelerometer Recordings. *Neurorehabil Neural Repair* 27:742–752
 118. Weiss A, Herman T, Giladi N, Hausdorff JM (2014) Objective Assessment of Fall Risk in Parkinson’s Disease Using a Body-Fixed Sensor Worn for 3 Days. *PLoS ONE* 9:
 119. Whitney SL, Walsh MK, Pieffer MD, Furman J (1997) Concurrent Validity of the Berg Balance Scale and the Dynamic Gait Index in People with Vestibular Dysfunction. *J Neurol Phys Ther* 21:167
 120. Whittle MW (2008) *Gait analysis: an introduction*. 4th ed., reprinted edition. Butterworth-Heinemann, Elsevier, Edinburgh
 121. Willy RW (2018) Innovations and pitfalls in the use of wearable devices in the prevention and rehabilitation of running related injuries. *Phys Ther Sport* 29:26–33
 122. Winter DA, Patla AE, Frank JS, Walt SE (1990) Biomechanical Walking Pattern Changes in the Fit and Healthy Elderly. *Phys Ther* 70:340–347
 123. Wren TAL, Gorton GE, Öunpuu S, Tucker CA (2011) Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review. *Gait Posture* 34:149–153
 124. Yarnall A, Rochester L, Burn DJ (2011) The interplay of cholinergic function, attention, and falls in Parkinson’s disease. *Mov Disord* 26:2496–2503
 125. Young WR, Mark Williams A (2015) How fear of falling can increase fall-risk in older adults: Applying psychological theory to practical observations. *Gait Posture* 41:7–12
 126. (2017) Algorithm For Fall Risk Screening, Assessment, And Intervention. *Prev Control* 2
 127. (2018) STEADI Materials for Healthcare Providers | STEADI - Older Adult Fall Prevention | CDC Injury Center. URL: <https://www.cdc.gov/steady/materials.html>
 128. (2019) Costs of Falls Among Older Adults | Home and Recreational Safety | CDC Injury

- Center. URL: <https://www.cdc.gov/homeandrecreationalafety/falls/fallcost.html>
129. (2020) Silver Society Glossar. URL: <https://www.zukunftsinstitut.de/artikel/mtglossar/silver-society-glossar/>
130. Prognose zur Entwicklung der Weltbevölkerung bis 2100. URL: <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/1717/umfrage/prognose-zur-entwicklung-der-weltbevoelkerung/>
131. Bevölkerung in Deutschland nach Altersgruppen bis 2060. URL: <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/71539/umfrage/bevoelkerung-in-deutschland-nach-altersgruppen/>
132. 2018 ESC/ESH Guidelines for the management of arterial hypertension: The Task Force for the management of arterial hypertension of the European Society of Cardiology and the European Society of Hypertension | Ovid. URL: <https://oce.ovid.com/article/00004872-201810000-00002/HTML>
133. SCIENCE|Moticon. URL: <https://www.moticon.de/science/>
134. zebris Medical GmbH - Stand-/Gang- und Abrollanalyse FDM. URL: <https://www.zebris.de/medizin/produkte-loesungen/stand-gang-und-abrollanalyse-fdm/>
135. Rölke Pharma – GAITRite® tragbares Ganganalysesystem. URL: <https://roelkepharma.de/gaitrite.php>
136. MOX1. URL: <https://www.accelerometry.eu/mox1/>

Eidesstattliche Versicherung

Erklärung gemäß § 7 Abs. 1 Nr. 2

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet.

Weitere Personen waren an der inhaltlich-materiellen Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die entgeltliche Hilfe von Vermittlungs- bzw. Beratungsdiensten (Promotionsberaterinnen/Promotionsberater oder anderer Personen) in Anspruch genommen. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Die Arbeit wurde bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder in ähnlicher Form in einem anderen Verfahren zur Erlangung des Doktorgrades einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Ich versichere an Eides statt, dass ich nach bestem Wissen die Wahrheit gesagt und nichts verschwiegen habe.

Die Bedeutung der eidesstattlichen Erklärung und die strafrechtlichen Folgen einer unrichtigen oder unvollständigen eidesstattlichen Erklärung sind mir bekannt.

Homburg,

Eduard Witiko Unger

Danksagung

Ich danke allen, die an dieser Arbeit beteiligt waren.

In erster Linie danke ich meinem Betreuer Herrn PD Dr. med. Benedikt Braun, MBA. Von ihm wurde ich im Zuge meines Promotionsvorhabens bestens betreut. Er stand mir immer mit Rat zur Seite und unterstützte und motivierte mich diese Arbeit zu schreiben, auf verschiedenen Tagungen einem Fachpublikum vorzustellen und zu publizieren.

Herrn Prof. Dr. med. Tim Pohlemann danke ich, dass ich dieser Arbeit in der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes nachgehen konnte.

Weiter danke ich den Bewohnerinnen und Bewohnern des Diakonissen Altenheims „Haus am Schlossberg“ in Homburg, die an den durchgeführten Ganguntersuchungen mit teils großer Begeisterung teilnahmen. Besonderer Dank gilt hier allen Pflegekräften auf Station und insbesondere der Heimleitung Frau Astrid Pirro für die gute Zusammenarbeit während der Datenerhebung.

Zuletzt möchte ich mich bei meinen Eltern für die große Unterstützung während meiner gesamten Ausbildung bedanken. Stets war ihnen mein beruflicher wie akademischer Werdegang ein großes Anliegen und wurde durch sie in jeder Weise gefördert.

Curriculum Vitae

Aus datenschutzrechtlichen Gründen wird der Lebenslauf in der elektronischen Fassung der Dissertation nicht veröffentlicht.

Publikationen und Kongressbeiträge

Publikation

Unger EW, Histing T, Rollmann MF, Orth M, Herath E, Menger M, Herath SC, Grimm B, Pohlemann T, Braun BJ

Development of a dynamic fall risk profile in elderly nursing home residents: a free field gait analysis based study

Archives of Gerontology and Geriatrics, Elsevier

(online: 11. November 2020; print: Vol. 93, March-April 2021)

Kongressbeiträge

Unger EW, Rollmann M, Orth M., Fritz T., Pohlemann T., Grimm B., Braun BJ

Remote Sturzrisikoassessment bei geriatrischen Heimbewohnern – Vorstellung eines neuen sensorbasierten Protokolls

Vortrag S215-03,

Jahreskongress der Deutschen Gesellschaft für Geriatrie 2019, Frankfurt am Main

Unger EW, Rollmann M, Orth M., Fritz T., Pohlemann T., Braun BJ

Remote Sturzrisikoassessment bei geriatrischen Heimbewohnern – Vorstellung eines neuen sensorbasierten Protokolls

28. Wissenschaftliche Jahrestagung der Saarländischen Chirurgenvereinigung e.V. 2020

Braun BJ, Unger EW, Orth M, Herath SC, Rollmann MF, Pohlemann T

Ein neues sensorbasiertes Messprotokoll zur Sturzrisikoerkennung bei geriatrischen Heimbewohnern

Vortrag DKOU20-189,

Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie 2020, Berlin