

Aus der Klinik für Neurologie
(Direktor: Prof. Dr. Daniela Berg)
im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel
an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**Retest-Reliabilität und Minimal Detectable Change sensorgestützter Gangparameter bei
älteren neurologisch erkrankten Patient*innen**

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von

Christian Thoren Ortlieb

aus Lüneburg

Kiel 2024

Aus der Klinik für Neurologie
(Direktor: Prof. Dr. Daniela Berg)
im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel
an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**Retest-Reliabilität und Minimal Detectable Change sensorgestützter Gangparameter bei
älteren neurologisch erkrankten Patient*innen**

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von
Christian Thoren Ortlieb
aus Lüneburg

Kiel 2024

1. Berichterstatter/in: Prof. Dr. med. Walter Maetzler

2. Berichterstatter/in: Priv.-Doz. Dr. med. Tim Klüter

Tag der mündlichen Prüfung: 07.07.2025

Zum Druck genehmigt, Kiel den 03.04.2025

gez.: Prof. Dr. med. Walter Maetzler

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	II
1. Einleitung	1
2. Theoretischer Hintergrund	3
2.1 Der Gang und seine Bestandteile	3
2.2 Pathologie und Gangstörungen bei älteren Patient*innen.....	4
2.3 Multimorbidität und Polypharmazie.....	6
2.4 Beurteilung des Gangs.....	6
2.4.1 Beobachtung.....	7
2.4.2 Zeitstopp-Messverfahren.....	7
2.4.3 Analyse mit tragbaren Sensoren.....	8
2.5 Reliabilität	9
2.6 Standardmessfehler und Minimal Detectable Change.....	11
3. Fragestellung	13
4. Methoden.....	13
4.1 Ein- und Ausschlusskriterien	13
4.2 Ablauf	14
4.3 Untersuchungen.....	16
4.3.1 Anamnese	16
4.3.2 Neuropsychologische Testung	16
4.3.3 Sensorgestützte Aufgaben	17
4.4 Sensorsystem und Parameterberechnung	19
4.5 Statistische Analyse	21
5. Ergebnisse	22
5.1 Studienkohorte	22
5.2 4-Meter-Gehstrecke	26
5.3 20-Meter-Gehstrecke	28
6. Diskussion	30
7. Limitationen	33
8. Zusammenfassung.....	35
9. Literaturverzeichnis	37
10. Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	41
11. Danksagung.....	42

Abkürzungsverzeichnis

ADL *Activities of Daily Living*

ComOn *Cognitive and motor interaction in the older Population*

FAB-D *Frontal Assessment Battery*

iADL *Instrumental Activities of Daily Living*

ICC *Intra-Class-Correlation*

ICD *International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems*

IMU *Inertial Measurement Unit*

MCID *Minimal clinical important difference*

MDC *Minimal Detectable Change*

MDS-UPDRS *Movement Disorder Society Unified Parkinson's Disease Rating Scale*

MoCA *Montreal Cognitive Assessment*

SD *Standard deviation*

SEM *Standard Error of Measurement*

SPPB *Short Physical Performance Battery*

T0 *Zweite Testung (Folgetag)*

T1 *Erste Testung*

TMT *Trail Making Test*

TUG *Timed „Up and Go“*

1 Einleitung

Die Fähigkeit, sicher gehen zu können, ist essenziell für die Wahrung der Mobilität. Sobald eine Einschränkung dieser Fähigkeit auftritt, wird deutlich, welchen Stellenwert die Mobilität für das Wohlbefinden und die Selbstversorgung hat. Insbesondere mit steigendem Lebensalter und dadurch reduzierten Kompensationsmöglichkeiten kann eine Einschränkung der Mobilität zu einem großen Problem im Alltag werden. Die Prävalenz von Gangstörungen bei gesunden Übersechzigjährigen liegt bei 32.2 %, wobei die Prävalenz mit zunehmendem Alter steigt (Mahlknecht *et al.*, 2013). Gerade ältere neurologische Patient*innen sind häufig von Gangproblemen betroffen (Stolze *et al.*, 2005). Die Notwendigkeit der Erfassung einer motorischen Einschränkung hat bereits in vielen klinisch genutzten Beurteilungs-Skalen Einzug gefunden, wie zum Beispiel in dem klinisch rehabilitativ genutzten Barthel-Index (Wade and Collin, 1988). In der klinischen Praxis werden momentan zur Beurteilung von Gangparametern noch häufig Verfahren durchgeführt, die lediglich die für die jeweilige motorische Aufgabe benötigte Zeit messen und anhand der Geschwindigkeit Einschränkungen des Ganges beurteilen. Dazu gehört beispielsweise die *Short Physical Performance Battery* (SPPB, (Freire *et al.*, 2012)). Eine differenziertere Diagnostik von Störungen des Gangs ist noch sehr aufwändig. Sie erfordert meist eine standardisierte Testumgebung und teures Equipment. Diese differenzierte Diagnostik des Gangs wird daher nur in manchen Kliniken in sogenannten Motoriklaboren durchgeführt. Mittlerweile werden jedoch immer mehr tragbare Bewegungssensoren (*Inertial Measurement Units*, IMUs) und Technologien zur Beurteilung des Gangs verwendet und sind Teil aktueller Forschung (Maetzler *et al.*, 2013, 2016). Mit Ihnen soll es zukünftig möglich sein, die Laborumgebung zu verlassen und den Gang von Patient*innen sowohl im klinischen wie auch im häuslichen Alltagssetting quantitativ zu untersuchen (Warmerdam *et al.*, 2021). Viele dieser IMUs wurden bisher auf ihre Gütekriterien entweder mit gesunden Erwachsenen oder in spezifischen Patient*innengruppen untersucht. Gerade im Hinblick auf den demografischen Wandel ist jedoch die Anforderung an einen zur klinischen Beurteilung verwendeten Parameter hoch, da mit zunehmenden Alter die Prävalenz von Multimorbidität steigt (Maetzler, Jacobs and Dodel, 2019).

Insbesondere bei älteren neurologischen Patient*innen können neben den altersbedingten Problemen und den durch die primäre Erkrankung verursachten Einschränkungen multiple Faktoren, wie beispielweise die Multimorbidität oder Medikamenteneinflüsse zusätzlich Gangparameter beeinflussen (George and Verghese, 2017). Insbesondere die dopaminergen Substanzen haben einen Einfluss auf die Ganggeschwindigkeit von Parkinson-Patient*innen

während des Geradeaus-Gehens (Elshehabi *et al.*, 2016). Daher sollten neue quantitative Gangparameter möglichst robust gegenüber interpersonellen Faktoren sein, um auch in einer solch heterogenen Kohorte sowohl spezifische Defizite identifizierbar zu machen als auch zuverlässige prognostische Aussagen zuzulassen. Es sollte mit den IMUs möglich sein, beispielsweise im Rahmen einer Rehabilitation, zu beurteilen, ob sich der Gang durch die Rehabilitationsmaßnahmen verändert hat. Um zu beurteilen, inwieweit mit Hilfe von IMUs bereits kleine Unterschiede im Gang abgebildet werden können, bedarf es der Überprüfung der Messgenauigkeit der verwendeten IMUs. Dazu muss zum einen untersucht werden, ob die IMU über verschiedene Messungen das Gleiche misst, das heißt, ob es reliabel misst (siehe Punkt 2.5). Zum anderen muss überprüft werden, ob eine Veränderung über die Messungen als tatsächliche und nicht durch einen Messfehler verursachte Änderung interpretierbar ist. Dies ermöglicht die Bestimmung der *Minimal Detectable Change* (MDC, siehe Punkt 2.6).

In der folgenden Arbeit werden dazu sensorbasierte Gangparameter des Sensorsystems RehaGait® der Firma Hasomed bei älteren neurologischen Patient*innen auf ihre Reliabilität und MDC untersucht. Hierbei wurde ein validierter Algorithmus genutzt, mit welchem aus den gewonnenen Daten die Gangparameter berechnet werden konnten (Pham *et al.*, 2017). Die Untersuchung erfolgte dabei im klinischen Umfeld während eines stationären Aufenthalts. Anhand der daraus gewonnenen Ergebnisse soll eine Aussage über die Nützlichkeit und Anwendbarkeit verschiedener quantitativer Gangparameter in einer älteren neurologisch erkrankten Patient*innenkohorte getroffen werden. Die Studie wurde unter Ausschluss von Proband*innen mit Gehhilfe in englischer Sprache unter dem Titel „Reliability of IMU-Derived Temporal Gait Parameters in Neurological Diseases“ in der Fachzeitschrift Sensors (Ausgabe 22, Nr. 6) am 16.03.2022 veröffentlicht (Hansen *et al.*, 2022).

2. Theoretischer Hintergrund

Im Folgenden werden zunächst die wissenschaftlichen Aspekte, welche dieser Arbeit zugrunde liegen, dargestellt. Dabei wird zunächst der Begriff Gang definiert und anschließend dessen pathophysiologische Besonderheiten in der Gruppe älterer neurologisch erkrankter Patient*innen beschrieben. Anschließend werden verschiedene Messinstrumente zur Erfassung von Gangparametern gegenübergestellt sowie hinleitend zur Fragestellung dieser Arbeit die Begriffe der Reliabilität und der MDC erläutert. Dabei liegt der Fokus auf den verwendeten IMUs.

2.1 Der Gang und seine Bestandteile

Das Gehen ermöglicht einem Menschen, sich in seiner Umgebung zu bewegen und dadurch unter anderem sich zu versorgen und soziale Kontakte zu pflegen (Mirelman *et al.*, 2018). Der Gang eines Menschen ist ein komplexer Vorgang. Dieser ist nicht nur Ausdruck von muskulärer Arbeit, sondern setzt ebenfalls kognitive Leistungen wie Aufmerksamkeit und Exekutivfunktionen voraus (Mirelman *et al.*, 2018). Er beinhaltet das Zusammenspiel zwischen Stand- und Schwungbein, das Mitschwingen der Arme sowie die aufrechte Haltung des Oberkörpers. Der Gang beschreibt das Auseinanderfolgen von Gangzyklen.

Ein Gangzyklus ist definiert als Ablauf verschiedener Phasen zwischen dem initialen Bodenkontakt eines Fußes bis zum nächsten initialen Bodenkontakts desselben Fußes (Götz-Neumann, 2015). Es kann dabei zwischen der Standphase eines Fußes und der Schwungphase unterschieden werden. Bei der Schwungphase hat der Fuß keinen Kontakt zum Boden und macht ungefähr 40 % des Gangzyklus aus. Die Standphase ist der Teil des Gangzyklus, bei welchem der Fuß Bodenkontakt hat und macht ungefähr 60 % des Gangzyklus aus. Diese kann noch weiter in die Einzel- (40 %) und Doppelstützphase (20 %) unterteilt werden. Die Einzelstützphase beschreibt dabei den Bodenkontakt mit nur einem Fuß und die Doppelstützphase den Bodenkontakt mit beiden Füßen gleichzeitig. Die Anteile der einzelnen Phasen an einem Gangzyklus können sich dabei mit variabler Gehgeschwindigkeit leicht verändern. Insbesondere nimmt die Doppelstützphase bei langsamerem Gehen einen größeren Anteil ein und unterscheidet das Gehen vom Laufen, bei welchem eine Doppelstützphase nicht zu beobachten ist. Bei dem Gang einer bestimmten Strecke gibt es eine Akzelerations- und eine Dezelerationsphase, welche sich in den Parametern meist von einem Steady state einer Gehstrecke unterscheiden (Lindemann *et al.*, 2008).

Es können neben den zuvor genannten Phasen des Gangs unter anderem durch IMUs auch weitere Parameter ermittelt werden. Dazu zählt unter anderem die Anzahl an Schritten. Es zeigte sich bereits, dass unter anderem eine hohe Anzahl an Schritten mit kardiovaskulärer Gesundheit korreliert (Tudor-Locke, 2010) und dass im Gegensatz dazu Patient*innen mit idiopathischem Parkinsonsyndrom mit Progression der Erkrankung zunehmend mehr Schritte brauchen (Hobert *et al.*, 2019). Man sollte daher bei der Betrachtung der Parameter auch auf die Probanden und das Umfeld der Parametererhebung schauen. Ein Messparameter kann wie dieses Beispiel zeigt, je nach untersuchtem Merkmal verschieden interpretiert werden.

2.2 Pathologie und Gangstörungen bei älteren Patient*innen

Eine Gangstörung beschreibt eine Veränderung des Gangs, welche den Betroffenen und/oder beobachtenden Personen auffällt. Ein pathologisches Gangbild bei älteren Patient*innen könnte jedoch fälschlicherweise allein auf ein höheres Alter zurückgeführt werden, weshalb es zur Differenzierung zu einer spezifischen Gangstörung genauer Diagnostik bedarf (Maetzler, Jacobs and Dodel, 2019). Die Prävalenz von Gangstörungen ist in der Altersgruppe 80 bis 84 mit circa 59 % und in der Altersgruppe der Über - 84 - Jährigen nur mit circa 46 % angegeben (Vergheze *et al.*, 2006). Eine weitere Studie kam zu dem Ergebnis, dass die Prävalenz von Gangstörungen zwar mit dem Altern steigt, jedoch nicht als alleinige Ursache einer Gangstörung akzeptiert werden dürfe. Hier wurde gezeigt, dass 38 % der über-80-Jährigen Proband*innen noch eine normal erhaltene Gangfunktion hatten (Mahlknecht *et al.*, 2013). Ein allein-kausaler Zusammenhang zwischen dem Alter und einer Gangstörung sollte daher nicht angenommen werden (Jahn, Zwergal and Schniepp, 2010; Maetzler, Jacobs and Dodel, 2019). Eher ist es die mit dem Alter einhergehende höhere Prävalenz von Erkrankungen, die mit Gangstörungen assoziiert ist (Vergheze *et al.*, 2006; Maetzler, Jacobs and Dodel, 2019).

Bei Prävalenzen von um 50 % spielt die Gangstörung bei älteren Patient*innen eine große Rolle. Doch welche Erkrankungen sind bei älteren Patient*innen häufig assoziiert mit Gangstörungen? Es lassen sich eine Vielzahl von Erkrankungen identifizieren, welche eine Gangstörung als Symptom haben. Man kann dabei zwischen neurologischen und nicht-neurologischen Erkrankungen unterteilen (Vergheze *et al.*, 2006). Die neurologischen Erkrankungen machen ungefähr 40% der Gangstörungen bei älteren Patient*innen aus (Vergheze *et al.*, 2006). Dabei spielen vor allem sensorische Defizite, wie zum Beispiel eine Polyneuropathie und neurodegenerative Erkrankungen, wie zum Beispiel das Parkinson-

Syndrom, eine Rolle (Jahn, Zwergal and Schniepp, 2010). Auch akute zerebrovaskuläre Erkrankungen, wie ein Schlaganfall, können sowohl akute als auch chronische Auswirkungen auf Bewegung und Mobilität haben (Deutsche Gesellschaft für Allgemeinmedizin und Familienmedizin (DEGAM), 2020). Letztlich sind die meisten Gangstörungen jedoch multifaktoriell bedingt, auch wenn einige pathologische Gangmuster typisch für eine bestimmte Erkrankung sind (Jahn, Zwergal and Schniepp, 2010). Gezeigt wurde ebenfalls ein Zusammenhang zwischen Kognition und dem Gang bei älteren Menschen (Cohen, Verghese and Zwerling, 2016). Dies sollte daher bei der Analyse von Messverfahren für den Gang auch Beachtung finden.

Ein weiteres Problem sind Stürze bei älteren Patient*innen, welche meist Folge von Gangstörungen sind. Ein Sturz stellt bei älteren Patient*innen eine große Einschränkung der Lebensqualität, ein hohes Risiko für schwere Verletzungen, Hospitalisierung und Mortalität dar (Maetzler, Jacobs and Dodel, 2019). Bereits die Angst vor einem Sturz kann sich auf den Gang auswirken und ist bei älteren Patient*innen häufig (Makino *et al.*, 2017).

Es ist zu beachten, dass die Erkennung und Einteilung einer Gangstörung meist durch die Beobachtung erfolgt. Ab wann kann jedoch gesagt werden, dass der Gang nicht normal ist? Auch wenn es für bestimmte Gangparameter Normwerte gibt, ist der Gang eine individuelle Funktion (Götz-Neumann, 2015). Sie ist abhängig von Faktoren, wie Alter und Geschlecht sowie von der Umgebung (Götz-Neumann, 2015). Es liegt zum Teil in der Einschätzung des Arztes/der Ärztin, welches Gangbild als pathologisch zu werten ist. Gangstörungen, welche sich in der frühen Manifestation befinden und eventuell noch nicht durch bloße Beobachtung erkannt beziehungsweise als noch normal gewertet werden, könnten daher unerkannt bleiben. Zwar kann in Motoriklaboren der Gang zusätzlich beurteilt werden, jedoch muss dieses zum einen verfügbar sein und zum anderen muss erst eine Indikation zur Durchführung der aufwändigen Ganganalyse in einem Motoriklabor gestellt werden.

2.3 Multimorbidität und Polypharmazie

Bei älteren Patient*innen findet sich oft eine Multimorbidität (Vorliegen von zwei oder mehr chronischen Erkrankungen (Maetzler, Jacobs and Dodel, 2019)(Fortin *et al.*, 2012)(Johnston *et al.*, 2019)).

Bei älteren Patienten kann auch eine Polypharmazie vorliegen. Als Definition einer Polypharmazie wird häufig „die Einnahme von fünf oder mehr Medikamenten“ verwendet (Bjerrum *et al.*, 1997). In Deutschland zeigt sich eine Prävalenz für eine Polypharmazie von 34 % bei den 75- bis 84-Jährigen, wobei mit zunehmendem Alter eine Prävalenzzunahme zu beobachten ist (Midão *et al.*, 2018).

Multimorbidität und die oft einhergehende Polypharmazie haben einen variablen Einfluss auf den Gang (George and Verghese, 2017). So konnte zum Beispiel eine verringerte Ganggeschwindigkeit bei Vorhandensein einer Polypharmazie gezeigt werden (George and Verghese, 2017). Ein Zusammenhang einer Polypharmazie mit erhöhter Anzahl chronischer Erkrankungen (Multimorbidität) erklärte zum Teil die Auswirkung auf den Gang.

2.4 Beurteilung des Gangs

Es gibt eine Vielzahl an Möglichkeiten, den Gang des Menschen zu beurteilen. Um einen Überblick über diese Möglichkeiten zu bekommen und mit der in dieser Arbeit analysierten Methode zu vergleichen, werden hier verschiedene Methoden aufgeführt.

Im klinischen Gebrauch haben sich vor allem Beobachtungs- und Zeitmessverfahren durchgesetzt (J M Guralnik *et al.*, 1994; Goetz *et al.*, 2008). Es zeigen sich dabei jedoch schnell die Grenzen dieser Verfahren auf. Die Verfahren beschränken sich nämlich häufig auf das klinische Umfeld. Eine Beurteilung im Alltag der Patient*innen ist so nur schwer möglich. Um diese Lücke zu schließen, wurden im Verlauf der zunehmenden technischen Möglichkeiten neue Verfahren entwickelt. Ziele dabei sollten untersucherunabhängige objektive Parameter, Umfeldunabhängigkeit (um auch eine außerklinische Beurteilung zu ermöglichen) und eine klinische Relevanz sein (Warmerdam *et al.*, 2021).

2.4.1 Beobachtung

Eine Möglichkeit, das Gehen eines neurologisch erkrankten Menschen zu beurteilen, ist die Beobachtung durch Untersuchende. Eine ausgeprägte Störung könnte so bereits durch nicht geschulte Untersuchende festgestellt werden. Wenn es sich jedoch um geringfügige Veränderungen handelt oder die gezeigte Veränderung benannt beziehungsweise quantifiziert werden soll, erfordert dies bereits einen geschulten Blick und optimalerweise eine strukturierte Beurteilung (Goetz *et al.*, 2008; Suppé and Bongartz, 2013).

Diese Vorgehensweise ist jedoch untersucherabhängig, da die Einschätzung von Abweichungen der Gehleistung auf früheren Beobachtungen der Untersuchenden beruht und damit je nach Erfahrung sehr fehleranfällig ist (Suppé and Bongartz, 2013).

2.4.2 Zeitstopp-Messverfahren

Eine weitere Möglichkeit, die Funktion „Gang“ zu überprüfen, bieten die Zeitstopp-Messverfahren. Hierbei wird für eine gestellte motorische Aufgabe die Zeit gemessen, die die Patient*innen benötigten, diese zu absolvieren. Es gibt eine Reihe solch standardisierter Tests, unter anderem die *Short Physical Performance Battery* (SPPB) und der *Timed „Up and Go“* (TUG) (Podsiadlo, Bscpt and Richardson, 1991; Freire *et al.*, 2012). In dieser Arbeit werden die Sensordaten aus einer Teilaufgabe der SPPB und aus einem weiteren Zeitstopp-Messverfahren, nämlich einer 20-Meter-Gehstrecke verwendet.

Zeitstopp-Messverfahren ermitteln unter anderem den Parameter der Gehgeschwindigkeit. Es wurden bereits zahlreiche Korrelationen für den Parameter der Ganggeschwindigkeit gezeigt. Beispielsweise wurde eine Assoziation einer verlangsamten Gehgeschwindigkeit mit zukünftigen Stürzen und einer erhöhten Mortalität gezeigt (Vergheese *et al.*, 2009; Sanders *et al.*, 2017).

2.4.3 Analyse mit tragbaren Sensoren

Zunehmend treten tragbare Sensorsysteme (*IMUs*) zur Erfassung des Gangs in den Fokus der Forschung, zum Beispiel bei der Erfassung des Gangs bei neurodegenerativen Erkrankungen (Pantall, del Din and Rochester, 2018; del Din *et al.*, 2019). Der Wunsch eine Möglichkeit zu finden, in einer alltagsnahen Umgebung und mit wenig Equipment Gangparameter eines Menschen zu objektivieren, wird größer. Heutzutage bieten bereits Akzelerometer und Gyroskope, welche in Mobiltelefonen oder *Smartwatches* (digitale Armbanduhren) eingebaut sind, die Möglichkeit, die Schrittzahl und die Geh- / Laufgeschwindigkeit darzustellen (Silsupadol, Teja and Lugade, 2017). IMUs enthalten meist Akzelerometer, Gyroskope und Magnetometer und können außerhalb spezieller Labore eingesetzt werden (Bernhard *et al.*, 2018). In der klinischen Beurteilung sind die Untersucher-Unabhängigkeit und die leichte Handhabung solcher tragbaren Sensoren ein großer Vorteil (Esser *et al.*, 2012). Des Weiteren ist die Aufzeichnung von Bewegungen im Alltag von Patient*innen möglich und kann in Zukunft eventuell klinisch relevante Veränderungen des Gangbildes frühzeitig darstellen (Pham *et al.*, 2017).

Im Gegensatz zu Zeitstopp-Messverfahren können mit Hilfe von IMUs neben der Ganggeschwindigkeit auch weitere Parameter erfasst werden (Pham *et al.*, 2017). Diese mittels der IMUs zusätzlich erfassten Parameter, wie einzelne Gangphasen oder Schrittvariabilität, könnten zukünftig beispielsweise eine Hilfestellung bei der Bewertung des individuellen Sturzrisikos von Patient*innen darstellen (Rehman *et al.*, 2020). Des Weiteren können IMUs bei Erkrankungen/Symptomen des neurologischen Formenkreises (zum Beispiel Tremor, Dyskinesie und Gangstörungen) diese gut erfassen und objektive Messwerte liefern (Maetzler *et al.*, 2013).

Da es sich jedoch meist um Systeme handelt, welche nur mit Winkel- und Beschleunigungswerten arbeiten, ist auch dieses System fehleranfällig. Bei reiner Betrachtung dieser Werte findet keine optische Kontrolle der momentan ausgeführten Bewegung statt, sodass ein Algorithmus in der Lage sein muss, zwischen Artefakten und realer Bewegung zu unterscheiden (Pham *et al.*, 2017). Die Validierung des in dieser Arbeit verwendeten Algorithmus erfolgte dabei mit Hilfe eines computerassistierten optischen Kontrollverfahrens (Pham *et al.*, 2017).

2.5 Reliabilität

Die Reliabilität ist neben der Objektivität und der Validität eines der drei Testgütekriterien, welche eine Aussage über die Qualität eines Messinstruments gibt (Beauducel and Leue, 2014) (siehe Abb. 1).

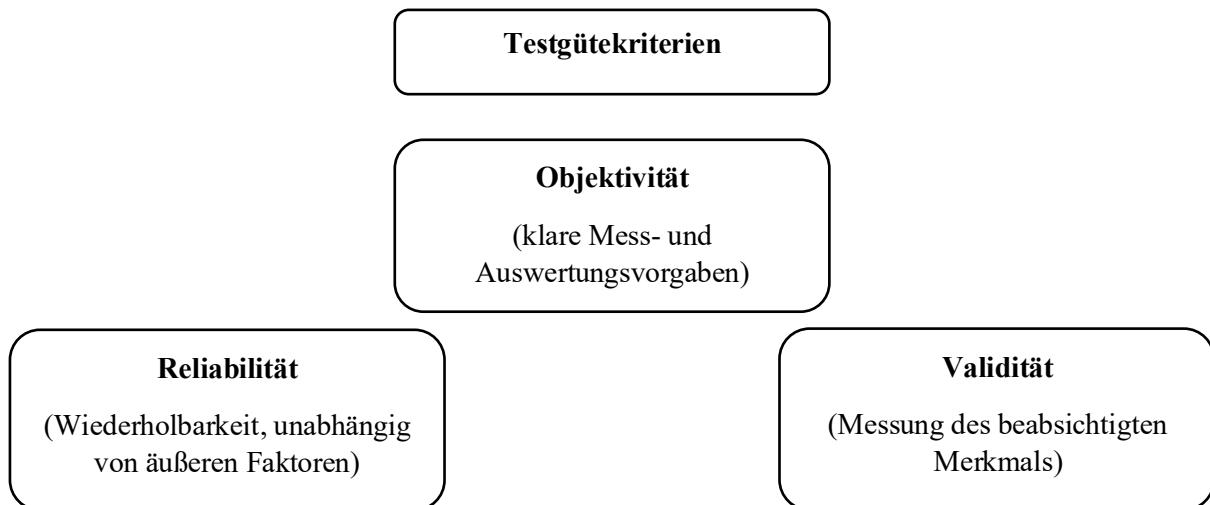


Abb. 1: Übersicht Testgütekriterien (nach *(Beauducel and Leue, 2014)*)

Diese drei Gütekriterien bedingen sich gegenseitig und sind entscheidend für die Eignung eines Messinstrumentes zur Beantwortung wissenschaftlicher und klinischer Fragestellungen und den daraus abgeleiteten Interpretationen. Die Objektivität ist Voraussetzung für die Reliabilität. Die Objektivität gilt als gegeben, wenn sowohl die Durchführung als auch die Auswertung und Interpretation eines Tests klar definiert (und somit möglichst unabhängig von der untersuchenden Person) sind (Beauducel and Leue, 2014). So soll sichergestellt werden, dass die Leistung der untersuchten Person der entscheidende Faktor für das Testergebnis ist.

Die Validität hingegen drückt aus, ob ein gemessener Wert auch das beabsichtigte Merkmal richtig darstellt (Beauducel and Leue, 2014). Sie setzt eine hohe Reliabilität voraus.

Die Reliabilität drückt die Zuverlässigkeit eines Tests aus und kann unter verschiedenen Gesichtspunkten, nämlich als Testhalbierungs-Reliabilität, Paralleltest-Reliabilität und Retest-Reliabilität bestimmt werden (Beauducel and Leue, 2014). Bei der Paralleltest-Reliabilität wird ein Merkmal mit zwei unterschiedlichen Tests gemessen, um Erinnerungseffekte zu minimieren. Die Testhalbierungs-Reliabilität unterteilt einen Test in zwei Teile. Der vollständige Test wird an nur einem Messzeitpunkt durchgeführt und seine Reliabilität anhand der Korrelation der beiden Testhälften bestimmt (Beauducel and Leue, 2014).

In der vorliegenden Arbeit wird die Reliabilität anhand der Retest-Reliabilität bestimmt. Unter der Annahme einer zeitlichen Stabilität eines Merkmals wird dieses an zwei Zeitpunkten gemessen und aus beiden Messergebnissen die Korrelation gebildet. Anhand dieser Korrelation kann eine Aussage darüber getroffen werden, wie gut der Test geeignet ist, Messergebnisse aus wiederholten Messungen miteinander vergleichen zu können.

Ein gebräuchlicher Parameter für die Retest-Reliabilität ist die Intra-Klassen-Korrelation (engl. *Intra-Class-Correlation*, ICC) (Shrout and Fleiss, 1979; Weir, 2005). Sie gehört zu den varianzanalytischen Verfahren und kann Werte zwischen 0 (keine Korrelation zwischen den zwei durchgeführten Messungen) und 1 (perfekte Korrelation zwischen den zwei durchgeführten Messungen) haben. Es ist zu beachten, dass die ICC nicht nur von der Varianz eines Messpaars (Messwert der ersten und zweiten Messung) abhängt, sondern auch von der Varianz zwischen den Messpaaren (Shrout and Fleiss, 1979). Die ICC ist nicht mit einem Wert zu verwechseln, welcher Untersuchenden eine Hilfestellung zur Beurteilung eines Testergebnisses bietet. Sie zeigt lediglich, wie gut ein Test ein weiteres Mal angewendet werden kann. Die ICC kann daher eher eine Aussage über die Anwendbarkeit zur Verlaufskontrolle eines Parameters geben.

Bei neuen Messverfahren wird dementsprechend untersucht, wie die Reliabilität dieses Messverfahrens ist. Hierzu wird meist zunächst eine gesunde Gruppe an Probanden genommen und anhand der in dieser Gruppe erhobenen Daten die Reliabilität bestimmt. Doch die Kohorte, bei welcher z.B. Krankheitsdaten erhoben werden, ist oft nicht in ihren Merkmalen übereinstimmend mit der ursprünglichen Kohorte, an der die Reliabilität bestimmt wurde. Die Reliabilität hängt unter anderem auch von der Variabilität der untersuchten Kohorte ab. Eine Vergleichbarkeit der Reliabilität zwischen verschiedenen Kohorten, insbesondere zwischen gesunden und kranken Kohorten, sollte daher kritisch hinterfragt werden.

Im Rahmen dieser Arbeit mit dem Schwerpunkt auf IMU-ermittelte Parameter ist zu betonen, dass ein Vergleich mit zuvor erhobenen Reliabilitätswerten bei etablierten Tests (z.B. der SPPB) nur eingeschränkt möglich ist. Hierbei werden schließlich verschiedene Parameter auf ihre Reliabilität untersucht. Bei der SPPB erfolgte in vorigen Untersuchungen die Bestimmung der Reliabilität an Punktwerten, die eine gewisse Messspanne umfassen und nicht an den genauen Messdaten, wie in dieser Arbeit (Freire *et al.*, 2012; Braun *et al.*, 2019).

2.6 Standardmessfehler und Minimal Detectable Change

Da mit zunehmender Technisierung die neuartigen Messsysteme zur Darstellung von Gangparametern immer differenziertere Werte liefern können, rückt auch die Frage nach der Größe des Messfehlers zunehmend in den Mittelpunkt. Testet man Patient*innen jeweils vor und nach einer Therapie (wie zum Beispiel im Falle einer mehrwöchigen Therapie im Rahmen einer frührehabilitativen geriatrischen Komplexbehandlung), können heutzutage mit Bewegungssensoren Unterschiede zwischen diesen Testungen im Millisekundenbereich dargestellt werden (Pham *et al.*, 2017). Genau darin liegt jedoch auch ein Problem. Es kann nicht davon ausgegangen werden, dass jede Veränderung zu der Ausgangstestung eine reale Veränderung darstellt. Der Wert kann zum Teil durch Messfehler verändert werden, sodass ein veränderter Messwert nicht zwingend als Therapieeffekt gelten kann (Beninato and Portney, 2011).

Es wird hier unterteilt in einen systematischen und einen zufälligen Messfehler. Ein systematischer Messfehler ist eine gleichbleibende Abweichung der Messwerte vom wahren Wert. Ist beispielsweise ein Messinstrument falsch eingestellt, sodass es immer den wahren Wert um zwei Punkte nach oben verzerrt, handelt es sich dabei um einen systematischen Messfehler (Beninato and Portney, 2011). Bei der Betrachtung einer Veränderung zu einem Ausgangswert kann ein systematischer Fehler vernachlässigt werden, da dieser bei jeder Messung den Messwert gleichermaßen verzerrt.

Nicht zu vernachlässigen ist jedoch der zufällige Messfehler, welcher von mehreren Faktoren abhängen kann (Beninato and Portney, 2011):

1. Patient*innenabhängige Faktoren: Kognitive Schwankungen, Krankheitsaktivität, Motivation
2. Untersucher*innenabhängige Faktoren: Erfahrung mit der Untersuchung, Motivation
3. Messsystemabhängige Faktoren: Ungenaue Detektion, nicht klar definierte Grenzwerte (abgrenzend zum systematischen Fehler sind die Fehler hier von Messung zu Messung variabel. Bei dem systematischen Fehler zeigt sich ein konstanter Fehler von Messung zu Messung.)

Der Standardmessfehler (engl. *Standard Error of Measurement, SEM*) schätzt den Messfehler in der untersuchten Stichprobe (Weir, 2005). Nach der Berechnung des *SEM* kann in einer Stichprobe zwar angegeben werden, wie groß der Messfehler ist, jedoch kann der *SEM* nicht auf Messungen außerhalb dieser Stichprobe übertragen werden.

Für Messungen außerhalb der Stichprobe, jedoch unter Beibehaltung der Charakteristik der Kohorte, kann die *MDC* zu Hilfe genommen werden (Beninato and Portney, 2011). Um eine Veränderung als tatsächliche und nicht durch einen Messfehler verursachte Änderung interpretieren zu können, wird die *Minimal Detectable Change (MDC)* berechnet. Diese gibt einen Wert für die Änderung eines Parameters an, der mindestens erreicht werden muss, um als realer Änderungswert zu gelten. Liegt ein Wert unter der *MDC*, kann diese Änderung auch durch einen Messfehler bedingt sein und sollte somit in der klinischen Beurteilung nicht als tatsächliche Veränderung interpretiert werden (Beninato and Portney, 2011).

Die *MDC* bezieht sich dabei nicht nur auf die Stichprobe, sondern stellt den oberen Grenzwert für ein Konfidenzintervall dar. Zur Beurteilung von Veränderungswerten im Rahmen von klinischen oder wissenschaftlichen Fragestellungen bietet der *MDC* damit einen Grenzwert, welcher den Untersuchenden anzeigt, ab wann eine Veränderung sehr wahrscheinlich nicht zufällig entstanden ist (Beninato and Portney, 2011). Die *MDC* erlaubt noch keine Aussage über die klinische Relevanz der realen Änderung des Messparameters. Es kann gesagt werden, dass bei Überschreitung der *MDC* ein Messfehler unwahrscheinlich ist. Ob nun diese Änderung jedoch einen Benefit für Patient*innen darstellt, kann dabei nicht beantwortet werden. Es handelt sich daher bei der *MDC* um einen statistischen Parameter, welcher eine Hilfestellung bei der Beurteilung von Messparametern darstellt.

Es kann neben der *MDC* auch weiter die *Minimal clinical important difference (MCID)* bestimmt werden. Dies ist ein Parameter zur Beurteilung, ob eine Messwertänderung auch eine klinische Relevanz beinhaltet. Im Gegensatz zur *MDC* soll die *MCID* nicht nur darstellen, ab wann eine Änderung nicht durch einen Fehler entsteht, sondern ab wann eine Messwertänderung auch einen klinischen Effekt hat. Es gibt verschiedene Methoden die *MCID* zu berechnen, einen wissenschaftlichen Konsens zur besten Berechnung der *MCID* gibt es jedoch noch nicht (Sedaghat, 2019).

3 Fragestellung

Erstes Ziel dieser Arbeit ist es, mit IMUs ermittelte Gangparameter auf Ihre Reliabilität bei neurologisch erkrankten Patient*innen unter klinischen Bedingungen zu untersuchen. Zweitens soll bestimmt werden, wie hoch bei den untersuchten Gangparametern dieser Patient*innenkohorte die MDC ist. Reliabilität und MDC sind essenziell, wenn ein Parameter einen Verlauf abbilden und dieser auf eine Änderung untersucht werden soll.

Es soll bei der Reliabilität und MDC weiter ein Vergleich zwischen einer kürzeren und längeren Mess-Strecke gezogen werden. Hierbei soll geprüft werden, ob ein Unterschied in der Reliabilität besteht, je nachdem ob Messwerte mittels den verwendeten IMUs über eine 4-Meter- oder eine 20-Meter-Strecke erhoben werden.

Es ist wichtig, bei der Betrachtung und Übertragung von ermittelten Reliabilitätswerten und MDCs die untersuchte Patientenkohorte und die Testbedingungen zu kennen. Nur so lassen sich die Ergebnisse zuverlässig auf erhobene Messparameter anwenden. Daher ist es ebenfalls Teil dieser Arbeit, die untersuchte Patient*innenkohorte möglichst genau zu beschreiben. Dazu gehören neben demografischen Daten (Alter, Größe, Gewicht) auch klinische Angaben (Diagnosen) sowie Ergebnisse aus verschiedenen Untersuchungen (MoCA, FAB-D, TMT, -MDS-UPDRS Teil III, SPPB).

4 Methoden

4.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Die Studienteilnehmenden waren über 70 Jahre alt oder über 60 Jahre mit einer mindestens fünf Jahre bestehenden chronisch-neurologischen Erkrankung. Des Weiteren musste der Studienteilnehmende fähig sein, mindestens zehn Sekunden ohne Hilfe zu stehen und eine Strecke von mindestens drei Metern mit oder ohne Gehhilfe zu gehen. Ein weiteres Einschlusskriterium war, dass die Medikation des Studienteilnehmenden zwischen T1 und T0 nicht geändert wurde.

Durch die Einschlusskriterien sollte ein Kollektiv erreicht werden, welches ein erhöhtes Risiko für Gangstörungen aufweist und repräsentativ für Patient*innen in einer neurologisch-rehabilitativen Einrichtung ist.

Ein bestehender Alkohol-, Drogen- oder Medikamentenmissbrauch, schwere kognitive Einschränkungen, entsprechend einem Gesamtwert von fünf oder weniger Punkten im *Montreal Cognitive Assessment* (MoCA, siehe Kapitel 4.3.2), ein deutlich erhöhtes Sturzrisiko (zwei oder mehr Stürze in der vorherigen Woche) sowie eine Visusminderung, welche trotz Korrektur mehr als 60 % beträgt, waren Ausschlusskriterien.

Die Ausschlusskriterien sollten sicherstellen, dass Instruktionen bei den Testungen verstanden und umgesetzt werden konnten. Außerdem sollte das Risiko für Stürze bei den sensorgestützten Aufgaben minimiert werden.

4.2 Ablauf

Die Studienteilnehmenden wurden im Rahmen der observationalen, explorativen, multizentrischen Studie „Cognitive and motor interaction in the older Population“ (ComOn)(Geritz *et al.*, 2020) unter Einhaltung der Ein- und Ausschlusskriterien (siehe Kapitel 4.1) während ihres stationären Aufenthalts in der Klinik für Neurologie des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein Campus Kiel (Deutschland) ausgewählt. Die ComOn-Studie wurde von der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel beraten (Prüfantragsnummer: D 427/17). Nach Absprache mit den Stationsärzt*innen und dem Funktionspersonal bezüglich der zeitlichen Inanspruchnahme der Studienteilnehmenden wurden diese im Krankenzimmer über das Ziel und den Ablauf der Studie aufgeklärt. Es wurde sowohl eine Aufklärung über die Studie als auch eine Einverständniserklärung von den Studienteilnehmenden unterschrieben. Die Studienteilnehmenden wurden durch eine Identifikationsnummer pseudonymisiert. Allgemeine klinische Parameter wie Körpergröße und -gewicht wurden mit Hilfe eines Maßbandes und einer Sitzwaage ermittelt. Über die digitale Krankenakte wurden die Medikation und die bestehenden Diagnosen anhand des Entlassungsbriefes für den aktuellen Aufenthalt erfasst. Die Diagnosen waren in diesem System nach der *International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems* (ICD-10) dokumentiert und wurden im Rahmen dieser Arbeit anhand der ICD-10-Codes in Diagnose-Gruppen eingeteilt (Auhuber Thomas, 2020).

Nach der Rekrutierung der Studienteilnehmenden erfolgte zunächst ein semi-standardisiertes Anamnese-Gespräch (siehe Kap. 4.3.1). Im Anschluss daran wurde die neuropsychologische Testung durchgeführt (siehe Kap. 4.3.2). Die sensorgestützten Aufgaben wurden insgesamt

zweimal durchgeführt, wobei die erste Aufgabenreihe mit „T1“ und die zweite am Folgetag mit „T0“ gekennzeichnet wurde (siehe Abb. 2).

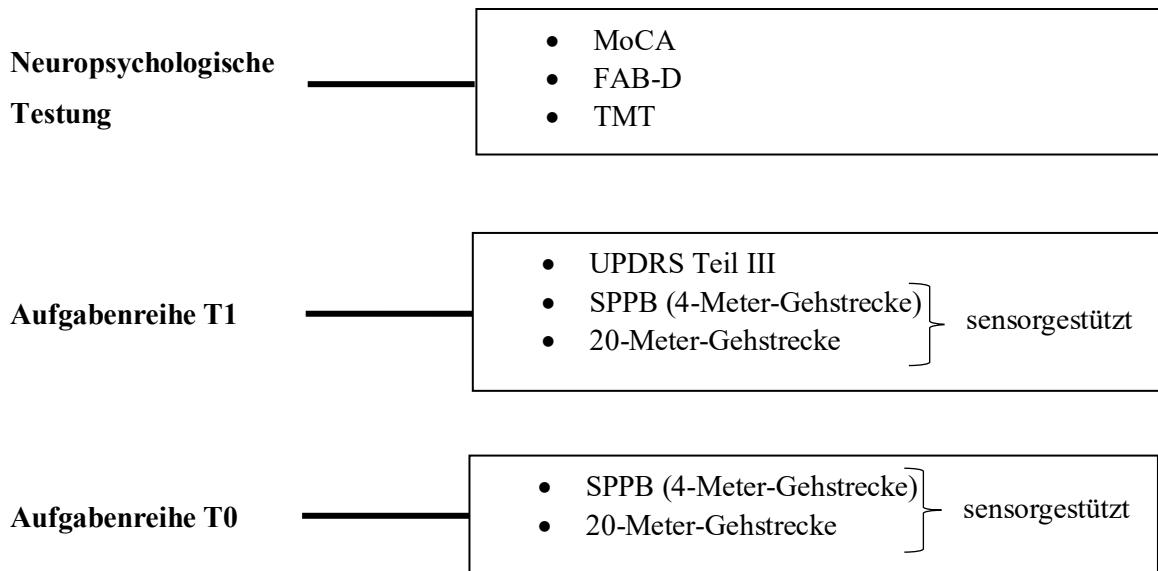


Abb. 2: Übersicht Untersuchungen;

FAB-D = *Frontal Assessment Battery*; MoCA = *Montreal Cognitive Assessment*; SPPB = *Short Physical Performance Battery*; TMT = *Trail Making Test*; T0 = Aufgabenreihe 12-24 Stunden nach T1; T1 = Erste Aufgabenreihe; MDS-UPDRS Teil III = *Unified Parkinson's Disease Rating Scale*

Die sensorgestützte Aufgabenreihe T1 erfolgte vormittags oder nachmittags, je nachdem wie gut sie in den Stationsablauf integriert werden konnte. Zudem durfte keine gangbeeinflussende Intervention, zum Beispiel Medikamentenumstellung oder Lumbalpunktion, zwischen T1 und T0 durchgeführt werden. Dies wurde durch Rücksprache mit dem Klinikpersonal und durch Rückfrage bei den Studienteilnehmenden vor Beginn der Testung kontrolliert. Die zweite sensorgestützte Aufgabenreihe (T0) wurde nach 16 bis 24 Stunden in derselben Testumgebung und von denselben Untersuchenden, wie bei T1, durchgeführt. Die *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* (MDS-UPDRS, siehe Kapitel 4.3.3) wurde direkt vor der sensorgestützten Aufgabenreihe T1 durchgeführt.

4.3 Untersuchungen

In diesem Abschnitt wird ein Überblick über die Daten-Erhebungs-Methoden gegeben. Es umfasste theoretische Aufgaben / Fragen sowie praktische Aufgaben im sensorgestützten Untersuchungsteil. Hierbei soll ein Einblick in die Charakteristik der Studien-Kohorte als auch in den Umfang der am Studienteilnehmenden durchgeführten Maßnahmen gegeben werden.

4.3.1 Anamnese

Die Studienteilnehmenden wurden durch die Untersuchenden im Patientenzimmer abgeholt und in einen Untersuchungsraum begleitet. Es erfolgte zunächst eine ausführliche Anamnese. In dieser Anamnese wurden neben demographischen Aspekten (Alter, Bildung, Wohnsituation) auch der Geriatrie-Check (Bellmann JK, Bleich SB-W, 2013), das geriatrische Screenings nach Lachs (Lachs *et al.*, 1990), allgemeine sowie instrumentelle Aktivitäten des täglichen Lebens (Activities of Daily Living, ADL, instrumental, iADL) und ernährungsmedizinische Aspekte abgefragt.

4.3.2 Neuropsychologische Testung

Zudem wurden am ersten Vormittag (bis 12 Uhr) semi-standardisierte neuropsychologische Tests durchgeführt. Diese dienten der weiteren Beschreibung der Studienkohorte, da Zusammenhänge zwischen Kognition und Gang bei älteren Patient*innen gezeigt werden konnten (Cohen, Verghese and Zwerling, 2016). Nachfolgend werden die Bestandteile der neuropsychologischen Testung erläutert:

- Montreal Cognitive Assessment (MoCA): Dieses Screeninginstrument dient der Einschätzung der globalen kognitiven Leistungsfähigkeit. Es prüft in zwölf Teilaufgaben Exekutivfunktionen, visuo-konstruktive Fähigkeiten, Aufmerksamkeit, Gedächtnis, konzeptuelles Denken, Rechnen und Orientierung. Es kann eine Gesamtpunktzahl von 30 Punkten erreicht werden. Der Grenzwert zwischen keiner / einer kognitiven Auffälligkeit liegt bei 26 Punkten (Nasreddine *et al.*, 2005).

- Frontal Assessment Battery (FAB-D): Mit Hilfe von sechs Aufgaben (jeweils mit 0 bis 3 Punkten bewertbar) können frontalhirnassoziierte kognitive Funktionen erfasst werden. Es können maximal 18 Punkte erreicht werden. Die Normen sowie Grenzwerte für kognitive Beeinträchtigung liegen für Altersgruppen und Bildungsniveaus vor (Benke, Karner and Delazer, 2013).
- Trail Making Test (TMT): Der Test wird in zwei Versionen (A und B) durchgeführt. Der TMT A erfasst vorrangig psychomotorische Geschwindigkeit, der TMT B vorrangig kognitive Flexibilität und Arbeitsgedächtnis. In der Version A müssen Zahlen in aufsteigender Reihenfolge miteinander verbunden werden, dabei wird die Zeit für die Bearbeitung gemessen. In der Version B müssen abwechselnd Zahlen und Buchstaben in aufsteigender Reihenfolge miteinander verbunden werden. Damit wird ein breites Spektrum von kognitiven Fähigkeiten abverlangt. Fehler werden dokumentiert und dem Probanden während der Übung aufgezeigt. Durch die Korrektur verlängert sich die Bearbeitungszeit je nach Anzahl der Fehler (Tischler and Petermann, 2010).

4.3.3 Sensorgestützte Aufgaben

Die sensorgestützten Aufgaben umfassten eine Reihe von standardisierten Bewegungsübungen, welche im Folgenden weiter erläutert werden.

Die sensorgestützten Aufgabenreihen wurden auf einem über 40 Meter langen Flur durchgeführt. Da dieser Flur nur geringen Durchgangsverkehr aufwies und dort bis auf gelegentlich vorhandene bewegliche Hindernisse (z.B. Wäschewägen am Rand) weitläufige räumlichen Gegebenheiten bestanden, war eine störungsfreie Untersuchung für die Messung gegeben.

Vor der sensorbasierten Bewegungsanalyse wurde durch den von der *Movement Disorder Society* (MDS) zertifizierten Untersuchenden die *MDS-UPDRS III* (Motorik) erhoben.

Es handelt sich dabei um eine Skala, welche zur Verlaufskontrolle einer Parkinson-Erkrankung entwickelt wurde. Die *MDS-UPDRS III* umfasst 18 Items, welche jeweils mit 0 (keine Probleme) bis 4 Punkten (schwere Einschränkung) bewertet werden können. Zum Teil werden die Items für beide Körperseiten und für verschiedene Körperteile erhoben. Es kann eine Gesamtpunktzahl von 132 Punkten erreicht werden, was die maximale Ausprägung motorischer Symptome darstellen würde (Goetz *et al.*, 2008). Der dabei ermittelte Punktewert dient der deskriptiven Darstellung und Einordnung der untersuchten Studienkohorte (siehe Tabelle 2).

Die Teststrecke wurde mit Linien (grüne und rote Klebestreifen) am Boden in eine 3-Meter, 4-Meter- und eine 20-Meter-Strecke eingeteilt. Die Startposition im Stehen war ein schulterbreiter Stand mit locker herabhängenden Armen. Sofern ein Gehstock in Anspruch genommen wurde, hatten die Studienteilnehmenden diesen bereits während der Startposition in der Hand. Ein eventuell in Anspruch genommener Rollator befand sich in Gehrichtung ausgerichtet unmittelbar vor den Studienteilnehmenden. Die Messung einer Aufgabe wurde durch Betätigen des Knopfes „Starten“ auf dem Touchscreen eines Tablets (siehe Punkt 4.4) gestartet und konnte auch so wieder beendet werden. Das Startsignal des Untersuchenden lautete „Und los“, woraufhin der Untersuchende die Messung auf dem Tablet startete. Um im Falle eines Sturzes eingreifen zu können, befand sich der Untersuchende während einer Aufgabe zwar in der Nähe, jedoch außerhalb des Blickfeldes der Studienteilnehmenden und ging die jeweiligen Gehstrecken hinter diesen mit.

Die Erhebung der Daten erfolgte im Rahmen einer umfangreichen sensorbasierten Bewegungsanalyse (Dauer ca. 1.5 Stunden pro Messung). Es bestand die Möglichkeit, individuell Aufgaben auszulassen, wenn Studienteilnehmende oder Untersuchende Bedenken bezüglich der Durchführungssicherheit hatten. Nachfolgend werden die daraus für diese Arbeit relevanten Aufgaben ausführlicher dargestellt.

Short Physical Performance Battery

Die SPPB gibt Auskunft über Gleichgewicht und Ganggeschwindigkeit sowie über Kraft und Ausdauer. Die Studienteilnehmenden absolvierten als erstes einen Tandemstand-Test mit drei verschiedenen Fußstellungen und mussten diese Positionen jeweils zehn Sekunden halten. Als nächstes wurden die Studienteilnehmenden, nachdem sie die Startposition eingenommen hatten, gebeten, nach dem Startsignal in angenehmer Gehgeschwindigkeit bis hinter die rote Linie zu gehen. Diese Linie befand sich in einem Abstand von vier Metern zu der Startlinie. Endpunkt der Messung war der Zeitpunkt, bei dem ein Fuß der Studienteilnehmenden die Ziellinie vollständig überquerte. Dieser Test wurde zweimal hintereinander absolviert. Für die letzte Aufgabe mussten die Studienteilnehmenden so schnell, wie möglich fünf Mal von einem Stuhl aufstehen, ohne die Armlehnen zu verwenden. Auch hier wurde die benötigte Zeit gemessen.

Jeder Test wurde anhand definierter Zeitangaben mit Punkten bewertet und sollte so eine Aussage über die Alltagsbeeinträchtigung in Bezug auf oben genannte Funktionen geben (Freire *et al.*, 2012). Die IMU-basierten Daten der Gangaufgabe aus dem ersten Durchgang der SPPB flossen in die Analysen dieser Arbeit ein.

20-Meter-Gehstrecke

Die Studienteilnehmenden sollten so schnell wie möglich eine Strecke von 20 Metern gehen und hinter der Ziellinie stehen bleiben. Dabei war es den Studienteilnehmenden überlassen, mit welchem Bein sie beginnen. Endpunkt der Messung war der Zeitpunkt, an dem ein Fuß die Ziellinie vollständig überquerte. Ein weiterer Durchgang dieses Tests wurde durchgeführt, bei dem die Studienteilnehmenden jedoch in angenehmen Gehtempo gehen sollten. Die IMU-basierten Daten der Gangaufgabe bei selbst gewählter Geschwindigkeit flossen in die Analysen dieser Arbeit ein.

4.4 Sensorsystem und Parameterberechnung

Zur Erhebung der Messdaten wurde das Sensorsystem RehaGait® der Firma Hasomed verwendet. Das System bestand aus drei tragbaren Sensoren und einem Tablet. Auf dem Tablet waren in einer gemeinsam mit der Firma eigens für die ComOn Studie entwickelten Bewegungsmessungsapplikation die wörtlichen Instruktionen der einzelnen Aufgaben sowie eine digitale Stoppuhr integriert. Bei diesem Sensorsystem wurde jeweils ein Sensor mittels Klettbindern an den Schuhen der Studienteilnehmenden befestigt, sodass diese an der hinteren Außenseite des Schuhs liegen. Ein dritter Sensor wurde ebenfalls mittels verstellbarem Klettverschlussgürtel an dem unteren Rücken auf Höhe des vierten bis fünften Lendenwirbels (Position ertastet) befestigt. Die Sensoren beinhalteten triaxiale Akzelerometer ($\pm 8 \text{ g}$), Gyroskope ($\pm 2000 \text{ }^\circ/\text{s}$) und Magnetometer ($\pm 1.3 \text{ Gs}$). Dadurch konnten Bewegungen dreidimensional erfasst werden. Die Erhebung der Messdaten erfolgte durch die Sensoren mit 100 Hertz, sodass die Gangparameter im 10-Millisekundenbereich aufgelöst werden konnten. Diese Messdaten wurden über eine Bluetooth-Verbindung an das Tablet der Untersuchenden gesendet und dort gespeichert. Die in dieser Arbeit untersuchten Gangparameter wurden nur durch den Sensor, der am unteren Rücken befestigt wurde, ermittelt. Der Sensor wurde dazu verwendet, das Aufsetzen der Ferse und das Abheben des Vorfußes zu detektieren.

Dazu wurde ein in der Arbeitsgruppe für Neurogeriatrie selbst entwickelter und validierter Algorithmus genutzt, mit welchem aus den gewonnenen Daten die Gangparameter (siehe Tabelle 1) berechnen werden konnten (Pham *et al.*, 2017). Die Messdauer wurde berechnet, indem die Anzahl der Messdaten durch 100 dividiert wurde (100 Hertz).

Tabelle 1

Definitionen einzelner Gangparameter

Parameter	Definition
Messdauer [s]	Zeitspanne der einzelnen Messung in Sekunden
Schrittzahl [n]	Anzahl der Schritte, die zur Bewältigung einer definierten Strecke benötigt werden
Standphase [s]	Die Zeit in Sekunden, in welcher der Fuß Bodenkontakt hat
Schwungphase [s]	Die Zeit in Sekunden, in welcher der Fuß keinen Bodenkontakt hat
Gangzyklus [s]	Die Zeit in Sekunden, vom Beginn der Standphase bis zum nächsten Beginn der Standphase desselben Fußes
Schrittdauer [s]	Die Zeit in Sekunden, vom Beginn der Standphase des einen Fußes bis zum Beginn der Standphase des anderen Fußes
Schrittdauervariabilität [s]	Variabilität der Schrittdauer von Schritt zu Schritt
Doppelstützphase [s]	Die Zeit in Sekunden, in der beide Füße während des Gehens auf dem Boden sind
Doppelstützphasenvariabilität [s]	Variabilität der Doppelstützphase von Schritt zu Schritt
Asymmetrie [s]	Differenz der Schrittdauer zwischen rechten und linken Fuß

4.5 Statistische Analyse

Die aus dem oben angegebenen Algorithmus (Pham *et al.*, 2017) stammenden Gangparameter der beiden Aufgabenreihen (T1 und T0) wurden durch das Algorithmus-Team der Arbeitsgruppe zur Verfügung gestellt und verwendet, um mit Hilfe des frei verfügbaren Statistikprogramms „R“ die diese Arbeit betreffenden Analysen zu berechnen. Dabei erfolgte die Analyse im Rahmen dieser Arbeit anhand der Daten aus der 4-Meter-Gehstrecke des ersten Durchgangs der SPPB und der 20-Meter-Gehstrecke in angenehmen Tempo. (siehe Kapitel 4.3.3)

Der T-Test wurde berechnet, um Stichproben-Unterschiede zwischen den Aufgabenreihen T1 und T0 herauszufinden. Um die Retest-Reliabilität zu quantifizieren, wurde die ICC berechnet. Es wurde das zwei Wege Modell der ICC verwendet (Shrout and Fleiss, 1979; Weir, 2005). Zur Einordnung der berechneten ICCs wurden folgende Grenzwerte festgelegt:

Ein ICC <0.4 weist auf eine schlechte, 0.4 – 0.75 auf eine akzeptable bis gute und >0.75 auf eine exzellente Reliabilität hin (Shrout and Fleiss, 1979).

Der SEM konnte anhand der zuvor ermittelten ICC und der gepoolten Standardabweichung aus den beiden Testzeitpunkten berechnet werden ($SEM = SD_{gepoolt} * \sqrt{1-ICC}$) (Weir, 2005). Der SEM stellt einen absoluten Wert dar, welcher in Bezug auf die Mittelwerte einen Eindruck gibt, wie groß der Standardmessfehler relativ zu den Messwerten ist.

Die MDC wird berechnet, um einen Wert zu bestimmen, der nicht auf einem zufälligen Fehler zurückzuführen ist. Sie lässt sich für verschiedene Konfidenzintervalle berechnen. In dieser Arbeit wurde ein 95 % Konfidenzintervall zur Berechnung der MDC verwendet ($MDC = SEM * 1.96 * \sqrt{2}$). In der Formel entspricht der Wert 1.96 dem z-Wert für das 95 % Konfidenzintervall und die $\sqrt{2}$ stellt in der Formel einen Sicherheitsfaktor dar. Der Sicherheitsfaktor wird verwendet, da die Messungen zu unterschiedlichen Zeiten stattfanden und daher tageszeitliche Schwankungen berücksichtigt werden müssen (Beninato and Portney, 2011).

5 Ergebnisse

Es erfolgt zunächst ein Überblick über die untersuchte Studienkohorte. Hierbei werden sowohl demographische Daten als auch Ergebnisse aus verschiedenen Tests angegeben (siehe Tabelle 2). Weiter wird ein Überblick über die vorliegenden nach der ICD-10-verschlüsselten Diagnosen (siehe Tabelle 3 und 4) und die Anzahl der eingenommenen Medikamente gegeben. Nach der Darstellung von Charakteristiken der untersuchten Kohorte werden in diesem Kapitel die in dieser Arbeit erhobenen Messdaten sowie die daraus berechneten SEM, ICC und MDC angegeben. Hierbei werden die Daten der 4-Meter- (siehe Tabelle 5) und der 20-Meter-Gehstrecke (siehe Tabelle 6) dargestellt.

5.1 Studienkohorte

Es wurden in dieser Studie 53 Studienteilnehmende (mittleres Alter=77 Jahre \pm 6 Jahre) aufgenommen, davon waren 25 weiblich und 28 männlich. Tabelle 2 gibt einen Überblick über demografische Merkmale und erreichte Punktwerte in den durchgeführten Tests.

Mit einem durchschnittlichen BMI von 26 kg/m² (SD=3 kg/m²) lag die Kohorte im unteren Grenzbereich der Übergewichtigkeit. Der mittlere Gesamtwert lag im MoCA bei 21 Punkten (SD=4 (4.4)) und somit im Bereich unterhalb des Grenzwertes für kognitive Auffälligkeit (Nasreddine *et al.*, 2005). In der FAB zeigte sich ein Punktwert von 13 Punkten (SD=3 (2.8)). 40 Studienteilnehmende hatten einen MDS-UPDRS-Gesamtwert unter 33 Punkten und damit milde bis moderate Parkinson-assoziierte Symptome (Martínez-Martín *et al.*, 2015). Bei 13 Studienteilnehmenden ergab sich ein höherer Punktwert, welcher auf eine schwerere Symptomatik schließen ließ.

Tabelle 2
Stichprobenbeschreibung

Merkmal	Mittelwert (SD)	Min.	Max.	Median
Alter [Jahre]	78 (6)	60	93	78
Größe [m]	1.69 (0.09)	1.48	1.85	1.70
Gewicht [kg]	74 (13)	45	105	77
BMI [kg / m ²]	26 (3)	16	34	27
MoCA-Punktwert [/30]	21 (4)	9	28	22
FAB-Punktwert [/18]	13 (3)	6	18	13
TMT-A [s]	70 (35)	27	163	63
TMT-B [s]	200 (135)	29	724	171
MDS-UPDRS-Teil 3 [/132]	22 (14)	1	60	20
SPPB [/12]	7 (2)	3	11	7

Anmerkungen: N = 53; BMI = *Body-mass-Index*, FAB = *Frontal Assessment Battery*, MDS-UPDRS = *Movement Disorder Society - Unified Parkinson's Disease Rating Scale*, MoCA = *Montreal Cognitive Assessment*, SD = *standard deviation* (Standardabweichung), SPPB = *Short Physical Performance Battery*, TMT = *Trail Making Test*

Tabelle 3 zeigt die Verteilung von Erkrankungen bezogen auf die Organsysteme in der untersuchten Studienkohorte. Hier ist zu berücksichtigen, dass die Studienteilnehmenden mehrere Erkrankungen gleichzeitig haben konnten.

Den größten Anteil unter den Diagnosen der Studienteilnehmenden machen Kreislauferkrankungen (ICD-10: I00 – I99) mit 36 verschiedenen und 115 Diagnosen insgesamt (siehe Tabelle 3) aus. Dabei ist zu berücksichtigen, dass darunter auch die zerebrovaskulären Erkrankungen zählten (I60 – I69), welche 31-mal dokumentiert wurden und in der Stichprobe acht verschiedene Diagnosen umfassten.

Es wurden 16 Diagnosen aus dem Formenkreis der psychischen und Verhaltens-Störung (ICD-10: F00 – F99) dokumentiert. Auch Erkrankungen des Vestibularorgans (ICD-10: H81) und des visuellen Systems (ICD-10: H25 – H53) wurden insgesamt 15-mal dokumentiert.

Tabelle 3

Verteilung der nach ICD-10-verschlüsselten Erkrankungen in der Stichprobe

Krankheitskategorie (ICD-10-Schlüssel)	Anzahl
Krankheiten des Kreislaufsystems (I00 – I99)	115
Endokrine, Ernährungs- und Stoffwechselkrankheiten (E00 – E90)	70
Krankheiten des Nervensystems (G00 – G99)	66
Psychische und Verhaltensstörungen (F00 – F99)	16
Krankheiten des Urogenitalsystems (N00 – N99)	16
Krankheiten des Auges und der Augenanhängsgebilde (H00 – H59)	12
Krankheiten des Atmungssystems (J00 – J99)	11
Krankheiten des Muskel-Skelett-Systems und des Bindegewebes (M00 – M99)	9
Krankheiten des Ohres und des Warzenfortsatzes (H60 – H95)	7
Neubildungen (C00 – D48)	6
Krankheiten des Verdauungssystems (K00 – K93)	4
Krankheiten des Blutes und der blutbildenden Organe sowie bestimmte Störungen mit Beteiligung des Immunsystems (D50 – D90)	3
Angeborene Fehlbildungen, Deformitäten und Chromosomenanomalien (Q00 – Q99)	3
Verletzungen, Vergiftungen und bestimmte andere Folgen äußerer Ursachen (S00 – T98)	2

Die Tabelle 4 gibt eine Übersicht über die Erkrankungsfelder aus dem neurologischen Formenkreis (inklusive der zerebrovaskulären Erkrankungen) in der untersuchten Studienkohorte. In Hinblick auf den Gang wurden bei zehn Studienteilnehmenden eine Basalganglien-assoziierte Krankheit bzw. Bewegungsstörung festgestellt.

Da Erkrankungen wie die Polyneuropathie und der Schlaganfall das Gangbild auch relevant beeinflussen können, sollten diese neben den kodierten Bewegungsstörungen ebenfalls Berücksichtigung finden.

Tabelle 4

Detaillierte Verteilung der nach ICD-10 verschlüsselten neurologischen Erkrankungen (G00-G99 und I60-I69) in der untersuchten Stichprobe

Krankheitskategorie (ICD-10-Schlüssel)	Anzahl
Zerebrovaskuläre Erkrankungen (I60 – I69)	31
Krankheiten von Nerven, Nervenwurzeln und Nervenplexus (G50 – G59)	17
Zerebrale Lähmung und sonstige Lähmungssyndrome (G80 – G83)	17
Episodische und paroxysmale Krankheiten des Nervensystems (G40 – G47)	13
Basalganglien-assoziierte Krankheiten und Bewegungsstörungen ((G20 – G26)	10
Polyneuropathien und sonstige Krankheiten des peripheren Nervensystems (G60 – G64)	6
Systematrophien, die vorwiegend das Zentralnervensystem betreffen (G10 – G14)	1
Sonstige degenerative Krankheiten des Nervensystems (G30 – G32)	1
Sonstige Krankheiten des Nervensystems (G90 – G99)	1

In der Analyse der ICD-10-Codes ergaben sich 191 verschiedene Diagnosen. Dabei hatten keine Studienteilnehmenden weniger als zwei Diagnosen und nur sechs Studienteilnehmende zwei bis vier verschiedene ICD-10-Schlüssel. Es traten 97 Diagnosen aus dem neurologischen Formenkreis (ICD G00 - G99 und I60 – I69) bei 48 Studienteilnehmenden auf. Bei fünf Studienteilnehmenden wurde keine neurologische Erkrankung dokumentiert. Unter diesen fünf Studienteilnehmenden wurde bei drei Studienteilnehmenden jedoch ein Symptom verschlüsselt, welches auf eine neurologische Erkrankung hinweisen könnte (Schwindel und Taumel - R42 und Hypästhesie der Haut - R20.1).

Es wurden neben den Diagnosen auch die Medikation der Studienteilnehmenden dokumentiert. Hier zeigte sich, dass 35 der Studienteilnehmenden fünf oder mehr Medikamente einnahmen. Von 337 verordneten Medikamenten stellten die Antihypertensiva mit 85 Medikamenten den größten Teil dar. Benzodiazepine und Z-Substanzen waren bei fünf Studienteilnehmenden Teil des Medikationsplans. Neun Studienteilnehmende erhielten dopaminerige Substanzen. Die Medikation hatte sich zwischen den Messungen T1 und T0 nicht geändert.

5.2 4-Meter-Gehstrecke

Aus den Sensordaten wurden mit Hilfe des unter Punkt 4.4 erläuterten Algorithmus die in Tabelle 1 aufgeführten Gangparameter extrahiert. Für diese erfolgte die Berechnung der ICC und der MDC. In die Berechnung sind die Daten aller 53 Studienteilnehmer eingegangen. Aus Gründen der Vergleichbarkeit zu der 20-Meter-Gehstrecke wurden für die 4-Meter-Gehstrecke aus der SPPB die Messwerte des ersten Durchgangs verwendet. In Tabelle 5 sind die Ergebnisse der Analyse zur Reliabilität und ICC für die 4-Meter-Gehstrecke aufgeführt.

Für die 4-Meter-Strecke benötigten die Studienteilnehmenden im Mittel 7.6 (SD=2) Schritte. Die erhobenen Gangparameter wiesen überwiegend eine akzeptable bis gute Reliabilität auf (ICC=.21 bis .67), wobei die Dauer (ICC=.40) und Variabilität der Doppelstützphase (ICC=.40) den unteren Grenzwert einer akzeptablen Reliabilität (ICC=.40) genau erreichten. Die Schrittzahl (ICC=.67) und die Messdauer (ICC=.61) erreichten die höchsten Reliabilitätswerte und eine gute Reliabilität. Die Schrittvariabilität (ICC=.31) und die Asymmetrie (ICC=.21) wiesen dagegen schlechte Reliabilitätswerte auf.

Aufgrund der linearen Abhängigkeit von MDC und SEM (siehe Punkt 2.6) ergibt sich der Schluss, dass je größer der SEM wird, desto größer wird auch die MDC. Die MDC wird in den Tabellen 5 und 6 zusätzlich als Prozentwert zum jeweiligen Mittelwert angegeben, um die relative Größe der MDC und damit auch des SEM darzustellen.

Tabelle 5
Gangparameter von der 4-Meter-Gehstrecke

	Mittelwert (SD)	ICC	SEM	MDC	MDC (%)
Schrittzahl [n]	8 (2)	.67	1.15	3.2	42
Messdauer [s]	7.27 (1.2)	.61	1.01	2.8	39
Schwungphase [s]	.48 (.05)	.54	.03	.10	20
Gangzyklus [s]	1.27 (.13)	.46	.09	.26	21
Schrittdauer [s]	.64 (.07)	.46	.05	.14	21
Standphase [s]	.79 (.08)	.42	.06	.18	22
Doppelstützphasen-variabilität [s]	.05 (.04)	.40	.03	.08	170
Doppelstützphase [s]	.16 (.02)	.40	.02	.06	35
Schrittvariabilität [s]	.08 (.04)	.31	.03	.09	101

Anmerkungen: MDC = *Minimal Detectable Change*, MDC (%) = *Minimal Detectable Change* im Verhältnis zum Mittelwert, SD = *standard deviation* (Standardabweichung), ICC = *Intraclass correlation* (Intra-Klassen-Korrelation), SEM = *standard error of the mean* (Standardmessfehler)

Bei der Betrachtung der Messdauer und der Schwungphase zeigte sich kein linearer Zusammenhang zwischen der ICC und dem SEM bzw. der MDC. Bei einer ICC von .61 bei der Messdauer und einer ICC von .54 bei der Schwungphase wies die Messdauer trotz der höheren Reliabilität den im Verhältnis zum Mittelwert größeren SEM und MDC auf (MDC_{Messdauer}=39 %, MDC_{Schwungphase}=20 %). Die Parameter ließen sich in Betrachtung der relativen MDC in drei Kategorien einteilen. Die Parameter Schwungphase, Gangzyklus, Schrittdauer und Standphase lagen in dem MDC-Bereich von 20-22 %, was ausdrückt, dass erst ab einer Veränderung von ungefähr einem Fünftel des Ausgangswertes mit großer Sicherheit davon ausgegangen werden kann, dass die gemessene Veränderung „echt“ ist. Die Parameter Schrittzahl, Messdauer und Doppelstützphase lagen in einem MDC-Bereich von 35-42 %.

Damit lagen diese Parameter in einem Bereich, bei dem für eine hohe Wahrscheinlichkeit einer wirklichen Messwertveränderung sich der Messwert um mehr als ein Drittel des Ausgangswertes verändert haben musste. Die letzte Kategorie stellten die Parameter der Schritt- und Doppelstützphasenreliabilität und der Asymmetrie dar, welche durch sehr hohe MDC-Werte (100-188 %) auffielen. Damit lagen diese Parameter in einem Bereich, bei dem für eine hohe Wahrscheinlichkeit einer wirklichen Messwertveränderung sich der Messwert um 100 und mehr Prozent des Ausgangswertes verändert haben musste.

5.3 20-Meter-Gehstrecke

Die 20-Meter-Gehstrecke in angenehmen Gehtempo wurde von 45 Studienteilnehmenden durchgeführt. Sie benötigten durchschnittlich 35 (SD=5) Schritte. Zur Bestimmung der jeweiligen Gangparameter lag dementsprechend eine höhere Anzahl an Schritten als bei der 4-Meter-Gehstrecke vor. Insgesamt ließ sich beobachten, dass die Reliabilitätswerte und auch die MDC bei der längeren Gehstrecke überwiegend besser ausfielen. Die Ergebnisse sind in Tabelle 6 zusammengefasst.

Die Parameter Schrittzahl (ICC=.89) und Schwungphase (ICC=.81) zeigten exzellente Reliabilitätswerte. Auch die Parameter Messdauer, Gangzyklus, Schrittdauer und Standphase verbesserten sich (ICC .59 - .74) im Vergleich zu den Ergebnissen der 4-Meter-Gehstrecke und lagen damit eher im oberen Grenzbereich der akzeptablen bis guten Reliabilität. Auffällig war das Ergebnis der Doppelstützphase und deren Variabilität in Bezug auf die ICC im Vergleich mit der 4-Meter-Gehstrecke. Hier zeigte sich abweichend von den anderen Parametern eine im Vergleich zu der 4-Meter-Gehstrecke um .07 geringere ICC. Die Doppelstützphase und -variabilität in der 20-Meter-Gehstrecke wiesen damit eine als schlecht einzuordnende Reliabilität auf. Der Standardmessfehler und die MDC verringerten sich im Vergleich zu den Werten im 4-Meter-Gehtest. Bei den Parametern Schrittdauer, Schwungphase, Gangzyklus und Standphase zeigten sich eine MDC von 11-14 % und damit eine Verringerung um ca. 10 % im Vergleich zu den Ergebnissen bei der 4-Meter-Gehstrecke. Eine Änderung in den Messdaten im Rahmen einer Verlaufskontrolle könnte folglich 10 % geringer ausfallen, um als echte Änderung akzeptiert zu werden.

Tabelle 6
Gerundete Messergebnisse der 20-Meter-Gehstrecke

	Mittelwert (SD)	ICC	SEM	MDC	MDC (%)
Schrittzahl [n]	35 (5)	.89	1.83	5.06	14
Messdauer [s]	22.8 (3.54)	.74	1.80	4.98	22
Schwungphase [s]	.45 (.04)	.81	.02	.05	11
Gangzyklus [s]	1.15 (.10)	.71	.05	.14	12
Schrittdauer [s]	.58 (.05)	.71	.03	.08	14
Standphase [s]	.71 (.06)	.59	.04	.10	14
Doppelstützphasen-variabilität [s]	.03 (.02)	.33	.01	.03	138
Doppelstützphase [s]	.14 (.01)	.33	.01	.03	20
Schrittvariabilität [s]	.04 (.01)	.41	.01	.03	66

Anmerkungen: MDC = *Minimal Detectable Change*, MDC (%) = *Minimal Detectable Change* im Verhältnis zum Mittelwert, SD = *standard deviation* (Standardabweichung), ICC = *Intraclass correlation* (Intra-Klassen-Korrelation), SEM = *standard error of the mean* (Standardmessfehler)

Eine deutliche Reduktion des SEM und damit der MDC stellte sich bei der Schrittzahl heraus. Die relative MDC verringerte sich bei der Schrittzahl von 42 % bei der 4-Meter-Gehstrecke auf 14 % bei der 20-Meter-Gehstrecke. Die Doppelstützphase wies trotz der gezeigten geringeren Reliabilität einen kleineren Standardmessfehler auf und damit auch eine kleinere MDC. Im Vergleich zu den anderen Parametern hatten die Schritt- und Doppelstützphasenvariabilität und die Asymmetrie auch bei der 20-Meter-Gehstrecke mit Abstand die größten MDCs gezeigt (siehe Tabelle 6).

6 Diskussion

Die Zielsetzung dieser Arbeit war die Identifikation von sensorbasierten Gangparametern, welche möglichst wenig Schwankungen bei wiederholtem Messen zeigen, um damit am zuverlässigsten das Fehlen von Veränderung des Gehens versus das Vorhandensein von Veränderung des Gehens bei multimorbidem Patient*innen nachweisen zu können. Momentan werden motorische Fähigkeiten von Patient*innen in einer Klinik mit etablierten Tests untersucht, wie zum Beispiel der SPPB. Hier wurde diese etablierte Testbatterie (SPPB) neben weiteren Aufgaben unter Verwendung von IMUs durchgeführt. Doch wenn neue Systeme genutzt werden sollen, werden die Gütekriterien dieser Tests meist zuerst an gesunden Proband*innen untersucht (Donath *et al.*, 2016). In dieser Arbeit konnte jedoch gezeigt werden, dass trotz Vorauswahl einer rein neurologischen Station, eine sehr große Variation an Erkrankungen und deren Kombination existierte. Auch die vermehrt bei älteren Patient*innen beobachtete Polypharmazie (fünf oder mehr Medikamente) ließ sich in dieser Stichprobe bei über 50% der Studienteilnehmenden beobachten. Die Auswirkung einer Polypharmazie auf Gangparameter ist bereits nachgewiesen (George and Verghese, 2017). Die Multimorbidität und Polypharmazie beeinflussen den Gang, sodass ein Messinstrument und die daraus resultierenden Parameter daher auch in einer vergleichbaren Proband*innen-Kohorte auf seine Gütekriterien geprüft werden sollte.

Die Ergebnisse dieser Arbeit mit einem IMU zeigten, dass mit dem gleichen IMU mehrere Gangparameter ermittelt werden können. Diese unterscheiden sich jedoch in der MDC, sodass trotz des gleichen IMUs die ermittelten Gangparameter einzeln interpretiert werden sollten. Insgesamt erwiesen sich die Parameter über eine 20-Meter-Gehstrecke hinsichtlich der Wiederholbarkeit wie auch des Messfehlers stabiler als über die 4-Meter-Gehstrecke, sodass insbesondere für Verlaufsuntersuchungen eine längere Gehstrecke von Vorteil zu sein scheint. Die SPPB ist eine in der Klinik häufig angewandter Test zur Verlaufsbeurteilung von motorischen / Mobilitäts-Störungen. Wenn eine solche Verlaufsuntersuchung mit Hilfe von tragbaren Sensoren durchgeführt wird, zeigte sich in dieser Arbeit jedoch, dass eine 4-Meter-Gehstrecke eine schlechtere Reliabilität (ICC: .21 – .69) aufweist als eine 20-Meter-Gehstrecke (ICC: .29 – .89). Bei der Beschleunigungs- und der Temporeduktions-Phase eines Gehtests handelt es sich um sehr dynamische Phasen des Gangs (Lindemann *et al.*, 2008). Bei geringerer Schrittzahl nehmen diese Phasen einen größeren Anteil des Gehtests ein, was ein Grund dafür

sein kann, dass die Reliabilität bei geringerer Schrittzahl schlechter als bei höherer Schrittzahl in der 20-Meter-Gehstrecke war.

Die Schrittzahl ist ein Parameter, welcher mittlerweile sehr populär ist. Die Schrittzahl pro Tag wird mit einer geringeren Mortalität in Zusammenhang gebracht (Banach *et al.*, 2023). Doch eignet sie sich auch, um Veränderungen im Gang bei älteren neurologisch erkrankten Patient*innen zuverlässig darzustellen? In dieser Arbeit ergab sich für die Schrittzahl eine exzellente Retest-Reliabilität bei der 20-Meter-Strecke ($ICC=.89$). Damit konnte gezeigt werden, dass die durch die IMU ermittelte Schrittzahl bei einer 20-Meter-Strecke ein verlässlicher Verlaufsparameter darstellen könnte. Einen Therapie-Effekt ist mit hoher Wahrscheinlichkeit dann anzunehmen, wenn sich die Schrittzahl des Patienten zur Ausgangsmessung um 15% geändert hat. In dieser Stichprobe entsprach das einer Schrittzahländerung in Bezug auf den Mittelwert von fünf Schritten. Wenn Patient*innen in einer ersten Messung beispielsweise 40 Schritte benötigen, um eine 20 Meter lange Strecke zu bewältigen und nach Durchführung einer Therapie diese Schrittzahl auf 34 reduzieren, kann mit hoher Sicherheit von einem echten Therapieeffekt ausgegangen werden.

In dieser Arbeit lag die Reliabilität der Messdauer in der 4-Meter-Gehstrecke bei $ICC=.61$. Bei vorigen Studien wurde die Retest-Reliabilität der SPPB überwiegend für die erzielten Punktewerte in der SPPB und nicht für den Parameter Ganggeschwindigkeit bestimmt, dort zeigten sich für die Punktewerte im Gehtest ICCs von .75 bis .90 (Freire *et al.*, 2012; Braun *et al.*, 2019). Es wird also eine Diskrepanz der erhobenen ICCs deutlich. Es wurde im Kapitel Reliabilität dieser Arbeit bereits darauf hingewiesen, dass bei der Bestimmung der Reliabilität berücksichtigt werden muss, anhand welcher Messwerte diese festgemacht wird. Daher kann eine Erklärung dieser Diskrepanz sein, dass die Zeitspanne, welche zwei Punkten in der SPPB entspricht, bei 6.21 bis 8.7 Sekunden liegt. Das bedeutet, ein Zeitunterschied von ungefähr 2.5 Sekunden in der SPPB entspräche dem gleichen Punktewert. Betrachtet man diesbezüglich die hier ermittelte MDC, wird deutlich, dass eine Punktewertänderung (2.5 s) nah an einer realen Messwertänderung (MDC=2.8 s) liegt.

In einer norwegischen Studie an älteren Menschen, inklusive Demenz-Erkrankten, wurde zusätzlich zu den Punktewerten die Ganggeschwindigkeit der 4-Meter-Gehstrecke in der SPPB untersucht. Die Retest-Reliabilität wurde mit einer ICC von .94 (Demenz-Erkrankte) und .88 (Nicht-Demenzerkrankte) angegeben. Hier wurde jedoch unter anderem eine geringe Variabilität der Stichprobe als Limitationsfaktor genannt (Olsen and Bergland, 2017). Wie zuvor

bereits erläutert, sind die Ergebnisse maßgeblich von den Charakteristika der untersuchten Kohorte abhängig.

Es ist denkbar, dass zukünftig Patient*innen mit IMUs ausgestattet werden, um zu beurteilen, ob eine Therapie Veränderungen des Ganges bewirkt. Diese Arbeit liefert Informationen dazu, ab welcher Änderung der Messwerte in den verschiedenen Parametern im Verlauf mit großer Sicherheit von einer echten Änderung ausgegangen werden kann. Eine Änderung kann nicht pauschal als echt eingestuft werden. Diese muss je nach Messparameter die jeweilige MDC und die Messumgebung berücksichtigen. Der Umgang mit IMUs und die Interpretation der erhobenen Daten sollte daher geschultem Personal vorbehalten sein, welches die möglichen Messfehler kennt, diese minimiert und die Ergebnisse unter Berücksichtigung der Patient*innen- und Umfeldvariabilität analysiert. Eine Beurteilung von Messparametern außerhalb von definierten Aufgaben (z.B. häusliches Umfeld) sollte in weiteren Arbeiten erforscht werden.

7 Limitationen

Zur Verlaufsbeurteilung während eines Krankenhausaufenthaltes sollte beachtet werden, dass die Patient*innen bei der Aufnahmeuntersuchung andere Voraussetzungen haben als bei der Entlassungsuntersuchung. Unklar bleiben die körperlichen Aktivitäten vor den Untersuchungen (z.B. Spaziergänge), welche sich evtl. bei den Studienteilnehmenden unterscheiden und damit der Ermüdungszustand. Dies könnte zu einer Verzerrung der Ergebnisse führen. Einen ähnlichen Effekt stellt die variable Versuchsreihenfolge in dieser Arbeit dar. Eine Übung konnte in der ersten Aufgabenreihe (T1) noch durchgeführt worden sein, während in der Aufgabenreihe am Folgetag (T0) diese als zu unsicher eingestuft wurde. Dadurch ergab sich bei den Studienteilnehmenden zum Teil ein unterschiedlicher Umfang an Übungen. Dies betraf hauptsächlich die 20-Meter-Gehstrecke, da diese im Gegensatz zur 4-Meter-Strecke, am Ende der Versuchsanordnung war.

Weiter zu berücksichtigen ist bei neun Studienteilnehmern die dopaminerge Medikation. Der Einfluss von dopaminergen Substanzen auf den Gang ist bei den Gangparametern des Geradeaus-Gehens unterschiedlich ausgeprägt. Signifikante Effekte konnten bereits bei der Ganggeschwindigkeit nachgewiesen werden (Elshehabi *et al.*, 2016). Da die Motorik-Testung in einer Zeitspanne von 12 bis 24 Stunden wiederholt wurde, ist ein unterschiedlicher Wirkspiegel zu den Messzeitpunkten denkbar. Es wurde jedoch versucht, den Patienten neben einem gleichen Zeitabstand zur Medikamenteneinnahme, in einem subjektiv bestmöglichen Zustand zu messen.

Ein generelles Problem der Retest-Reliabilität stellt der Übungseffekt dar (Götz-Neumann, 2015). Es konnte auch hier beobachtet werden, dass die Studienteilnehmenden teilweise die Erklärung der Übung bei der zweiten Messung unterbrachen, da sie sich an den Ablauf erinnerten. Es ist vorstellbar, dass durch die Erinnerung an den Übungsablauf die Ergebnisse beeinflusst worden sind. Dies konnte zu einer motivierteren Durchführung der Übung führen, da der Studienteilnehmende es besser als am Vortag machen wollte. Auch möglich ist ein gegenteiliger Effekt, da kein Verständnis für einen erneuten Durchgang der Übungen bestanden haben könnte.

Der Algorithmus, welcher zur Berechnung der Bewegungsdaten verwendet wurde, wurde für Parkinson-Patient*innen (mit milder Symptomatik) und gesunde ältere Erwachsenen validiert. Es ist noch unklar, ob bei Patient*innen mit anderen Erkrankungen oder einer Parkinson-

Erkrankung mit ausgeprägterer Symptomatik, die Parameter zuverlässig berechnet werden können. Außerdem war es den Studienteilnehmenden in der hier vorliegenden Studie freigestellt, eine Gehhilfe zu benutzen. Die Auswirkung auf die Berechnung der Gangparameter ist unter Verwendung von Gehhilfen jedoch noch unklar. In den Ergebnissen dieser Arbeit wies die Schrittvariabilität eine schlechte ($ICC=.31$, 4-Meter-Strecke) bis akzeptable ($ICC=.41$, 20-Meter-Gehstrecke) Reliabilität auf. In dem angewandten Algorithmus gab es einen Fehler von 0.1 Sekunden bei der Erkennung von Vorfuß-Abheben und Ferse-Aufsetzen (Pham *et al.*, 2017). Dieser Fehler könnte Auswirkungen auf die Schrittzeitvariabilität nehmen und zum Teil die schlechte Reliabilität mit erklären.

8 Zusammenfassung

Die Funktion Gang ist ein sehr wichtiger Bestandteil zum Erhalt des Wohlbefindens und der Selbstversorgung. Um Erkrankungen mit Einfluss auf den Gang früher, spezifischer und mit umsetzbaren Mitteln zu erkennen und deren Therapie besser zu steuern, werden zunehmend tragbare Sensorsysteme verwendet. Diese liefern eine Vielzahl an Bewegungsdaten. Die vorliegende Arbeit hat mit dem RehaGait®-Sensorsystem (Firma Hasomed) verschiedene Gangparameter erhoben und diese auf ihre Reliabilität und MDC untersucht. Eine 4-Meter- und eine 20-Meter-Gehstrecke wurden verwendet, um die Gangparameter zu erheben. Es wurden dazu 53 über sechzigjährige Patient*innen in der Klinik für Neurologie des UKSH Kiel während eines stationären Aufenthaltes untersucht. Die Studienkohorte wies eine heterogene Verteilung von Erkrankungen auf, und erfüllte zu einem Großteil die Kriterien der Multimorbidität und der Polypharmazie-Behandlung. Dies stellt nach Einschätzung des Autors eine „alltagsrelevante“ Kohorte von stationär behandelten neurologischen Patient*innen dar. Eine Aussage, ob sich ein Gangparameter zur Darstellung von Veränderungen eignet, kann mit der Retest-Reliabilität und der Minimal Detectable Change (MDC) getroffen werden. Die Retest-Reliabilität drückt dabei aus, inwieweit es möglich ist, bei wiederholter Testung (Vorher-Nachher-Vergleich) zuverlässige und damit vergleichbare Ergebnisse zu erhalten. Die MDC ist dagegen ein Wert, welcher ausdrückt, wie hoch eine Veränderung der Messwerte zum Ausgangswert sein muss, um mit großer Sicherheit nicht zufällig entstanden zu sein.

Es konnte in dieser Arbeit gezeigt werden, dass die Gangparameter, obwohl sie aus einer gleichen Aufgabe, zum Beispiel aus einer 4-Meter-Gehstrecke, stammen, sehr unterschiedliche Reliabilitäten und MDCs aufweisen. Außerdem wurde ein Unterschied zwischen der Erhebung von Gangparametern aus einer 4-Meter- und einer 20-Meter-Gehstrecke deutlich. Überwiegend besserten sich die Reliabilität und die MDC bei der längeren Gehstrecke. Zusammenfassend konnte daraus geschlossen werden, dass sich in Bezug auf den hier ermittelten Parametern eine 20-Meter-Strecke zur Verlaufsbeobachtung eher eignen könnte. Insbesondere die Parameter Schrittzahl und die Zeit der Schwungphase erzielten bei der 20-Meter-Gehstrecke eine exzellente Reliabilität und eine geringe MDC von 11-14 %.

Therapie- und longitudinale Untersuchungen von Gangparametern bei neurologischen Patient*innenkohorten sollten die Ergebnisse dieser Arbeit berücksichtigen. Insbesondere bietet die MDC eine Hilfestellung die Veränderungen richtig zu interpretieren. Es wurde in

Form der MDC ein statistischer Wert für die Gangparameter bei einer 4-Meter- und 20-Meter-Strecke ermittelt, welcher den Grenzwert zum Ausschluss eines Ergebnisses, welches durch einen Messfehler erklärt sein könnte, darstellt. Die hier ermittelten Reliabilitäts- und MDC-Werte der einzelnen Gangparameter stellen damit einen potentiell wertvollen Baustein zur Beurteilung dieser Gangparameter dar.

9. Literaturverzeichnis

- Auhuber Thomas (2020) *ICD-10-GM 2021 Systematisches Verzeichnis*. Deutscher Ärzteverlag.
- Banach, M. et al. (2023) ‘The association between daily step count and all-cause and cardiovascular mortality: a meta-analysis’, *European Journal of Preventive Cardiology* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1093/eurjpc/zwad229>.
- Beauducel, A. and Leue, A. (2014) *Psychologische Diagnostik*. Auflg. 1.
- Bellmann JK, Bleich SB-W, D.M.-B. gGmbH (2013) *Identifikation des geriatrischen Patienten*.
- Beninato, M. and Portney, L.G. (2011) ‘Applying concepts of responsiveness to patient management in neurologic physical therapy’, *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 35(2), pp. 75–81. Available at: <https://doi.org/10.1097/NPT.0b013e318219308c>.
- Benke, T., Karner, E. and Delazer, M. (2013) ‘FAB-D: German version of the Frontal Assessment Battery.’, *Journal of neurology*, 260(8), pp. 2066–72. Available at: <https://doi.org/10.1007/s00415-013-6929-8>.
- Bernhard, F.P. et al. (2018) ‘Wearables for gait and balance assessment in the neurological ward - study design and first results of a prospective cross-sectional feasibility study with 384 inpatients’, *BMC Neurology*, 18(1), p. 114. Available at: <https://doi.org/10.1186/s12883-018-1111-7>.
- Bjerrum, L. et al. (1997) ‘Methods for estimating the occurrence of polypharmacy by means of a prescription database’, *European Journal of Clinical Pharmacology*, 53(1), pp. 7–11. Available at: <https://doi.org/10.1007/s002280050329>.
- Braun, T. et al. (2019) ‘Reliability of mobility measures in older medical patients with cognitive impairment’, *BMC Geriatrics*, 19(1), p. 20. Available at: <https://doi.org/10.1186/s12877-019-1036-z>.
- Cohen, J.A., Vergheze, J. and Zwerling, J.L. (2016) ‘Cognition and gait in older people’, *Maturitas*, 93, pp. 73–77. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2016.05.005>.
- Deutsche Gesellschaft für Allgemeinmedizin und Familienmedizin (DEGAM) (2020) ‘S3-Leitlinie Schlaganfall, DEGAM-Leitlinie Nr. 8’.
- del Din, S. et al. (2019) ‘Gait analysis with wearables predicts conversion to Parkinson disease’, *Annals of Neurology*, 86(3), pp. 357–367. Available at: <https://doi.org/10.1002/ana.25548>.
- Donath, L. et al. (2016) ‘Mobile inertial sensor based gait analysis: Validity and reliability of spatiotemporal gait characteristics in healthy seniors’, *Gait and Posture* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.07.269>.
- Elshehabi, M. et al. (2016) ‘Limited effect of dopaminergic medication on straight walking and turning in early-to-moderate parkinson’s disease during single and dual tasking’, *Frontiers in Aging Neuroscience* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.3389/fnagi.2016.00004>.
- Esser, P. et al. (2012) ‘Validity and inter-rater reliability of inertial gait measurements in Parkinson’s disease: A pilot study’, *Journal of Neuroscience Methods* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2012.01.005>.
- Fortin, M. et al. (2012) ‘A Systematic Review of Prevalence Studies on Multimorbidity: Toward a More Uniform Methodology’, *The Annals of Family Medicine*, 10(2), pp. 142–151. Available at: <https://doi.org/10.1370/afm.1337>.

- Freire, A.N. *et al.* (2012) ‘Validity and reliability of the short physical performance battery in two diverse older adult populations in Quebec and Brazil’, *Journal of Aging and Health*, 24(5), pp. 863–878. Available at: <https://doi.org/10.1177/0898264312438551>.
- George, C. and Verghese, J. (2017) ‘Polypharmacy and Gait Performance in Community-dwelling Older Adults’, *Journal of the American Geriatrics Society* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1111/jgs.14957>.
- Geritz, J. *et al.* (2020) ‘Motor, cognitive and mobility deficits in 1000 geriatric patients: protocol of a quantitative observational study before and after routine clinical geriatric treatment - The ComOn-study’, *BMC Geriatrics*, 20(1), pp. 1–13. Available at: <https://doi.org/10.1186/s12877-020-1445-z>.
- Goetz, C.G. *et al.* (2008) ‘Movement Disorder Society-Sponsored Revision of the Unified Parkinson’s Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): Scale presentation and clinimetric testing results’, *Movement Disorders* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1002/mds.22340>.
- Götz-Neumann (2015) ‘Gehen verstehen’, in. Thieme Verlag, pp. 25–38.
- Guralnik, J.M. *et al.* (1994) ‘A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission.’, *Journal of gerontology*, 49(2), pp. M85-94.
- Hansen, C. *et al.* (2022) ‘Reliability of IMU-Derived Temporal Gait Parameters in Neurological Diseases’, *Sensors*, 22(6), p. 2304. Available at: <https://doi.org/10.3390/s22062304>.
- Hobert, M.A. *et al.* (2019) ‘Progressive Gait Deficits in Parkinson’s Disease: A Wearable-Based Biannual 5-Year Prospective Study’, *Frontiers in Aging Neuroscience*, 11. Available at: <https://doi.org/10.3389/fnagi.2019.00022>.
- Jahn, K., Zwergal, A. and Schniepp, R. (2010) ‘Gait disturbances in old age - Classification, diagnosis, and treatment from a neurological perspective’, *Deutsches Arzteblatt* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.3238/arztebl.2010.0306>.
- Johnston, M.C. *et al.* (2019) ‘Defining and measuring multimorbidity: a systematic review of systematic reviews’, *European Journal of Public Health*, 29(1), pp. 182–189. Available at: <https://doi.org/10.1093/eurpub/cky098>.
- Keezer, M.R., Wolfson, C. and Postuma, R.B. (2016) ‘Age, Gender, Comorbidity, and the MDS-UPDRS: Results from a Population-Based Study’, *Neuroepidemiology*, 46(3), pp. 222–227. Available at: <https://doi.org/10.1159/000444021>.
- Lachs, M.S. *et al.* (1990) ‘A simple procedure for general screening for functional disability in elderly patients’, *Annals of Internal Medicine* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.7326/0003-4819-112-9-699>.
- Lindemann, U. *et al.* (2008) ‘Distance to achieve steady state walking speed in frail elderly persons’, *Gait & Posture*, 27(1), pp. 91–96. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.02.005>.
- Maetzler, W. *et al.* (2013) ‘Quantitative wearable sensors for objective assessment of Parkinson’s disease’, *Movement Disorders*, 28(12), pp. 1628–1637. Available at: <https://doi.org/10.1002/mds.25628>.
- Maetzler, W. *et al.* (2016) ‘Tragbare und aktiv vom Parkinson-Patienten genutzte Technologie im häuslichen Umfeld: Was bringt die Zukunft?’, *Fortschritte der Neurologie · Psychiatrie*, 84(S 01), pp. S48–S51. Available at: <https://doi.org/10.1055/s-0042-102786>.

- Maetzler, W., Jacobs, A.H. and Dodel, R. (2019) *Neurogeriatrie*. Edited by W. Maetzler, R. Dodel, and A.H. Jacobs. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. Available at: <https://doi.org/10.1007/978-3-662-57358-7>.
- Mahlknecht, P. et al. (2013) ‘Prevalence and Burden of Gait Disorders in Elderly Men and Women Aged 60–97 Years: A Population-Based Study’, *PLoS ONE* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0069627>.
- Makino, K. et al. (2017) ‘Fear of falling and gait parameters in older adults with and without fall history’, *Geriatrics & Gerontology International*, 17(12), pp. 2455–2459. Available at: <https://doi.org/10.1111/ggi.13102>.
- Martínez-Martín, P. et al. (2015) ‘Parkinson’s disease severity levels and MDS-Unified Parkinson’s Disease Rating Scale’, *Parkinsonism and Related Disorders* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2014.10.026>.
- Midão, L. et al. (2018) ‘Polypharmacy prevalence among older adults based on the survey of health, ageing and retirement in Europe’, *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 78, pp. 213–220. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.archger.2018.06.018>.
- Mirelman, A. et al. (2018) ‘Gait’, in *Handbook of Clinical Neurology*. Available at: <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00007-0>.
- Nasreddine, Z.S. et al. (2005) ‘The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: A brief screening tool for mild cognitive impairment’, *Journal of the American Geriatrics Society* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53221.x>.
- Olsen, C.F. and Bergland, A. (2017) ‘Reliability of the Norwegian version of the short physical performance battery in older people with and without dementia’, *BMC Geriatrics* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1186/s12877-017-0514-4>.
- Pantall, A., del Din, S. and Rochester, L. (2018) ‘Longitudinal changes over thirty-six months in postural control dynamics and cognitive function in people with Parkinson’s disease’, *Gait & Posture*, 62, pp. 468–474. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.04.016>.
- Pham, M.H. et al. (2017) ‘Validation of a step detection algorithm during straight walking and turning in Patients with Parkinson’s disease and older adults using an inertial measurement unit at the lower back’, *Frontiers in Neurology* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00457>.
- Podsiadlo, J.D., Bscpt, S. and Richardson, M.D.J. (1991) *The Timed “Up & Go”: A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons*, J Am Geriatr SOC.
- Rehman, R.Z.U. et al. (2020) ‘Gait analysis with wearables can accurately classify fallers from non-fallers: A step toward better management of neurological disorders’, *Sensors (Switzerland)* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.3390/s20236992>.
- Sanders, J.B. et al. (2017) ‘Gait Speed and Processing Speed as Clinical Markers for Geriatric Health Outcomes’, *The American Journal of Geriatric Psychiatry*, 25(4), pp. 374–385. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.jagp.2016.12.003>.
- Sedaghat, A.R. (2019) ‘Understanding the Minimal Clinically Important Difference (MCID) of Patient-Reported Outcome Measures’, *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, 161(4), pp. 551–560. Available at: <https://doi.org/10.1177/0194599819852604>.
- Shrout, P.E. and Fleiss, J.L. (1979) ‘Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability’, *Psychological Bulletin* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1037/0033-2909.86.2.420>.

- Silsupadol, P., Teja, K. and Lugade, V. (2017) ‘Reliability and validity of a smartphone-based assessment of gait parameters across walking speed and smartphone locations: Body, bag, belt, hand, and pocket’, *Gait and Posture* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.09.030>.
- Stolze, H. et al. (2005) ‘Prevalence of Gait disorders in hospitalized neurological patients’, *Movement Disorders* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1002/mds.20266>.
- Suppé, B. and Bongartz, M. (2013) *FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics praktisch angewandt*. Edited by B. Suppé and M. Bongartz. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. Available at: <https://doi.org/10.1007/978-3-642-22076-0>.
- Tischler, L. and Petermann, F. (2010) ‘Trail Making Test (TMT)’, *Zeitschrift fur Psychiatrie, Psychologie und Psychotherapie* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1024/1661-4747.a000009>.
- Tudor-Locke, C. (2010) ‘Steps to Better Cardiovascular Health: How Many Steps Does It Take to Achieve Good Health and How Confident Are We in This Number?’, *Current Cardiovascular Risk Reports*, 4(4), pp. 271–276. Available at: <https://doi.org/10.1007/s12170-010-0109-5>.
- Verghese, J. et al. (2006) ‘Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults’, *Journal of the American Geriatrics Society* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.00580.x>.
- Verghese, J. et al. (2009) ‘Quantitative Gait Markers and Incident Fall Risk in Older Adults’, *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 64A(8), pp. 896–901. Available at: <https://doi.org/10.1093/gerona/glp033>.
- Wade, D.T. and Collin, C. (1988) ‘The barthel ADL index: A standard measure of physical disability?’, *Disability and Rehabilitation* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.3109/09638288809164105>.
- Warmerdam, E. et al. (2021) ‘Proposed Mobility Assessments with Simultaneous Full-Body Inertial Measurement Units and Optical Motion Capture in Healthy Adults and Neurological Patients for Future Validation Studies: Study Protocol’, *Sensors*, 21(17), p. 5833. Available at: <https://doi.org/10.3390/s21175833>.
- Weir, J.P. (2005) ‘Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM.’, *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 19(1), pp. 231–40. Available at: <https://doi.org/10.1519/15184.1>.

10. Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Übersicht Testgütekriterien.....	9
Abb. 2: Übersicht Untersuchungen.....	15

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Definitionen einzelner Gangparameter	20
Tabelle 2: Stichprobenbeschreibung.....	23
Tabelle 3: Verteilung der nach ICD-10-verschlüsselten Erkrankungen in der Stichprobe	24
Tabelle 4: Detaillierte Verteilung der nach ICD-10-verschlüsselten neurologischen Erkrankungen (G00-G99 und I60-I69) in der untersuchten Stichprobe.....	25
Tabelle 5: Gerundete Messergebnisse aus der 4-Meter-Gehstrecke.....	27
Tabelle 6: Gerundete Messergebnisse aus der 20-Meter-Gehstrecke.....	29

11. Danksagung

Ich danke der ganzen Arbeitsgruppe Neurogeriatrie des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein in Kiel für die Unterstützung. Insbesondere danke ich meinem Doktorvater Prof. Dr. Walter Maetzler sowie meiner Betreuerin Johanna Geritz.

Mein weiterer Dank richtet sich an meine Ehefrau Jana Ortlieb, die mir stets zur Seite stand und mich auch in schwierigen Phasen unterstützt hat.