

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

**Test-Retest-Reliabilitätsmessung des statischen
Gleichgewichts bei neurologischen Patienten innerhalb von
12-24 Stunden**

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

vorgelegt von
Maximilian Beckbauer
aus Schwelm

Kiel, 2020

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

2.Berichterstatter/in: Prof. Dr. rer. nat. Manuela Dittmar, Zoologisches Institut

Tag der mündlichen Prüfung: 05.08.2021

Zum Druck genehmigt, Kiel den 07.04.2021

gez.: Prof. Dr. Dr. Gregor Kuhlenbäumer

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Gleichgewicht – Allgemeines	1
1.1	Multisensorisches System – Physiologischer Hintergrund	2
1.1.1	Vestibularorgan.....	2
1.1.2	Visuelles System	3
1.1.3	Propriozeption	4
1.1.4	Verschaltung des zentralen vestibulären Systems im ZNS	5
1.2	Folgen und Auswirkungen von Gleichgewichtsstörungen	6
1.3	Wie man Gleichgewicht messen kann	7
1.3.1	Der Mobilitätstest nach Tinetti.....	8
1.3.2	Die Berg Balance Skala.....	8
1.3.3	Messung des Gleichgewichts durch Tragbare Sensoren.....	9
1.4	Biomechanik – Statisches Gleichgewicht.....	10
1.4.1	Schwankungen und Gleichgewicht.....	13
1.4.2	Limits of Stability	13
1.5	Dynamisches Gleichgewicht	14
1.6	Reliabilität und minimal detectable change	14
1.7	Ziel der Arbeit.....	15
2	Methoden.....	16
2.1	Die ComOn – Studie im Überblick.....	16
2.1.1	Comon – Studiendesign	16
2.1.2	Durchführung der hier vorgestellten Studie.....	17
2.1.3	Probanden	17
2.1.4	Sensorsystem.....	18
2.1.5	Durchgeführte Erhebungen	19
2.2	Sensordatenauswertung	20
2.3	Statistische Analyse.....	21

3	Ergebnisse	22
3.1	Parallelstand	23
3.2	Semi Tandem Stand fester Untergrund	25
3.3	Tandem Stand	28
3.4	Semi Tandem Stand weicher Untergrund, geöffnete Augen	30
3.5	Semi Tandem Stand weicher Untergrund geschlossene Augen	33
3.6	MDC _{95%} Werte aller Übungen und Parameter	35
4	Diskussion	38
4.1	Fazit	43
5	Zusammenfassung	43
6	Anhang	45
6.1	Abbildungsverzeichnis	45
6.2	Tabellenverzeichnis	46
6.3	Abkürzungsverzeichnis	46
7	Literaturverzeichnis	48
8	Danksagung	57

1 EINLEITUNG

1.1 Gleichgewicht – Allgemeines

Das so simpel erscheinende Aufrechterhalten des Gleichgewichts stellt eine wesentliche Grundvoraussetzung und Herausforderung für den Menschen dar, um Stand, Gang und alltäglichen Aktivitäten nachgehen zu können (Kooij, Y, Koopman, & Grootenboer, 1999)(Salzman, 2010). Das Gleichgewicht wird maßgeblich durch drei verschiedene Systeme gesteuert. Dem vestibulären, visuellen und somatosensorischen System, die im zentralen Nervensystem (ZNS) verschaltet werden (Winter, 1995). Vor dem zwanzigsten Jahrhundert wussten Wissenschaftler noch nicht, dass Menschen einen speziellen Gleichgewichtssinn haben (Mergner, 2013). So nahm man davor an, dass es nur eines oder wenige zentrale Gleichgewichtszentren im ZNS gibt und eine Reihe von parallel geschalteten Reflexen das Gleichgewicht steuern (Horak, 2006).

Vor allem für ältere Menschen ist diese Forschung relevant, da sie durch Einschränkungen oder Verlust des Gleichgewichts in ihrer Mobilität und Lebensqualität, besonders durch Stürze, betroffen sind (Nikolaus, 2005). Insbesondere Schlaganfälle, Parkinsonsyndrome, vestibuläre Defizite, periphere Neuropathien, paroxysmaler Lagerungsschwindel, Skoliose, Amputationen, degenerativer unterer Rückenschmerz, Kopfverletzungen, Sprunggelenksverletzungen und Zerebralparesen führen zu Gleichgewichtseinschränkungen (Nikolaus, 2005; Winter, 1995).

Verletzungen durch Stürze – auch mit Todesfolge - betreffen besonders Menschen die älter als 80 Jahre sind. Ein veranschaulichender Vergleich, wie häufig Stürze mit Todesfolge in der 80+ Bevölkerung sind, zeigt die Tatsache, dass in Kanada 1991 in der +80 Population 185,8 pro 100.000 Menschen durch Stürze und in der Altersgruppe zwischen 15-29 Jahren und 0,8 pro 100.000 Menschen durch Stürze ums Leben kamen (Winter, 1995). Somit stellt die Erfassung von Gleichgewichtsstörungen, sturzgefährdeten Personen und das Training des Gleichgewichts für den Kliniker eine wichtige Aufgabe dar, um dem alternden Menschen eine adäquate Lebensqualität und Mobilität zu ermöglichen (Granacher, Muehlbauer, Gschwind, Pfenninger, & Kressig, 2014).

1.1 Multisensorisches System – Physiologischer Hintergrund

In diesem Abschnitt werden die physiologischen Grundlagen erläutert. Es wird das Vestibularorgan, das visuelle System, die Propriozeption und die Verschaltung des zentralen vestibulären Systems im ZNS vorgestellt.

1.1.1 VESTIBULARORGAN

Der Vestibularapparat stellt einen wichtigen Bestandteil der multisensorischen Koordinierung des Gleichgewichtssystems dar (Behrends et al., 2012b). Das Vestibularorgan liegt paarig im linken und rechten Felsenbein des Schädels vor und besteht aus einem membranösen Labyrinth, innerhalb eines knöchernen Labyrinths. Das membranöse Labyrinth setzt sich aus drei zueinander senkrecht angeordneten Bogengängen, dem horizontalen, vorderen und hinteren Bogengang, sowie zwei zueinander rechtwinklig angeordneten *Makulae* (*Sakkulus* und *Utrikulus*) zusammen. Beide Bestandteile sind mit einer Endolymphe gefüllt und von einer Perilymphe umgeben (Constanzo & Blvd, 2014). In diesen Strukturen wird eine Verschiebung einer gelartigen Masse auf Grund von Dreh/Translationsbewegungen gemessen. In diese Masse ragen Haarzellen mit ihren Stereozilien und ein zusätzliches Kinozilium hinein. Bei den Haarzellen der beiden Organe handelt es sich um Mechanosensoren, die ihre Informationen an den *N. vestibularis* weiterleiten (Behrends, J. et al., 2012b). Die Bogengangorgane enthalten eine Erhebung, genannt *Ampulla*. Jede *Ampulla* besitzt zahlreiche Haarzellen, die von einer gallertartigen Masse umgeben sind, der *Cupula*. Wirken nun Drehbewegungen auf den Kopf ein, wird die *Cupula* ausgelenkt und verursacht eine Aktivierung oder Hemmung durch eine Auslenkung der Stereozilien. Diese Auslenkungen werden bei Drehbeschleunigungen des Kopfes registriert (Behrends, J. et al., 2012b).

In den *Makulae* hingegen werden Linearbeschleunigungen detektiert. Dies geschieht durch Auslenkung der Stereozilien der Haarzellen, die in eine gelartige Matrix hineinragen (Behrends et al., 2012b; Constanzo & Blvd, 2014). Die Dichte dieser Matrix wird durch Otolithen (Calciumcarbonat-Kristallen) erhöht. Wird nun der Kopf bewegt, verschiebt sich die Gelmatrix samt Otolithen durch Gravitationskräfte und die

Stereozilien der Haarzellen werden ausgelenkt und verursachen entweder eine Aktivierung oder Hemmung. Eine Besonderheit der Haarzellen des Vestibularorgans ist, dass sie eine Ruheaktivität besitzen, daher auch Signale an den *N. vestibulares* senden, wenn sie weder aktiviert noch gehemmt werden (Behrends, J. et al., 2012b).

Die Afferenzen von den Bogengängen und *Makulae* werden nun zusammen über den *N. vestibulares* zusammen mit dem *N. cochlearis*, als *N. vestibulocholearis* zu den vier Vestibulariskernen der *Medulla oblongata* im Hirnstamm geleitet. Die Vestibulariskerne integrieren afferente Informationen zudem aus dem Kleinhirn, den Propriozeptoren (siehe unten) und dem visuellen System, welches nun genauer erläutert werden soll (Behrends et al., 2012b; Constanzo & Blvd, 2014; Trepel, 2004).

1.1.2 VISUELLES SYSTEM

Das visuelle System stellt eine weitere wichtige Komponente des Gleichgewichtssystems dar. Das visuelle System beginnt mit der Verarbeitung von Informationen in den Netzhäuten der Augen. Von hier werden Signale über die beiden Sehnerven zur Sehrinde weitergeleitet, mit Kreuzung am *Chiasma*. Die vom medialen Teil der Netzhaut entspringenden Nervenfasern verlaufen auf der kontralateralen Seite zusammen mit den aus dem lateralen Teil der Netzhaut stammenden Nervenfasern und bilden dann den *Tractus opticus*. Diese Fasern münden dann im *Corpus geniculatum lateralis* des Thalamus, von denen jeweils Nervenfasern als *Radiatio optica* zur primären Sehrinde (*Sulcus calcarinus* des Okzipitallappens) führen (Behrends et al., 2012c). Bevor der *Tractus opticus* in den Thalamus mündet, ziehen noch weitere Nervenfasern zum Hypothalamus, dem Prätektum, Tektum und den *Colliculi superiores*. Die *Colliculi superiores* sind mit den Hirnnerven verschaltet. Von besonderer Bedeutung sind hier Afferenzen zu den Vestibulariskernen. Von letzteren ziehen Efferenzen zu den Augenmuskelnkernen, wodurch der vestibulo-okuläre Reflex koordiniert wird (Schünke, M., E. Schulte, 2012). Der Reflex dient der Stabilisierung des Blickes, wenn der Kopf bewegt wird. Schnell ablaufende Wechsel von langsamen Augenbewegungen entgegen der Kopfdrehbewegung, gefolgt von einer raschen Rückstellung der Augen ermöglicht die Blickstabilisierung. Diese Bewegungen laufen mehrfach hintereinander ab und ermöglichen so eine Fokussierung der Umwelt während sich der eigene Körper bewegt

(z.B. beim Gehen und Autofahren) (Behrends et al., 2012c; Pape, Kurtz, & Silbernagl, 2014).

1.1.3 PROPRIOZPETION

Die Propriozeptoren liefern Informationen aus der Peripherie. Sie liefern Afferenzen aus der Muskulatur, den Sehnen, Gelenken und der Haut. In der Muskulatur sind hierfür vor allem so genannte Muskelspindel und Golgi-Sehnenorgane zuständig, die zu jeder Zeit Änderungen der Muskellänge und Muskelkraft an das ZNS senden (Behrends et al., 2012a). Auch in dieser Verschaltung sind die Vestibuläreskerne von zentraler Bedeutung (Pape et al., 2014).

Bei den Muskelspindeln handelt es sich um Bindegewebskapseln. Sie enthalten 3-10 Muskelfasern und sind parallel zu den Skelettmuskelfasern angeordnet. Afferent innerviert werden sie durch Typ Ia-Fasern und Typ II-Fasern. Durch Dehnung des Muskels kommt es zur Aktivierung der Muskelspindeln. So liefern sie Signale bei Längenveränderungen des jeweiligen Muskels. Erschlafft der Muskel, werden entsprechend weniger Signale gesendet. Zusätzlich werden die Muskelspindeln durch efferente γ -Motoneuronen innerviert, die eine Erhöhung der Empfindlichkeit der in den Muskelspindeln befindlichen Fasern ermöglichen. So werden Informationen über die Länge der Muskulatur geliefert, wenn eine willkürliche Kontraktion stattfindet (Behrends et al., 2012a). Änderungen der Muskelspannung werden durch die Golgi-Sehnenorgane an das ZNS übermittelt. Das sind Bindegewebskapseln, die in Serie in den Bindegewebsenden der Skelettmuskulatur eingelagert sind. Innerviert werden sie durch Ib-Afferenzen (Behrends et al., 2012a).

Neben den Muskelspindeln und Golgi-Sehnenorganen liefern überwiegend nozizeptive Endigungen aus den Gelenken und der Haut Informationen zur Lage des Körpers im Raum. Diese sind allerdings nachrangig. Kommt es bspw. zur Implantation einer Endoprothese, bleibt der Lagesinn erhalten, für die vorwiegend die Muskelafferenzen zuständig sind (Behrends et al., 2012a).

1.1.4 VERSCHALTUNG DES ZENTRALEN VESTIBULÄREN SYSTEMS IM ZNS

Die Vestibulariskerne sind paarig angelegt, mit jeweils vier Kernen auf jeder Seite (*Nucleus vestibularis superior, inferior, medialis* und *lateralis*). Sie liegen in der *Medulla oblongata*. Hier werden Afferenzen aus den Vestibularorganen, dem visuellen System, den Propriozeptoren, dem Kleinhirn, okulomotorischen Hirnstammarealen und neokortikalen Arealen zusammengefügt. Die Vestibulariskerne beider Seiten werden durch Kommissurenfasern miteinander verschaltet (Pape et al., 2014). Von den Vestibulärskernen gehen Efferenzen ab, die der Steuerung des Gleichgewichts, der Lage und Bewegung des Körpers dienen. Dies erfolgt größtenteils unbewusst. Die wichtigsten Efferenzen gehen zum Thalamus, ins Kleinhirn, den Augenmuskelkernen, sowie ins Rückenmark (Pape et al., 2014). Die Verschaltungen und Prozesse dienen der Aufrechterhaltung des Gleichgewichts. Ermöglicht werden diese Prozesse durch ständig von statten gehende Reflexe, ausgehend von den Vestibulariskernen. Die Efferenzen zum Kleinhirn, Rückenmark und den Augenmuskelkernen werden nicht erst im Großhirn verschaltet und erfolgen daher unbewusst. Lediglich die vestibulären Efferenzen, die über den Thalamus zum sensiblen Großhirnkortex geleitet werden, dienen der bewussten Wahrnehmung der Körperlage und Bewegung (Pape et al., 2014; Strobel, 2010; Trepel, 2004).

Die Efferenzen, die in das Rückenmark verlaufenden, bilden den *Tractus vestibulospinalis*. Er koordiniert den vestibulospinalen Reflex, einen statischen Reflex. Er dient der Aufrechterhaltung des Gleichgewichts im Stand. Dies geschieht durch die Stabilisierung der Kopf-, Hals-, Rumpf- und Extremitätenmuskulatur (Pape et al., 2014). Diese werden durch Aktivierung der Extensor-Motorneuronen, die die Extensorenmuskulatur stimulieren, sowie der Hemmung der Flexor – Motorneuronen und der dazu gehörigen Flexorenmuskulatur, aktiviert. So kommt es bspw. beim Wegrutschen als korrigierende Bewegung zur Kontraktion der Streckmuskulatur, um so das Gleichgewicht zu halten. Daher stehen sie in einem Wechselspiel und kompensieren einander (Trepel, 2004). Eine weitere Form von Reflexen sind die statokinetischen Reflexe. Hierbei wird das Gleichgewicht bspw. durch Ausgleichsbewegungen Aufrechterhalten, z.B. beim Stolpern oder drohenden Fall. Hierzu zählt auch der vestibulo-okuläre Reflex, der für die Blickstabilisierung sorgt (Pape et al., 2014; Trepel,

2004). In Abbildung 1 ist die Verschaltung der für das Gleichgewicht zuständigen Systeme vereinfacht dargestellt.

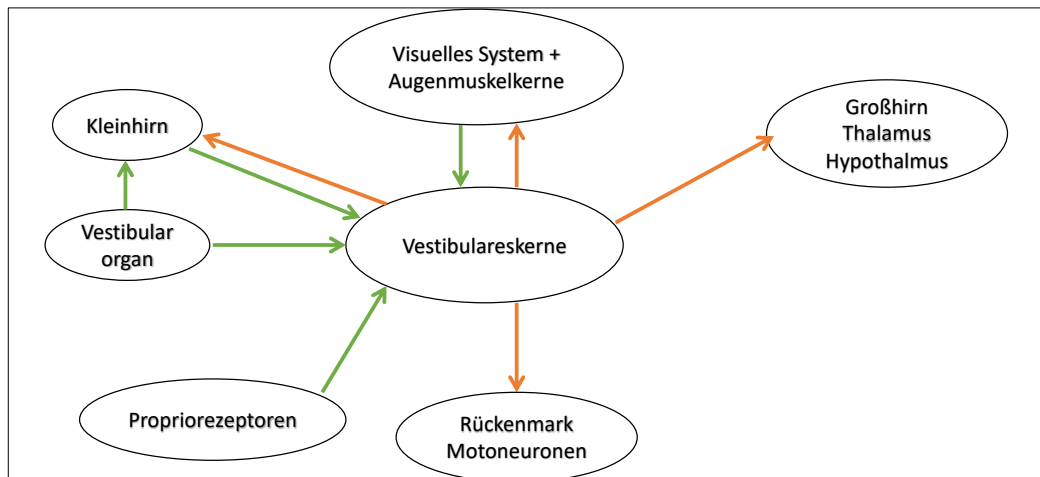


Abbildung 1 Vereinfachte Darstellung der ZNS- Verschaltung mit Afferenzen und Efferenzen der Vestibuläreskerne. Grün= Afferenzen, Orange= Efferenzen. Angelehnt an (Pape et al., 2014; Trepel, 2004).

1.2 Folgen und Auswirkungen von Gleichgewichtsstörungen

Gleichgewichtsprobleme treten bei einer Vielzahl von Krankheiten auf, z.B. bei Parkinsonsyndromen, Demenzsyndromen, Schlaganfall, Normaldruckhydrozephalus, zervikalen Myelopathien, Augenmotilitätsstörungen (auch im Rahmen von zentral bedingten Erkrankungen) und ausgeprägten, insbesondere akuten und subakuten Polyneuropathien (Nikolaus, 2005; Rütger, 2014; Winter, 1995). Auf Grund der immer größer werdenden Zahl von Menschen im Alter von über 60 Jahren in der Gesellschaft, nimmt die Zahl der Stürze und sturzbedingten Verletzungen als Folge von Gleichgewichtsstörungen, zu (Granacher et al., 2014). Etwa ein Drittel aller Menschen über 65 Jahre geben an, zumindest einmal im Jahr zu stürzen (Nikolaus, 2005). Die Wahrscheinlichkeit zu stürzen und die Anzahl der Stürze nimmt mit dem Alter zu. Besonders gefährdet sind Personen über 75 Jahre (Walther et al., 2012).

Folglich sind immer mehr Menschen auf Gehhilfen oder Unterstützung zur Bewältigung alltäglicher Aufgaben angewiesen (Freiberger & Becker, 2006; Walther et al., 2012). Ein Sturz kann weitreichende Folgen haben, z.B. (alltagsrelevante und Mobilitätsvermindernde) Angst wieder zu stürzen, Knochenbrüchen, Einschränkung der Selbstständigkeit und erhöhte Wahrscheinlichkeit der Einweisung in ein Pflegeheim (Freiberger & Becker, 2006; Nikolaus, 2005). Deshalb sollte der Schulung des Gleichgewichts, der damit verbundenen Sturzprävention und Erfassung von Gleichgewichtsdefiziten im klinischen Alltag große Aufmerksamkeit gewidmet werden (Granacher et al., 2014; Walther et al., 2012).

Zur Erfassung des Gleichgewichts wurden in der Vergangenheit verschiedene Skalen und Tests verwendet (Yelnik & Bonan, 2008). Diese werden im Folgenden genauer beschrieben.

1.3 Wie man Gleichgewicht messen kann

In diesem Abschnitt soll aufgeführt werden, welche Möglichkeiten es zur Messung des Gleichgewichts gibt und anhand des Mobilitätstests nach Tinetti und der *Berg Balance* Skala veranschaulicht werden.

Die Beurteilung des statischen Gleichgewichts (also während der Körper in Ruheposition ist) und dynamischen Gleichgewichts (während der Körper sich bewegt, v.a. beim Gehen) ist ein entscheidender Schritt zur Feststellung, ob Menschen ein erhöhtes Sturzrisiko haben (Salzman, 2010; Schoneburg, Mancini, Horak, & Nutt, 2013). Ebenso wichtig ist die Abklärung hinsichtlich vorangegangener Stürze (Salzman, 2010). Die Beurteilung des statischen und dynamischen Gleichgewichts kann anhand einer Reihe von standardisierten Tests durchgeführt werden. Einige der am häufigsten verwendeten sind: Der Mobilitätstest nach Tinetti, die Berg Balance Skala, der „*Timed up and go* Test“, „*the functional ambulation classification (FAC)*“ und bei Patienten mit idiopathischen Parkinsonsyndrom, die Hoehn und Yahr Skala. Die meisten Skalen beurteilen sowohl statische als auch dynamische Aspekte des Gleichgewichts. Der Einbeinstandtest und der funktionelle Reichweite Test dienen der Beurteilung des statische Gleichgewichts (Whitney, S. L., Poole, J. L., Cass, 1998; Yelnik & Bonan, 2008). Nachteile dieser Tests sind starke Untersucherabhängigkeit, Decken- und Bodeneffekte

und eingeschränkte Aussagekraft durch fehlende kontinuierliche Skalen (meist Punktvergabe für bestimmte Leistungen) (Whitney, S. L., Poole, J. L., Cass, 1998). Eine weitere Möglichkeit zur Erfassung des Gleichgewichts (v.a. des statischen Anteils davon) stellt die Verwendung von Kraftplatten dar. Diese wurde erstmals 1982 in der klinischen Anwendung beschrieben (Nashner, Black, & Wall, 1982). Hier werden Veränderungen der Position des *Centre of Pressure (CoP)* gemessen (Karlsson & Frykberg, 2000). Im weiteren Verlauf sollen zwei der gängigsten Tests als Beispiele etwas erläutert werden: der Mobilitätstest nach Tinetti (auch *POMA= Performance Oriented Mobility Assessment* genannt) und die Berg Balance Skala. Beide sind relativ schnell durchführbar (Dauer 10-20 Minuten) und stellen zuverlässige diagnostische Tests dar (Salzman, 2010).

1.3.1 DER MOBILITÄTSTEST NACH TINETTI

Der Mobilitätstest nach Tinetti besteht aus zwei Teilen, die je nach Testversion variieren können (Köpke & Meyer, 2006)(Whitney, S. L., Poole, J. L., Cass, 1998). Der erste Teil besteht aus der Beurteilung von 13 verschiedenen Gleichgewichtsübungen. Der aufrechte Stand, das Aufstehen und die Fähigkeit äußeren Einflüssen im Stehen standzuhalten werden geprüft. Jede Übung wird auf einer Skala von 1 bis 3 benotet. Dabei gilt 1 als normal und 3 als stark von der Norm abweichend. Der zweite Teil zielt auf die Beurteilung des Ganges und setzt sich aus 9 Übungen zusammen. Im klinischen Alltag wird meist nur der erste Teil verwendet, da der zweite Teil schwierig zu beurteilen ist (Yelnik & Bonan, 2008).

1.3.2 DIE BERG BALANCE SKALA

Der Test besteht aus 14 verschiedenen Übungen. Es werden Gleichgewichtsübungen durchgeführt, z.B. das Aufstehen, Hinsetzen, der aufrechte Stand und die Durchführung verschiedener Transferleistungen, wie z.B. Vornüberbeugen und Aufheben von Gegenständen. Jede Aufgabe wird auf einer 5-Punkte Skala von 0 bis 4 bewertet. 0 steht dabei für nicht durchführbar und 4 für sicher ausgeführt. Insgesamt können 56 Punkte erreicht werden. Werte > 45 Punkte stehen für ein niedriges Sturzrisiko (Berg, Wood-

Dauphinee, Williams, & Gayton, 1989; Whitney, S. L., Poole, J. L., Cass, 1998; Yelnik & Bonan, 2008).

1.3.3 MESSUNG DES GLEICHGEWICHTS DURCH TRAGBARE SENSOREN

Neben den klinischen Tests ist die Messung des Gleichgewichts auch mit tragbaren Sensoren möglich. An dieser Stelle soll nun die Messung des Gleichgewichts durch tragbare Sensoren erklärt werden und welche Vorteile diese bieten.

Körpernah tragbare Sensoren, genannt *Initial Measurement Units (IMUs)*, sind eine neue technische Möglichkeit zur quantitativen Messung des statischen Gleichgewichts und des Ganges (Al-Jawad et al., 2012; Bernhard et al., 2018; M. Mancini & Horak, 2010; Pham, Elshehabi, Haertner, Heger, et al., 2017). Einige Studien haben sich bereits intensiv mit IMUs auseinandergesetzt, um deren Messgenauigkeit (Taylor, Miller, & Kaufman, 2017) und klinischen Nutzen zu bestimmen (Donath, Faude, Lichtenstein, Nuesch, & Mündermann, 2016; Donath, Faude, Lichtenstein, Pagenstert, et al., 2016; Nüesch, Roos, Pagenstert, & Mündermann, 2017; Pham, Elshehabi, Haertner, Del Din, et al., 2017; Pham, Elshehabi, Haertner, Heger, et al., 2017). IMUs sind leicht und klein, und beeinflussen damit das Verhalten der Probanden nicht oder höchstens geringfügig. Sie sind relativ preiswert und können so möglichst vielen Institutionen zugänglich gemacht werden. Zusätzlich können viele Dimensionen der Körperbewegung erfasst werden. Die Sensoren können über Tage bis Wochen getragen werden, wodurch sie ideal zur Erfassung von Bewegungsdaten in standardisierten und nicht standardisierten Umgebungen sind (Donath, Faude, Lichtenstein, Nuesch, et al., 2016; Micó-Amigo et al., 2019; Pham, Elshehabi, Haertner, Heger, et al., 2017). Am häufigsten werden die IMUs in Kliniken unter standardisierten Bedingungen angewandt (Donath, Faude, Lichtenstein, Nuesch, et al., 2016). Wie schon in einigen Studien gezeigt wurde, bieten IMUs eine besonders gute Möglichkeit um statisches Gleichgewicht zu messen (Horak & Mancini, 2013; M. Mancini & Horak, 2010; Martina Mancini et al., 2012; Najafi et al., 2010). Da die Erfassung der Daten einfach und zeitsparend ist, bieten IMUs eine vielversprechende Alternative für die Bestimmung dieser Gleichgewichtsform (Nüesch et al., 2017; Pham et al., 2017).

Für das Verständnis des statischen Gleichgewichts und die Nutzung von tragbaren Sensoren ist es wichtig den biomechanischen Hintergrund zu verstehen. Dies soll im nächsten Teil der Arbeit erläutert werden.

1.4 Biomechanik – Statisches Gleichgewicht

Die Kontrolle des Gleichgewichts kann in drei Kategorien der menschlichen Aktivität eingeteilt werden: 1. Die Aufrechterhaltung einer bestimmten Körperposition, z.B. im Stehen. 2. Bei willkürlichen Bewegungen, wie es bspw. beim Wechsel von Körperhaltungen oder Bewegungsabläufen geschieht. 3. Reaktion auf äußere Einflüsse, etwa durch einen Stoß oder Ausrutschen (A. S. Pollock, Durward, & Rowe, 2000; Schoneburg et al., 2013). Da in dieser Arbeit der Fokus auf dem statischen Gleichgewicht liegt, soll dies im nachfolgenden Abschnitt genauer erklärt werden.

Im klinischen Alltag wird der Begriff „statisches Gleichgewicht“ zwar häufig verwendet, doch gibt es keine universelle Definition dafür (A. S. Pollock et al., 2000). Eine mögliche Definition des statischen Gleichgewichts ist, dass alle auf den ruhenden (meist stehenden) Körper einwirkenden Kräfte zusammen 0 ergeben (Hasmann, 2015; Horak & Macpherson, 1996). Das Gleichgewicht des Körpers wird durch die Position des Massenschwerpunktes des Körpers (*Center of Mass* (CoM)), über einer relativ kleinen Grundstützfläche (*Base of Support* (BoS)) definiert. Letztere Fläche wird durch die Position der Füße bestimmt. Vom CoM kann eine Linie senkrecht nach unten gezogen werden (*Line of Gravity* (LoG)). Liegt diese Linie innerhalb der BoS, ist der Körper im statischen Gleichgewicht (A. S. Pollock et al., 2000). Dadurch, dass der Körper in verschiedene Segmente unterteilt ist, kann der CoM sich stark verändern und sogar außerhalb des Körpers liegen. Dies ist abhängig von der posturalen Orientierung. Die posturale Orientierung ist die Position der verschiedenen Körperteile zueinander und ihrer Umgebung (Horak & Macpherson, 1996). Im aufrechten Stand liegt der CoM ungefähr auf der Höhe des 5ten Lumbalwirbels, ist von Person zu Person allerdings unterschiedlich und hängt bspw. von den Proportionen (Gewicht, Geschlecht, Alter Gesundheitszustand) ab (Hasmann, 2015; Mergner, 2013). Die Position des CoM wird grundlegend beibehalten, wenn sich die Körpergewichtsverteilungen ändern. Dies kann bspw. durch das Tragen eines Rucksacks geschehen. Die verschiedenen Körperteile

passen sich entsprechend an, in diesem Fall durch eine Vorwärtsneigung des Oberkörpers (Mergner, 2013), um den Körper weiterhin im „Gleichgewicht“ zu halten.

Nachfolgend soll der Zusammenhang zwischen dem CoM und der BoS genauer beschrieben werden. Solange sich das CoM des Körpers, im aufrechten Stand, im Bereich der BoS befindet, ist der Körper im Gleichgewicht. Je näher sich das CoM den Grenzen der BoS nähert oder diese überschreitet, umso wahrscheinlicher wird ein Verlust des statischen Gleichgewichts. Eine Überschreitung der BoS durch das CoM, muss allerdings nicht direkt zu einem Sturz führen und kann einen normalen Bewegungsablauf darstellen (A. S. Pollock et al., 2000), wie z.B. einen Schritt. So überschreitet das CoM bei der Ganginitiierung oder während des Gehens - gezwungenermaßen- immer wieder die BoS (Winter, 1995). Für das statische Gleichgewicht kann aber festgehalten werden, dass der Körper so lange im Gleichgewicht ist, wie das CoM innerhalb der BoS liegt. Es verbessert sich durch eine größere BoS, einem kleinerem CoM oder einem zentraleren CoM innerhalb der BoS. Diese Annahme gilt besonders für unbelebte Objekte (A. S. Pollock et al., 2000) Der Mensch wirkt einem Verlust des Gleichgewichts durch seinen intrinsischen Gleichgewichtssinn, dem vestibulären, visuellen und somatosensorischen System entgegen. Durch diesen Feedbackmechanismus kann das statische Gleichgewicht aufrechterhalten werden (C. Maurer, Mergner, & Peterka, 2006). Dies geschieht durch Kontraktion der Muskulatur, welche einen Sturz verhindert und somit der Schwerkraft entgegengewirkt. Dies wird posturale Kontrolle genannt. Diese kann ausgleichend oder vorrausschauend sein und dient immer dem Ziel die LoG innerhalb der BoS zu halten (A. S. Pollock et al., 2000).

Das Aufrechterhalten des statischen Gleichgewichts im Stand ist ein fortlaufender, dynamischer Prozess. Der CoM ist in Form von Schwingungen in ständiger Bewegung (Horak & Macpherson, 1996). Infolge der Schwingungen ähnelt der Körper einem einfachen oder doppelt umgedrehten Pendel. Werden die Augen geschlossen, erhöht sich die Schwingungsamplitude (Mergner, 2013). Diese Schwingungen werden auch als „*Sway*“ bezeichnet (Christoph Maurer & Peterka, 2005). Durch diese Schwingungen werden ständig mehrere verschiedene Muskeln kontrahiert. Diese Kontraktionen werden durch die Bodenreaktionskraft (*ground reaction force*) auf den Körper wiedergegeben. Die Bodenreaktionskraft ist die Kraft, die ein Untergrund auf den Körper „ausstrahlt“, mit dem er in Kontakt ist (Horak & Macpherson, 1996). Der Punkt, auf dem

die Bodenreaktionskraft auf den Körper übertragen wird, wird als Druckpunkt bezeichnet (*Centre of Pressure (CoP)*). Im Stand ist der CoP irgendwo zwischen den beiden Füßen und ist die vertikale Projektion des CoM auf den Untergrund (Winter, 1995). Durch eine Verlagerung des Körpers nach vorne, hinten oder zur Seite verändert sich die Position des CoP entsprechend auf den vorderen, hinteren, seitlichen oder inneren Bereich der Füße (Horak & Macpherson, 1996).

In der Abbildung 2 ist der Zusammenhang zwischen dem CoM und der BoS dargestellt.

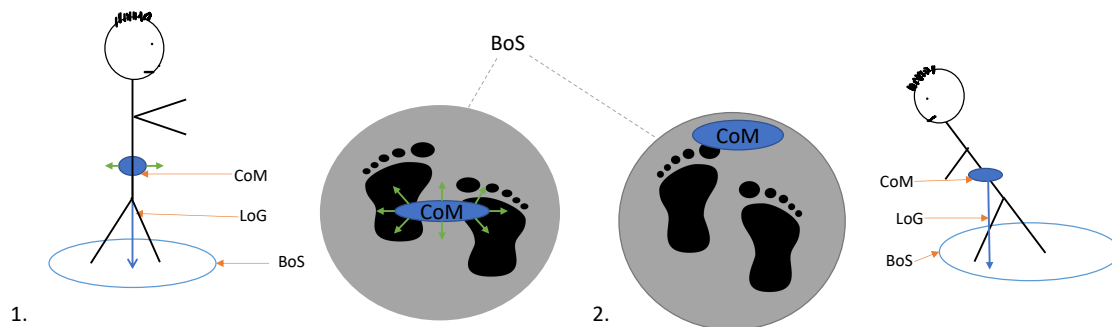


Abbildung 2 Veranschaulichung des Zusammenhangs zwischen Massenschwerpunkt (*centre of mass, CoM*), Grundstützfläche (*base of support, BoS*) und der Schwerkraftlinie (*line of gravity, LoG*). 1. zeigt die ständig vorstättengehenden leichten Schwingungen im ruhigen Stand. 2. zeigt eine Verschiebung des CoM innerhalb der BoS, durch ein nach vorne Lehnen (oder z.B. auch Initiierung eines Schrittes). Angelehnt an (Horak, 2006; A. S. Pollock et al., 2000)

1.4.1 SCHWANKUNGEN UND GLEICHGEWICHT

Schwingungen durch den CoM des Körpers innerhalb der BoS, sind ein wichtiger Bestandteil der Kontrolle des statischen Gleichgewichts. Diese Schwingungen repräsentieren die komplexen sensomotorischen Regelkreise, die für das statische Gleichgewicht verantwortlich sind (Schoneburg et al., 2013). Die Messung der Schwingungen stellt eine Option dar, um statisches Gleichgewicht bei einer Reihe von Pathologien messen zu können (Horak & Mancini, 2013; Martina Mancini et al., 2011, 2012; Schoneburg et al., 2013). Weiter lassen sich durch die Bestimmung des CoM über die Zeit während des Standes folgende Variablen extrahieren: Fläche, Geschwindigkeit, Beschleunigung, Frequenz und *Jerk* (Ableitung der Beschleunigung nach der Zeit) (Hasmann, 2015; Horak & Mancini, 2013; Schoneburg et al., 2013). Die Fläche errechnet sich als Derivat von Beschleunigung und Geschwindigkeit des CoM. *Jerks* beschreiben Beschleunigungsänderungen und ruckartige Ausgleichsbewegungen. (Hasmann, 2015; Horak & Mancini, 2013; Martina Mancini et al., 2011; Schoneburg et al., 2013).

1.4.2 LIMITS OF STABILITY

Zur Vervollständigung der Definition des statischen Gleichgewichts sollen nun die *Limits of stability (LoS)* beschrieben werden.

Die Grenzen des statischen Gleichgewichts LoS beschreiben die maximale Verschiebung des CoM des Körpers in unterschiedlichste Richtungen innerhalb der BoS im ruhigen Stand ohne dass es zu einem Positionswechsel des Körpers (Schritt oder Sturz) kommt (Hasmann et al., 2014; Schoneburg et al., 2013). Eine gute Möglichkeit, um die LoS zu ermitteln, stellt der „Funktionelle Reichweite Test“ dar. Der Test erlaubt die Beurteilung der LoS während des ruhigen Standes in der anterior-posterior (AP) Ebene. Er beschreibt die Strecke des Oberkörpers nach anterior die eine stehende Person vom aufrechten Stand ausgehend erreichen kann ohne zu fallen oder einen Schritt machen zu müssen (Duncan, Weiner, Chandler, & Studenski, 1990; Hasmann et al., 2014).

1.5 Dynamisches Gleichgewicht

Auch das dynamische Gleichgewicht stellt eine wesentliche Voraussetzung für die erfolgreiche Durchführung unserer alltäglichen Aktivitäten dar und soll daher in diesem Abschnitt kurz dargestellt werden, auch wenn dieses Thema in dieser Arbeit nachfolgend nicht spezifisch behandelt wird.

Mobilität, z.B. Gehen, kann, aus biomechanischer Sicht, als ein ständiger Prozess des Fallens beschrieben werden. Bei jedem Schritt wechselt das CoM von der einen Seite auf die andere und bewegt sich über die vorderen LoS hinaus. Diese Instabilität nach vorne wird durch einen Schritt vor das CoM aufgehalten. Ist der Schritt nicht groß genug, müssen noch weitere Schritte folgen, um die Vorwärtsbewegung des CoM zu stoppen, damit das dynamische Gleichgewicht gehalten wird (Schoneburg et al., 2013). Generell ist bei jeder Form der Bewegung in der Aufrechten das Ziel, das CoM innerhalb der BoS zu halten oder es dorthin wieder zurückzubringen (A. S. Pollock et al., 2000; C. L. Pollock, Eng, & Garland, 2011). Dies kann etwa durch Veränderung der Körperhaltung oder durch einen Schritt erfolgen. Gelingt dies nicht oder sind die Schritte nicht ausreichend groß, kann es bspw. zu einem Sturz kommen (Mergner, 2013; Schoneburg et al., 2013).

1.6 Reliabilität und minimal detectable change

Diese Arbeit beschäftigt sich mit Reliabilität und *minimal detectable change* (MDC) von Parametern des statischen Gleichgewichts. Daher werden diese Begriffe hier genauer erklärt.

Die Reliabilität stellt das Maß der Zuverlässigkeit von Messparametern bei einer wiederholten Messung dar, z.B. die Übereinstimmung der Parameter von zwei aufeinanderfolgenden „gleichen“ Messungen (Himme, 2009; Uhlemann, Schreiber, & Sarafowa, 2001). Messungen sind vollkommen reliabel, wenn sie frei sind von Einflüssen und daher in den wiederholenden Messungen identisch (Schermelele-Engel & Werner, 2012). Es kann zwischen relativer und absoluter Reliabilität unterschieden werden. Die relative Reliabilität wird durch die Berechnung der Intra-Klassen-Korrelation (*Intraclass Correlation Coefficient*, ICC) bestimmt. Der ICC beschreibt die Konsistenz sich

wiederholender Messungen, gilt daher als Maß für Übereinstimmung. Die absolute Reliabilität kann durch den Standardmessfehler (*Standard Error of Measurement* (SEM)) bestimmt werden. Der SEM gibt die Variabilität von Ergebnissen bei wiederholten Tests an und kann zur Schätzung des *minimal detectable change* (MDC) herangezogen werden (Schwenk, Gogulla, Englert, Czempik, & Hauer, 2012). Der MDC kann als die minimal nachweisbare Veränderung verstanden werden, die nicht auf zufällige Schwankungen der Messungen zurückzuführen ist (Haley & Fragala-pinkham, 2006; Steffen & Seney, 2008). Die Berechnung des MDC ist klinisch bedeutsam für die Beurteilung der Wirksamkeit von therapeutischen Maßnahmen (Schwenk et al., 2012; Uhlemann et al., 2001). Dies ist nicht zu verwechseln mit der minimalen klinisch relevanten Veränderung (*minimal clinically important differences*, MCID). Diese beschreibt die minimal notwendige Veränderung eines Testwerts, um eine klinische Relevanz widerzuspiegeln. Diese kann im Vergleich mit einer vom Arzt, Patienten etc. benannten Größe/ klinischen Veränderung berechnet werden (Jaeschke, Singer, & Guyatt, 1989)

1.7 Ziel der Arbeit

Auf Grund der oben beschriebenen Konstellation wird deutlich, dass die Erfassung des statischen Gleichgewichts eine wichtige Aufgabe für die Klinik und Wissenschaftler darstellt.

Ziel dieser Arbeit ist daher die Ermittlung von MDC-Werten für IMU-extrahierte Parameter zur Bestimmung des statischen Gleichgewichts bei neurologischen Patienten. Eine derartige Arbeit liegt unseres Erachtens bis dato in der Literatur nicht vor. Die Ergebnisse sollen helfen, IMU-basierte Veränderungen beim statischen Gleichgewicht, z.B. durch eine Therapie oder einen chronischen Verlauf einer neurologischen Erkrankung, adäquat einschätzen zu können.

2 METHODEN

2.1 Die ComOn – Studie im Überblick

Die Arbeit wurde im Rahmen der größeren ComOn Studie (*Cognitive and Motor interactions in the Older population study*) durchgeführt (Geritz et al., 2020). Der besseren Übersicht halber wird daher zunächst die ComOn- Studie erläutert, um dann detailliert auf die hier verwendeten Untersuchungen einzugehen.

2.1.1 COMON – STUDIENDESIGN

Die ComOn Studie ist eine prospektive, multizentrische, explorative Querschnittsstudie (Ethiknummer D427/17). Das Ziel der Studie ist es den Gesundheitsstatus von 1000 geriatrischen, stationären Patienten in den Krankenhäusern des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein, Campus Kiel (UKSH), Brescia (Italien), Porto (Portugal), und Curitiba (Brasilien) zu ermitteln. Die Probanden erhalten zu Beginn des klinischen Aufenthaltes (T1 Messung) und am Ende des klinischen Aufenthaltes (T2 Messung), sowie in einer Subgruppe, zur Ermittlung der Reliabilität und des MDC innerhalb von 12-24 Stunden (T0 Messung), standardisierte sensorbasierte Bewegungsmessungen. Weitere Komponenten der Studie sind neuropsychologische Testungen, Erfassung der Feinmotorik, eine ausführliche standardisierte Anamnese mit Aushändigung von Fragebögen zu Mobilität, Sturzangst, Lebensqualität und Verhalten. Ebenso wird Körpergröße/-gewicht erhoben. Bei Parkinsonpatienten wird auch der MDS-UPDRS (*Unified Parkinson's Disease Rating Scale Version three*) und die *Hoehn & Yahr* Skala bei erhoben. Ein Überblick über das Studienprotokoll ist kürzlich veröffentlicht worden (Geritz et al., 2020).

2.1.2 DURCHFÜHRUNG DER HIER VORGESTELLTEN STUDIE

Diese Arbeit beschäftigt sich mit dem „Reliabilitätsteil“ (MDC Bestimmung von statischem Gleichgewicht durch Vergleich T0 und T1) der ComOn Studie. Alle Teilnehmer wurden zu Beginn ausführlich schriftlich und mündlich über den Ablauf der Studie aufgeklärt. Nach erfolgter Zustimmung wurden mit den Probanden innerhalb von 12-24 Stunden, zwei komplexe, standardisierte, sensorbasierte Bewegungsanalysen (T0 und T1) mit dem Sensorsystem Rehgait (siehe detaillierte Beschreibung 2.1) durchgeführt. Während der Untersuchungen mussten die Probanden verschiedene Gleichgewichts- und Gangübungen absolvieren. In der Zeit zwischen der T0 und T1 Messung wurde kontrolliert, dass keine für das Gleichgewicht relevanten Veränderungen hinsichtlich Medikation oder anderer potenziell Gleichgewichtsbeeinflussender-Therapie (z.B. Umstellung von Tiefer Hirnstimulation) durchgeführt wurden.

2.1.3 PROBANDEN

Alle Probanden, die am UKSH, Campus Kiel, stationär aufgenommen wurden und der Teilnahme an der ComOn Studie zugestimmt hatten wurden berücksichtigt.

Folgende Einschlusskriterien mussten vorliegen: Vorliegen einer neurologischen Erkrankung, Alter von mindestens 60 Jahren, mindestens zehn Sekunden alleine stehfähig und drei Meter ohne Hilfe Geh fähig sein (Gehilfen erlaubt) (Geritz et al., 2018).

Folgende Ausschlusskriterien wurden berücksichtigt: Gegenwärtiger oder vergangener chronischer Substanzmissbrauch (ausgenommen Nikotin), korrigierte Sehschärfe < 60%, >2 Stürze in der vorangegangenen Woche (zu große Gefahr von Stürzen während der Untersuchung), ≤ 5 Punkte im *Montreal Cognitive Assessment* (MoCa) (Geritz et al., 2020; Nasreddine et al., 2005).

2.1.4 SENSORSYSTEM

Für die Erhebung der Bewegungsanalysen wurde das Rehagait®- Sensorssystem (Hasomed GmbH, Magdeburg) verwendet. Dieses System wurde bereits in einer Reihe von wissenschaftlichen Studien erfolgreich eingesetzt (Bernhard et al., 2018; Donath, Faude, Lichtenstein, Nuesch, et al., 2016; Donath, Faude, Lichtenstein, Pagenstert, et al., 2016; Nüesch et al., 2017) und ist CE-zertifiziert.

Die Maße der Sensoren sind 60 x 15 x 35mm. Jeder Sensor besteht aus einem 3-Achsen-Beschleunigungsmesser (± 16 g), 3-Achsen-Gyroskop (± 2000 °/s) und einem 3-Achsen-Magnetsensor ($\pm 1,3$ Gs) (Donath, Faude, Lichtenstein, Nuesch, et al., 2016). Die IMUs messen die Linearbeschleunigung, Winkelgeschwindigkeit und das magnetische Feld bei einer Aufzeichnungsrate von 100 Hz. Jeweils ein Sensor wurde an der lateralen Seite des rechten und linken Fußes mit einem speziellen Gurt (Velpro Gurt) befestigt. Zudem wurde ein Sensor am unteren Rücken, ungefähr auf Höhe des 5. Lumbalwirbels, angebracht.

In Abbildung 3 sind die Sensoren und deren Anbringung zu sehen.



Abbildung 3 Rehagait® Sensors am linken Fuß und am Rücken auf Höhe des 5. Lumbalwirbels

2.1.5 DURCHGEFÜHRTE ERHEBUNGEN

Die T0 und T1 Messungen fanden immer unter den gleichen Bedingungen statt, in einem fest definierten Testareal (Korridor des 4. Stocks des Neurozentrums des UKSH, Campus Kiel) und mit standardisierten Instruktionen.

Folgende fünf Paradigmen wurden erhoben und analysiert:

Tabelle 1: Gleichgewichtsübungen

Übung	Ausführung
Parallelstand (PS)	Beide Füße stehen parallel nebeneinander, geschlossener Stand
Semi Tandem Stand fester Untergrund (SS-fest) Semi Tandem Stand weicher Untergrund mit geöffneten (SS-weich-AO) und geschlossenen Augen (SS-weich-AG)	Die Füße berühren sich versetzt an hinterer Fußinnenseite des vorderen Fußes und der vorderen Fußinnenseite des hinteren Fußes), auf festem (SS-fest) und auf weichem (SS-weich) Untergrund (Schaumstoffkissen <i>Airex Pad</i> , Firma Staat). Auf dem Airex Pad erfolgte die Übung sowohl mit geöffneten als auch mit geschlossenen Augen.
Tandem Stand (TS)	„Seiltänzerstand“, beide Füße auf einer Linie voreinander, die Zehen des hinteren Fußes berühren die Ferse des vorderen Fußes

Bei dem Parallelstand (PS), Semi Tandem Stand auf festem Untergrund (SS-fest) und Tandem Stand (TS) standen die Probanden in der Mitte eines Flures mit ungefähr 1.5 Meter Platz nach links und rechts, mit dem Blick nach vorne gerichtet in den leeren Flur. Der Untersuchende stand dahinter. Die Positionen wurden für zehn Sekunden gehalten. Die Probanden durften, um ihr Gleichgewicht zu halten, die Arme für Ausgleichsbewegungen einsetzen, in die Knie gehen oder ihren Körper ausgleichend bewegen. Nicht wegbewegt werden durften allerdings die Füße auf dem Untergrund. Wenn der Teilnehmer die Position nicht halten konnte, wurde die Übung abgebrochen. Wenn ein Teilnehmer die Übung nicht durchführen konnte oder nur einen Teil der

vorgegebenen Zeit schaffte, wurde dies notiert und in der Auswertung berücksichtigt (Blazer et al., 1994).

Beim Semi Tandem Stand auf weichen Untergrund mit geschlossenen (SS-weich-AG) und geöffneten Augen (SS-weich-AO) standen die Probanden für jeweils 30 Sekunden auf einem Schaumstoffkissen, gerichtet zu einer weißen Wand, mit einem Meter Abstand. Der linke Fuß war vorne, der rechte versetzt dahinter, so nah wie möglich aneinander. Die Arme durften zum Ausbalancieren verwendet werden, die Füße mussten in der Position bleiben. Der Untersucher stand zur Sicherheit hinter dem Probanden (Lin et al., 2015).

2.2 Sensordatenauswertung

Die Auswertung der Rohdaten zur Ermittlung der Sensorparameter erfolgte durch Dr. Clint Hansen, Arbeitsgruppe Neurogeriatrie des UKSH, Campus Kiel, mittels MATLAB (*MathWorks, Nantick, MA*) basierend auf (Hasmann, 2015; Martina Mancini et al., 2012; Meyer, 2012). Die erhobenen Parameter geben Auskunft über Fläche, Geschwindigkeit, Beschleunigung, Jerk und Frequenz des CoM. Geschwindigkeit, Beschleunigung und Jerk wurden sowohl in antero-posteriorer (AP) also auch medio-lateraler (ML) berechnet, da es Hinweise gibt, dass Pathologien in diese verschiedenen Richtungen verschiedene Pathologien bzw. Kompensationsstrategien des Körpers darstellen können (Martina Mancini et al., 2011; Mitchell, Collin, De Luca, Burrows, & Lipsitz, 1995; Spain et al., 2012). Die Auswahl der Parameter erfolgte auf Grund bestehender Vorarbeiten der Arbeitsgruppe Neurogeriatrie (Meyer, 2012). Für die Geschwindigkeit, die Beschleunigung und den Jerk wurde jeweils das quadratische Mittel errechnet. In der Analyse der Daten wurden Ausreißer entfernt, die 1.5 Interquartilbereiche über dem oberen oder unteren Quartil lagen (Barbato, Barini, Genta, & Levi, 2011).

2.3 Statistische Analyse

Die statistische Datenanalyse erfolgte mittels MATLAB. Hierfür wurde geschaut, wie viele Probanden die einzelnen Übungen bewältigt haben. Es wurden die minimalen und maximalen Werte aus den T0 und T1 Messungen für die jeweiligen Parameter mit dem dazugehörigen Mittelwert ($Mean=M$) und der dazugehörigen Standardabweichung (SD) berechnet.

Die relative Reliabilität wird durch den ICC Typ (2,k) ausgedrückt und anhand der Formel:

$$ICC(2, k) = \frac{BMS - EMS}{BMS + (JMS - EMS) / n}$$

berechnet. Dabei bedeutet BMS= *Between targets mean square*, EMS= *Residual mean square*, JMS= *Within subjects mean square* und n= Anzahl der Probanden die in die Analyse einfließen (Lexell & Downham, 2005; Shrout & Fleiss, 1979). Der ICC wird verwendet, um sowohl systematische als auch zufällige Fehler zu bewerten, die die relative Reliabilität der Übungen beeinträchtigen könnten. Für die ICCs wird ein 95%iges Konfidenzintervall angegeben. Ein ICC von > 0,9 steht für eine exzellente Reliabilität, ein ICC von 0,75 - 0,9 für eine gute Reliabilität, ein ICC zwischen 0,5 – 0,75 für eine moderate Reliabilität und ein ICC < 0,5 für eine schlechte Reliabilität (Koo & Li, 2016; Schwenk et al., 2012).

Die absolute Reliabilität beschreibt die subjektinterne Variabilität, die auf wiederholte Messungen zurückzuführen ist. Diese wird durch den SEM bestimmt. Der SEM wird wie folgt berechnet:

$$SEM = SD \sqrt{1 - ICC}$$

Der SEM wird auch als Prozentsatz des Mittelwertes ausgedrückt, der definiert wird als

$$SEM\% = \frac{SEM}{MEAN} \times 100$$

MEAN ist der Mittelwert der jeweiligen Parameter für alle Messungen der T0 und T1 Übungen, für die jeweiligen Parameter. Der SEM% gibt den Messfehler unabhängig von den Maßeinheiten an und stellt die Grenzen für die kleinste Änderung dar, die eine wirkliche Veränderung des Messergebnisses zwischen T0 und T1 bedeuten. Der MDC, der in zwei wiederholten Messungen die minimal nachweisbare Veränderung darstellt, die nicht auf zufällige Schwankungen der Messungen zurückzuführen ist, wird für ein 95%iges Konfidenzintervall berechnet als

$$MDC_{95} = SEM \times 1.96 \times \sqrt{2}$$

1.96 ist der z – Wert für eine normalverteilte zweiseitige Tabelle mit einem 95%igen Konfidenzintervall und $\sqrt{2}$ wird verwendet, um die Varianz der beiden Messungen zu berücksichtigen.

Der MDC_{95} wird zudem in Prozent ausgedrückt und definiert als:

$$MDC_{95\%} = \frac{MDC_{95}}{mean} \times 100$$

Die Übereinstimmung der Messergebnisse der einzelnen Parameter werden durch *Raincloud Plots* (RCP) (M. Allen, D. Poggiali, K. Whitaker, T. R Marshall, 2013) graphisch dargestellt. Die 95%igen Übereinstimmungsgrenzen wurden durch die mittlere Differenz $\pm 1,96$ SD der Differenzen berechnet (Schwenk et al., 2012).

In den Tabellen 2 bis 7 sind für die einzelnen Parameter zu den unterschiedlichen Übungen jeweils die minimalen (MIN) und maximalen (MAX) Werte der T0 und T1 Messung aufgeführt. Zu diesen sind die Mittelwerte (M) und Standardabweichungen (SD) berechnet worden. Die relative Reliabilität (rR) ist in Form des ICCs und die absolute Reliabilität (aR) mit Angabe des SEM und MDC_{95} und $MDC_{95\%}$ aufgeführt. Der $MDC_{95,z}$ Wert dient der graphischen Veranschaulichung in den *Raincloud Plots*. Die RCPs sind jeweils unter den Tabellen für die verschiedenen Übungen zu finden.

3 ERGEBNISSE

In die Untersuchung konnten 49 Probanden eingeschlossen werden. Daten von 8 Teilnehmern konnten nicht berücksichtigt werden, weil sie die Übungen nicht konkret nach den Vorgaben ausführen konnten (siehe 2.1.5). Von den Probanden waren 24 Frauen (Alter: 78 Jahre \pm 6 Jahre, BMI= 25,1 kg/m² (Bohlen, Boll, Schwarzer, & Groneberg, 2015)) und 25 Männer (Alter: 77 Jahre \pm 6 Jahre, BMI= 26,5 kg/m²). Abbildung 4 gibt einen Überblick über die durchgeführten Übungen und wie viele davon von den Probanden jeweils durchgeführt werden konnten. Nicht überraschend nimmt die Zahl mit steigendem Schwierigkeitsgrad der Gleichgewichtsübungen ab.

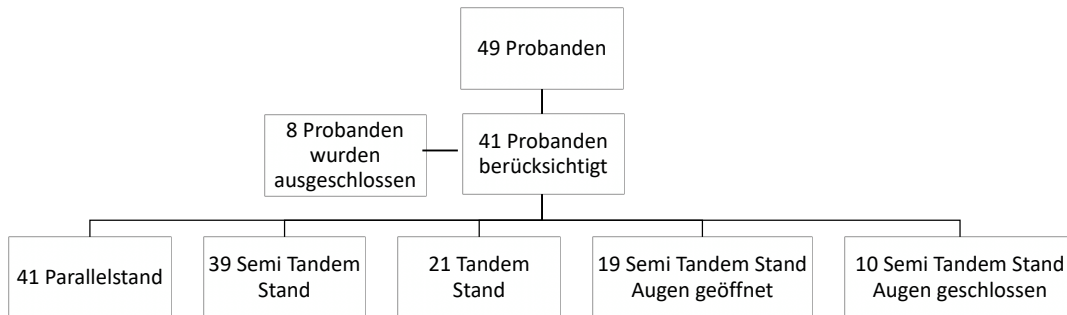


Abbildung 4 Probandenzahl, sowie Zahl der Probanden die die jeweiligen Übungen bewältigt haben.

Im Folgenden werden die Ergebnisse, aufgeteilt in die verschiedenen Gleichgewichtsübungen, detailliert dargestellt.

3.1 Parallelstand

In Tabelle 2 sind die Messergebnisse für die Übung PS zu sehen. Die rR lag für alle Parameter in einem schlechten Bereich ($ICC < 0.5$) (Koo & Li, 2016; Schwenk et al., 2012). Die besten Werte zeigten die Parameter Beschleunigung_{AP} mit einer ICC von 0.36 und Geschwindigkeit_{AP} mit einer ICC 0.35, gefolgt vom Parameter Frequenz mit einer ICC von 0.29. Den schlechtesten ICC Wert wies Jerk_{ML} mit 0.02 auf. Die ICC Werte für Parameter in der AP Richtung zeigten durchgehend höher (=besser) als in ML Richtung.

Die $MDC_{95\%}$ Berechnungen zeigten für die Parameter Beschleunigung_{ML}= 43%, Frequenz= 48% und Beschleunigung_{AP}= 73% die besten aR. Der jeweilige Prozentwert beschreibt den MDC. Die Parameter Fläche, Geschwindigkeit und Jerk in AP und ML Richtung weisen mit $MDC_{95\%}$ Werten von 109% - 195% sehr große MDCs auf. In ML

Richtung wurden zudem bei allen Parametern bessere $MDC_{95\%}$ Werte erzielt als in AP Richtung. In Abb. 5 sind die $MDC_{95\%}$ Werte in einem *Raincloud-Plot* veranschaulicht.

Tabelle 2: Messergebnisse Parallelstand (PS)

Par	MIN	MAX	M	SD	ICC	SEM	MDC 95	MDC _{95%}	MDC _{95-z}
Fläche {m ² }	0.00084	0.0045	0.002	0.001	0.26	0.0008	0.0022	109	2.1
Geschwindigkeit_{AP} {m/s}	0.0048	0.069	0.025	0.016	0.35	0.013	0.0350	141	2.1
Geschwindigkeit_{ML} {m/s}	0.0026	0.021	0.009	0.004	0.11	0.0042	0.0117	123	2.0
Beschleunigung_{AP} {m/s ² }	0.0069	0.024	0.012	0.004	0.36	0.0032	0.0089	73	2.1
Beschleunigung_{ML} {m/s ² }	0.0056	0.012	0.009	0.001	0.21	0.0013	0.0037	43	1.7
Jerk_{AP} {m/s ³ }	0.00005	0.003	0.001	0.001	0.06	0.0008	0.0021	195	2.7
Jerk_{ML} {m/s ³ }	0.00002	0.003	0.001	0.001	0.02	0.0006	0.0018	186	2.4
Frequenz {Hz}	0.90	2.13	1.56	0.32	0.30	0.27	0.74	48	2.4

Legende: ICC= Intraklassenkorrelation Koeffizient, M= Mittelwert, MAX= maximal gemessener Wert, MDC_{95} = MDC berechnet für ein 95%iges. Konfidenzintervall, $MDC_{95\%}$ = MDC in Prozent für ein 95%iges Konfidenzintervall, MDC_{95-z} = z-Wert für ein 95% Konfidenzintervall des MDCs, MIN= minimal gemessener Wert, Par= Parameter, SD= Standardabweichung, SEM= Standardfehler.

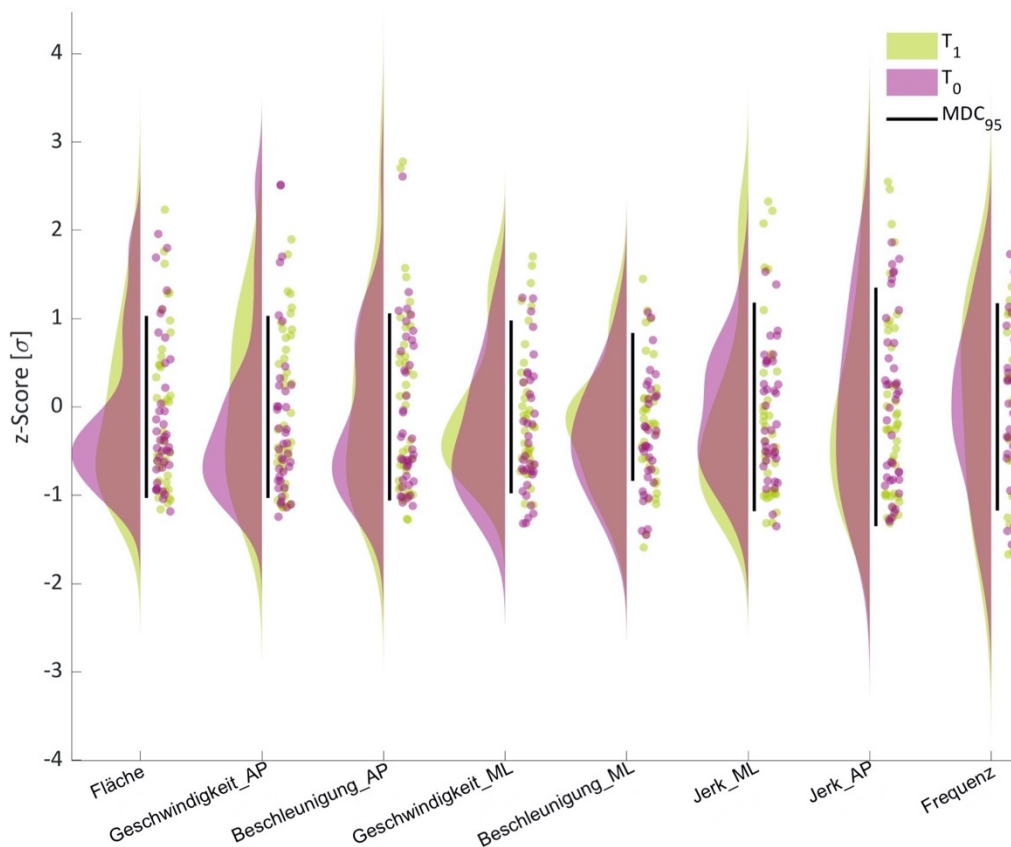


Abbildung 5 Parallelstand - Verteilung der Gleichgewichtsparameter, dargestellt in einem *Raincloud-Plot*. X-Achse: Beschleunigung_AP, Beschleunigung_ML, Fläche, Frequenz, Geschwindigkeit_AP, Geschwindigkeit_ML, Jerk_AP, Jerk_ML Y-Achse= z-Wert, Grün= T1 Messung, Rot= T0 Messung, Schwarz= MDC95 Werte.

3.2 Semi Tandem Stand fester Untergrund

In Tabelle 3 sind die Messergebnisse des Semi-Tandem Stand auf festem Untergrund aufgeführt. Die rR für lag für die Parameter Beschleunigung_AP (ICC= 0.52) und den Parameter Fläche (ICC= 0.50) in einem moderaten Bereich. Die übrigen ICC Werte waren < 0.5 und hatten eine schlechte rR. Dennoch waren die ICC Werte in AP Richtung der einzelnen Parameter besser als in ML Richtung.

Die besten aR Werte hatten die Parameter Frequenz ($MDC_{95\%} = 43\%$) und der Parameter Beschleunigung_ML ($MDC_{95\%} = 51\%$) und der Parameter Beschleunigung_AP ($MDC_{95\%} = 54\%$). Den schlechtesten Wert hatte Jerk_ML ($MDC_{95\%} = 213\%$). Die Werte der Parameter Fläche, Geschwindigkeit_AP, Geschwindigkeit_ML, Jerk_AP und Jerk_ML lagen zwischen 87% - 162%. Zudem wurden in der ML Richtung für Beschleunigung und Geschwindigkeit bessere Werte ermittelt als in AP Richtung, beim Parameter Jerk war dies umgekehrt. Die $MDC_{95\%}$ Daten aus Tabelle 3 sind in Abb. 6 in einem Raincloud-Plot veranschaulicht.

Tabelle 3: Messergebnisse Semi-Tandem Stand fester Untergrund

Par	MIN	MAX	M	SD	ICC	SEM	MDC 95	MDC 95%	MDC _{95-z}
Fläche {m ² }	0.0009	0.0055	0.0023	0.0010	0.50	0.0007	0.002	87	1.14
Geschwindigkeit_AP {m/s}	0.0030	0.0567	0.0228	0.0135	0.28	0.011	0.032	140	2.22
Geschwindigkeit_ML {m/s}	0.0032	0.0279	0.0126	0.0060	0.27	0.005	0.014	113	2.39
Beschleunigung_AP {m/s ² }	0.0070	0.0212	0.0119	0.0034	0.52	0.0023	0.006	54	1.40
Beschleunigung_ML {m/s ² }	0.0065	0.0176	0.0105	0.0026	0.45	0.0019	0.005	51	1.72
Jerk_AP {m/s ³ }	0.00008	0.0026	0.0010	0.0006	0.06	0.0006	0.002	162	1.98
Jerk_ML {m/s ³ }	0.00001 2	0.0030	0.0010	0.0008	-0.03	0.0008	0.002	213	1.97
Frequenz {Hz}	0.95	2.48	1.66	0.32	0.34	0.26	0.72	43	2.14

Legende: ICC= Intraklassenkorrelation Koeffizient, M= Mittelwert, MAX= maximal gemessener Wert, MDC_{95} = MDC berechnet für ein 95%iges. Konfidenzintervall, $MDC_{95\%}$ = MDC in Prozent für ein 95%iges Konfidenzintervall, MDC_{95_z} = z-Wert für ein 95% Konfidenzintervall des MDCs, MIN= minimal gemessener Wert, Par= Parameter, SD= Standardabweichung, SEM= Standardfehler.

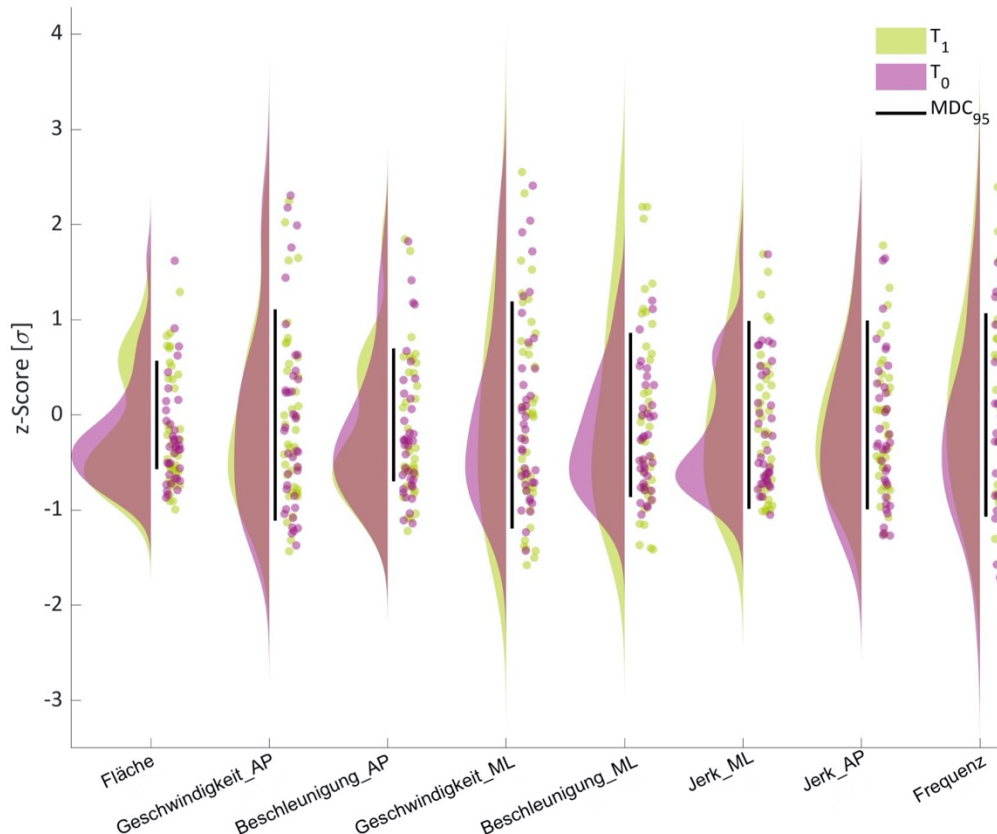


Abbildung 6 Semi-Tandem Stand fester Untergrund - Verteilung der Gleichgewichtsparameter dargestellt in einem *Raincloud-Plot*. X-Achse: Beschleunigung_AP, Beschleunigung_ML, Fläche, Frequenz, Geschwindigkeit_AP, Geschwindigkeit_ML, Jerk_AP, Jerk_ML Y-Achse= z-Wert, Grün= T₁ Messung, Rot= T₀ Messung, Schwarz= MDC₉₅ Werte.

3.3 Tandem Stand

In Tabelle 4 sind die Ergebnisse des Tandem Stand aufgeführt. Die rR lag für alle Parameter in einem schlechten Bereich ($ICC < 0.5$). Die besten Werte wiesen die Parameter Beschleunigung_AP ($ICC = 0.48$) und der Parameter Frequenz ($ICC = 0.35$) auf. Den schlechtesten Wert hatte der Parameter Jerk_ML ($ICC = 0.01$). Es fiel zudem auf, dass die ICC Werte der einzelnen Parameter in AP Richtung besser waren als in ML Richtung.

Die beste aR war bei dem Parametern Frequenz ($MDC_{95\%} = 57\%$) und bei dem Parameter Beschleunigung _AP ($MDC_{95\%} = 95\%$) zu finden. Den schlechtesten Wert wies der Parameter Jerk_AP ($MDC_{95\%} = 220\%$) auf. Die anderen Parameter lagen bei $MDC_{95\%}$ Werten zwischen 101% - 190%. Zudem waren die Werte bei den Parameter Geschwindigkeit und Jerk in ML Richtung besser als in AP Richtung, bei der Beschleunigung war dies andersherum. Die Ergebnisse sind wiederum in Abb. 7 in einem *Raincloud-Plot* veranschaulicht.

Tabelle 4: Messergebnisse Tandem Stand

Par	MIN	MAX	M	SD	ICC	SEM	MDC 95	MDC 95%	MDC _{95-z}
Fläche {m ² }	0.0015	0.013	0.004	0.0030	0.25	0.0026	0.0072	160	0.78
Geschwin digkeit _{AP} {m/s}	0.0044	0.084	0.034	0.022	0.27	0.018	0.051	150	2.27
Geschwin digkeit _{ML} {m/s}	0.0042	0.038	0.018	0.0097	0.16	0.0089	0.025	134	1.23
Beschleu nigung _{AP} {m/s ² }	0.0088	0.042	0.016	0.0075	0.48	0.0054	0.015	95	1.08

Beschleunigung_{ML} {m/s²}	0.0089	0.038	0.017	0.0074	0.26	0.0064	0.018	101	1.77	
Jerk_{AP} {m/s³}	0.00001	0.0044	0.0013	0.0011	0.13	0.0010	0.0029	220	2.10	
Jerk_{ML} {m/s³}	0.00006	0.0036	0.0012	0.0008	6	0.01	0.0009	0.0024	190	1.41
Frequenz {Hz}	0.72	2.93	1.70	0.44	0.35	0.35	0.97	57	2.26	

Legende: ICC= Intraklassenkorrelation Koeffizient, M= Mittelwert, MAX= maximal gemessener Wert, MDC₉₅= MDC berechnet für ein 95%iges. Konfidenzintervall, MDC_{95%}= MDC in Prozent für ein 95%iges Konfidenzintervall, MDC_{95,z}= z-Wert für ein 95% Konfidenzintervall des MDCs, MIN= minimal gemessener Wert, Par= Parameter, SD= Standardabweichung, SEM= Standardfehler.

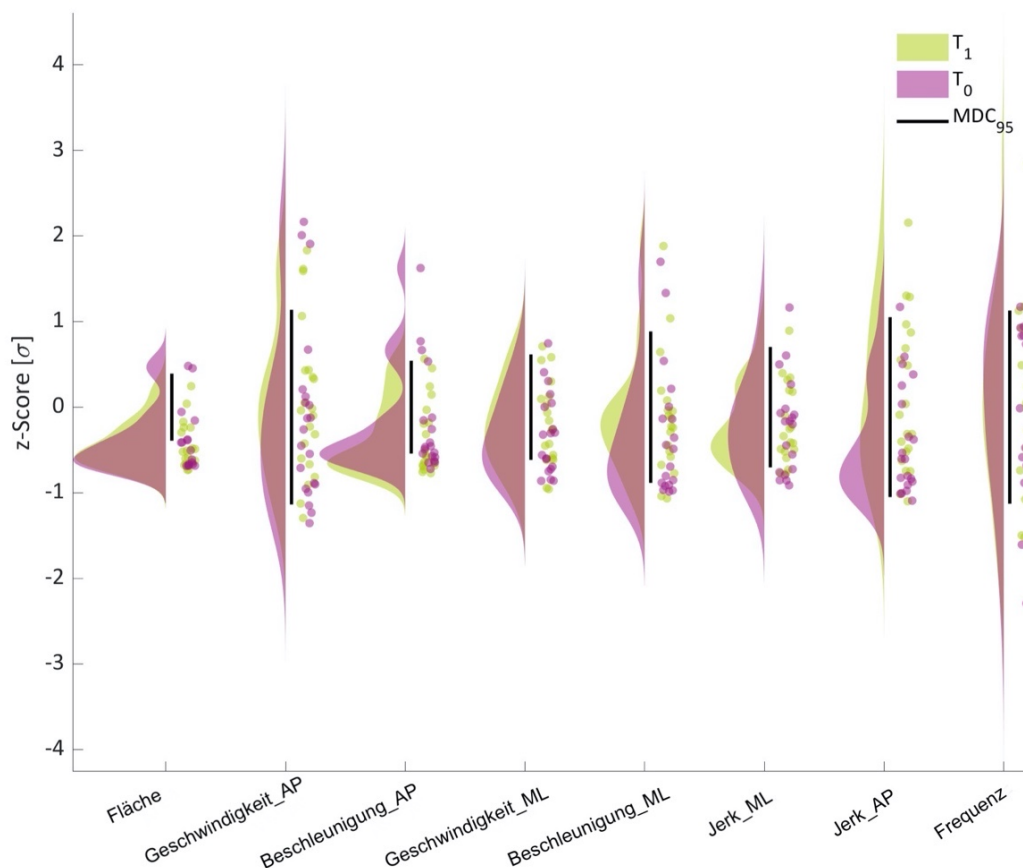


Abbildung 7 Tandem Stand - Verteilung der Gleichgewichtsparameter in einem *Raincloud-Plot* dargestellt. X-Achse: Beschleunigung_AP, Beschleunigung_ML, Fläche, Frequenz, Geschwindigkeit_AP, Geschwindigkeit_ML, Jerk_AP, Jerk_ML Y-Achse= z-Wert, Grün= T1 Messung, Rot= T0 Messung, Schwarz= MDC95 Werte.

3.4 Semi Tandem Stand weicher Untergrund, geöffnete Augen

In Tabelle 5 sind die Messergebnisse des Semi-Tandem Stand auf weichem Untergrund mit geöffneten Augen zu sehen. Der Parameter Beschleunigung_ML wies mit einem ICC= 0.75 eine gute rR auf. Die Parameter Fläche, Geschwindigkeit_AP, Geschwindigkeit_ML, Beschleunigung_AP hatten eine moderate rR (ICC= 0.5- 0.75). Die schlechteste rR wies der Parameter Jerk_AP (ICC= 0.03) auf, die übrigen Parameter waren ebenso in einem schlechten ICC Bereich.

Die besten $MDC_{95\%}$ Werte hatten die Parameter Beschleunigung_ML mit 53% und der Parameter Frequenz mit 55%. Den schlechtesten Wert hatte der Parameter Jerk_AP ($MDC_{95\%} = 202\%$). Die anderen Parameter lagen in einem $MDC_{95\%}$ Bereich von 77% - 200%. Auffällig war, dass sowohl für die rR als auch für die aR, in ML Richtung bessere Ergebnisse erzielt wurden als in AP Richtung. In Abb. 8 sind die $MDC_{95\%}$ Daten aus Tabelle 5 in einem *Raincloud-Plot* veranschaulicht.

Tabelle 5: Messergebnisse Semi-Tandem Stand weicher Untergrund geöffnete Augen

Par	MIN	MAX	M	SD	ICC	SEM	MDC 95	MDC 95%	MDC _{95-z}
Fläche {m ² }	0.0011	0.014	0.0049	0.0035	0.66	0.002	0.006	115	1.15
Geschwindigkeit _{AP} {m/s}	0.0112	0.253	0.087	0.069	0.53	0.047	0.13	149	1.78
Geschwindigkeit _{ML} {m/s}	0.0100	0.076	0.031	0.015	0.65	0.009	0.025	81	1.01
Beschleunigung _{AP} {m/s ² }	0.0078	0.036	0.018	0.0075	0.55	0.005	0.014	77	1.88
Beschleunigung _{ML} {m/s ² }	0.0073	0.027	0.014	0.0053	0.75	0.003	0.007	53	0.73
Jerk _{AP} {m/s ³ }	0.0000 4	0.0037	0.0014	0.0010	0.03	0.001	0.003	204	2.45
Jerk _{ML} {m/s ³ }	0.0000 1	0.0034	0.0012	0.0008 8	0.09	0.001	0.002	200	1.52
Frequenz {Hz}	0.76	2.66	1.57	0.44	0.48	0.31	0.87	55	1.24

Legende: ICC= Intraklassenkorrelation Koeffizient, M= Mittelwert, MAX= maximal gemessener Wert, MDC_{95} = MDC berechnet für ein 95%iges. Konfidenzintervall, $MDC_{95\%}$ = MDC in Prozent für ein 95%iges Konfidenzintervall, MDC_{95_z} = z-Wert für ein 95% Konfidenzintervall des MDCs, MIN= minimal gemessener Wert, Par= Parameter, SD= Standardabweichung, SEM= Standardfehler.

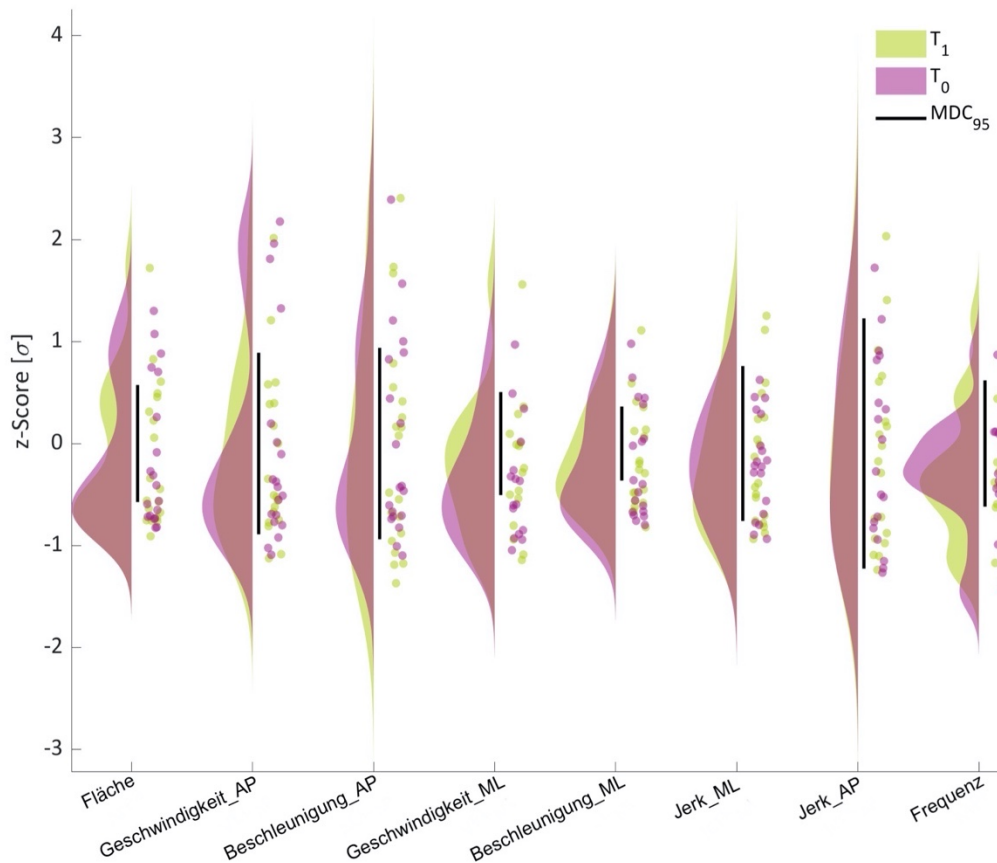


Abbildung 8 Semi-Tandem weicher Untergrund geöffnete Augen- Verteilung der Gleichgewichtsparameter dargestellt in einem *Raincloud-Plot*. X-Achse: Beschleunigung_AP, Beschleunigung_ML, Fläche, Frequenz, Geschwindigkeit_AP, Geschwindigkeit_ML, Jerk_AP, Jerk_ML Y-Achse= z-Wert, Grün= T1 Messung, Rot= T0 Messung, Schwarz= MDC_{95} Werte.

3.5 Semi Tandem Stand weicher Untergrund geschlossene Augen

In Tabelle 6 sind die Messergebnisse des Semi-Tandem Stand auf weichem Untergrund mit geschlossenen Augen zu sehen. Die beste rR wies der Parameter Beschleunigung_ML mit einem ICC= 0.65 in einem moderaten Bereich auf. Die Parameter Beschleunigung_AP, Geschwindigkeit_ML, Fläche und Frequenz hatten moderate ICC Werte zwischen 0.50 – 0.60. Die schlechteste rR wiesen die Parameter Jerk_ML und Jerk_AP im negativen Bereich und der Parameter Geschwindigkeit_AP (ICC= 0.08) auf.

Die beste aR hatten die Parameter Frequenz (MDC_{95%}= 39%) und der Parameter Beschleunigung_ML (MDC_{95%}= 55%). Den schlechtesten Wert hatte der Parameter Jerk_AP (MDC_{95%}= 278%). Die anderen Werte lagen bei MDC_{95%} Werten von 66% - 197%. Auffällig war wieder, dass sowohl bei der rR als auch bei der aR die Ergebnisse in ML Richtung besser waren als in AP Richtung. Die MDC_{95%} Daten aus Tabelle 6 sind in Abb. 9 in einem *Raincloud-Plot* veranschaulicht.

Tabelle 6: Messergebnisse Semi-Tandem Stand weicher Untergrund geschlossene Augen

Par	MIN	MAX	M	SD	ICC	SEM	MDC 95	MDC _{95%}	MDC _{95-z}
Fläche {m ² }	0.0025	0.025	0.0089	0.0062	0.50	0.0044	0.012	137	1.28
Geschwindigkeit _{AP} {m/s}	0.015	0.24	0.091	0.067	0.08	0.065	0.180	197	2.73
Geschwindigkeit _{ML} {m/s}	0.020	0.14	0.054	0.031	0.59	0.020	0.056	103	1.83
Beschleunigung _{AP} {m/s ² }	0.013	0,044	0.023	0.0086	0.60	0.0054	0.015	66	1.79

Beschleunigung_{ML} {m/s²}	0.010	0.031	0.020	0.0073	0.69	0.0040	0.011	55	0.83
Jerk_{AP} {m/s³}	0.0001	0.0031	0.0011	0.0009	-0.41	0.0011	0.0029	278	3.38
Jerk_{ML} {m/s³}	0.0002	0.0028	0.0011	0.0007	-0.13	0.0007	0.0021	188	3.02
Frequenz {Hz}	1.09	2.31	1.64	0.34	0.54	0.23	0.64	39	1.29

Legende: ICC= Intraklassenkorrelation Koeffizient, M= Mittelwert, MAX= maximal gemessener Wert, MDC₉₅= MDC berechnet für ein 95%iges. Konfidenzintervall, MDC_{95%}= MDC in Prozent für ein 95%iges Konfidenzintervall, MDC_{95,z}= z-Wert für ein 95% Konfidenzintervall des MDCs, MIN= minimal gemessener Wert, Par= Parameter, SD= Standardabweichung, SEM= Standardfehler.

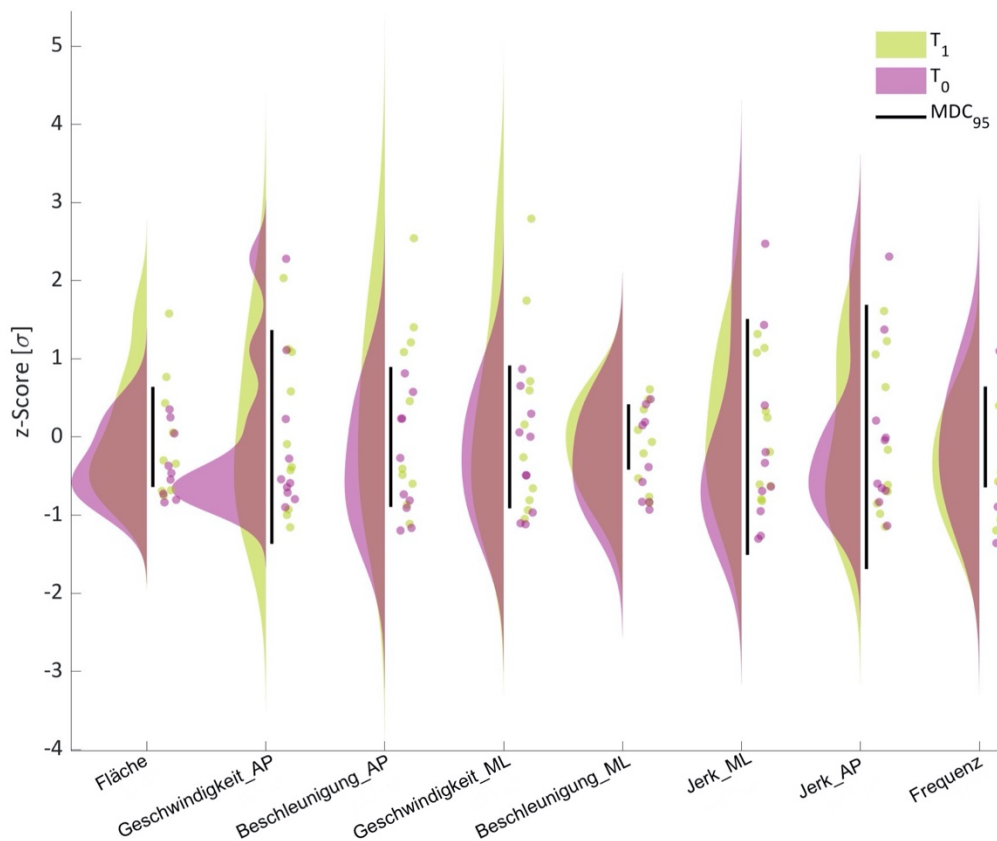


Abbildung 9 Semi-Tandem Stand weicher Untergrund geschlossene Augen. Verteilung der Gleichgewichtsparameter dargestellt in einem *Raincloud Plot*. X-Achse: Beschleunigung_AP, Beschleunigung_ML, Fläche, Frequenz, Geschwindigkeit_AP, Geschwindigkeit_ML, Jerk_AP, Jerk_ML Y-Achse= z-Wert, Grün= T1 Messung, Rot= T0 Messung, Schwarz= MDC95 Werte.

3.6 MDC_{95%} Werte aller Übungen und Parameter

In Tabelle 7 und Abb. 10 sind die MDC_{95%} Werte aller Übungen und dazugehörigen Parametern zu sehen. Der Parameter Frequenz hatte bei allen Übungen eine gute aR mit MDC_{95%} Werten zwischen 39% - 57%, gefolgt von den Parametern Beschleunigung_ML und Beschleunigung_AP mit MDC_{95%} Werten von 43% - 77% bei allen Übungen bis auf dem TS. Die mit Abstand schlechtesten MDC_{95%} Werte wurden bei den Parametern Jerk_ML und Jerk_AP ermittelt, mit Werten zwischen 162% und 278% bei allen Übungen.

Die anderen Parameter Geschwindigkeit_ML, Geschwindigkeit_AP und Fläche waren immer in einem MDC_{95%} Bereich von > 100%, abgesehen von dem Parameter Geschwindigkeit_ML bei der Übung SS-weich-AO mit einem MDC_{95%}= 80% und dem Parameter Fläche bei der Übung SS-fest mit einem MDC_{95%}= 87%. In dem Liniendiagramm in Abb. 10 ist der Unterschied zwischen den einzelnen Parametern besonders gut zu sehen und verdeutlicht die Ergebnisse aus Tabelle 7.

Tabelle 7: MDC95% Werte aller Übungen und Parameter

Übung	Fläche	Geschwindigkeit _{AP}	Geschwindigkeit _{ML}	Beschleunigung _{AP}	Beschleunigung _{ML}	Jerk _{AP}	Jerk _{ML}	Frequenz	Ø Ü
SS-weich-AO	115	149	81	77	53	204	200	55	117
SS-weich-AG	137	197	103	66	55	278	188	39	133
SS-fest	87	140	113	54	51	162	213	43	108
PS	109	141	123	73	43	195	186	48	115
TS	160	150	134	95	101	220	190	57	138
Ø Par	122	155	111	73	61	212	195	48	

Legende: Die Übungen (PS= Parallelstand, SS-weich-AO= Semi Tandem Stand weicher Untergrund geöffnete Augen, SS-weich-AG= Semi Tandem Stand weicher Untergrund geschlossene Augen, SS-fest= Semi Tandem Stand harter Untergrund, TS= Tandem Stand) mit den dazugehörigen MDC_{95%} Werten der einzelnen Parameter. Sowie die Mittelwerte der MDC_{95%} Werte für jeden Parameter bei allen Übungen (Ø Par) und die mittleren MDC_{95%} Werte aller Parameter für jede Übung (Ø Ü). Angegeben in Prozent [%].

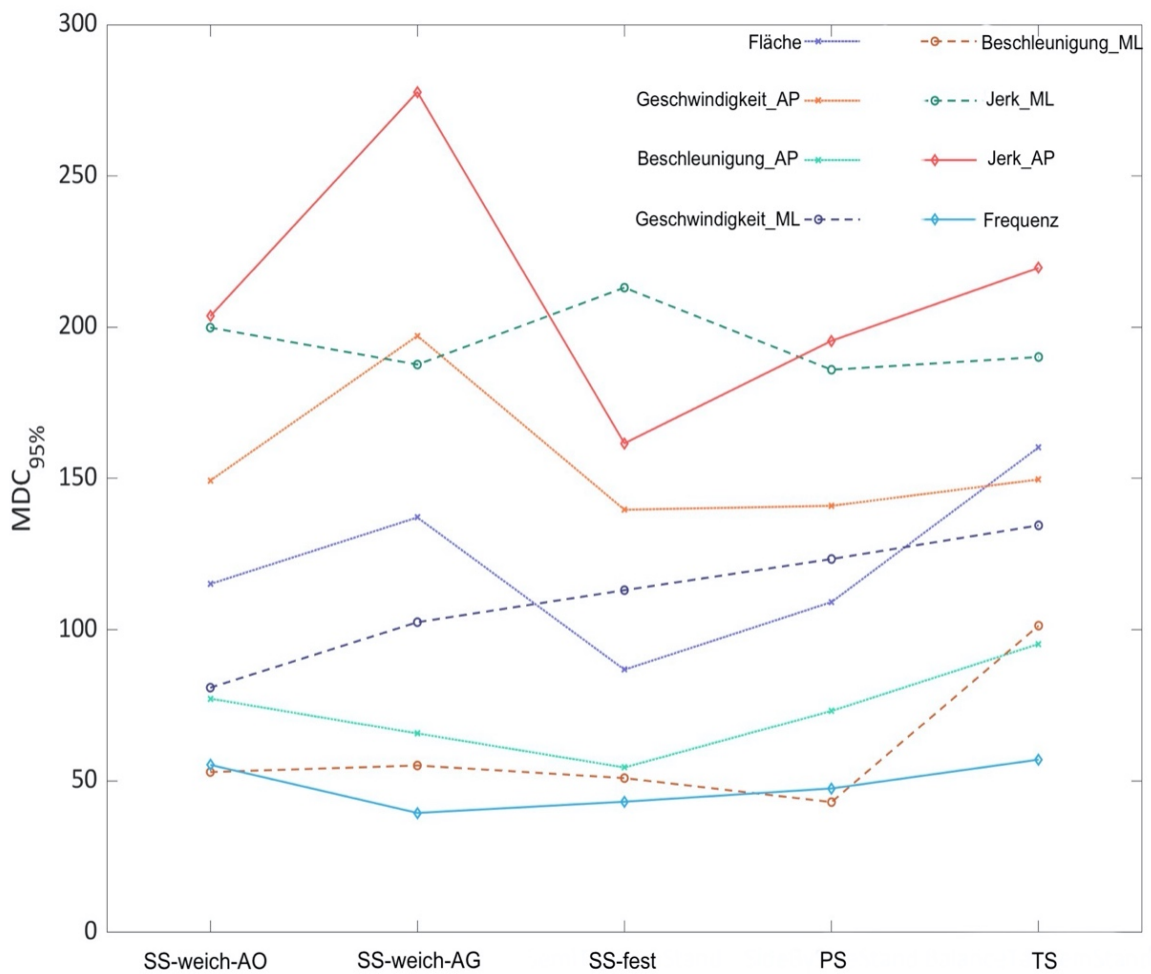


Abbildung 10 MDC_{95%} Werte aller Übungen und Parameter. X-Achse: PS= Parallelstand, SS-fest= Semitandem Stand fester Untergrund, SS-weich-AG= Semitandem Stand weicher Untergrund Augen geschlossen, SS-weich-AO= Semitandem Stand weicher Untergrund Augen geöffnet, TS= Tandem Stand. Y-Achse= MDC_{95%} Werte.

4 DISKUSSION

In dieser Studie wurden IMUs als neue technologische Option zur Beurteilung des statischen Gleichgewichts verwendet. Die klinische Nutzbarkeit dieser Option wurde durch eine Test-Retest Reliabilitätsmessung des statischen Gleichgewichts und Definition des MDCs bei neurologischen Patienten durch zwei Messungen innerhalb von 12-24 Stunden, anhand von fünf verschiedenen Übungen und durch acht unterschiedliche Parameter bewertet. Zur Bestimmung der relativen Reliabilität wurde der ICC verwendet. Der ICC ist einer der am häufigsten verwendete Korrelationskoeffizient für Test-Retest Reliabilitätsanalysen (Lexell & Downham, 2005). Die absolute Reliabilität wurde durch Bestimmung des MDC berechnet und dient der Feststellung von minimal nachweisbaren Veränderungen, die nicht auf zufällige Schwankungen der Messungen zurückzuführen sind (Haley & Fragala-pinkham, 2006).

In unserer Stichprobe konnten die besten ICC Werte bei den Übungen Semi-Tandem Stand auf weichem Untergrund mit geöffneten Augen und geschlossenen Augen gemessen werden mit ICC Werten zwischen 0.5-0.75 im moderaten Bereich für die Hälfte der Parameter. Am besten waren die Parameter Beschleunigung_ML (ICC= 0.75) und die Fläche (ICC= 0.66) beim Semi-Tandem Stand auf weichem Untergrund mit geöffneten Augen, mit guter und moderater rR. Für die Übung Semi-Tandem Stand auf weichem Untergrund mit geschlossenen Augen, erbrachten die Parameter Beschleunigung_ML (ICC= 0.69) und Beschleunigung_AP (ICC= 0.60) eine moderate rR. Bei den restlichen Übungen, waren die ICC Werte der Parameter teils in moderaten ICC Bereichen, aber überwiegend in schlechten ICC Bereichen (ICC < 0.5). Die Übungen mit der schlechtesten relativen Reliabilität waren die Übung Parallelstand und Tandem Stand. Hier lagen alle Parameter in schlechten ICC Bereichen. Auf alle Übungen zusammen betrachtet haben die Beschleunigungsparameter Beschleunigung_AP und Beschleunigung_ML die besten ICC Ergebnisse erbracht. Die Werte für Beschleunigung_AP lagen dreimal im moderaten Bereich und zweimal im schlechten ICC Bereich. Beschleunigung_ML hatte einmal einen guten und moderaten ICC Wert, ansonsten schlechte ICC Werte. Betrachtet man die Richtung in die die Parameter Beschleunigung, Geschwindigkeit und Jerk gemessen haben, lässt sich sagen, dass Beschleunigung stabiler in der AP Richtung, Geschwindigkeit und Jerk stabiler in der ML Richtung messen.

Bei der absoluten Reliabilität hat der Parameter Frequenz die besten $MDC_{95\%}$ Werte bei allen Übungen erbracht, mit einem Durchschnittswert von $MDC_{95\%} = 48\%$. Ansonsten konnten die Beschleunigungsparameter Beschleunigung_ML ($MDC_{95\%} = 43\% - 55\%$) und Beschleunigung_AP ($MDC_{95\%} = 54\% - 77\%$) bei den Übungen Parallelstand, Semi-Tandem Stand auf hartem Untergrund, Semi-Tandem Stand auf weichem Untergrund mit geöffneten Augen und geschlossenen Augen gute MDC Ergebnisse liefern und haben einzig bei der Übung Tandem Stand höhere MDC Werte ergeben. Die Übungen mit den besten $MDC_{95\%}$ Werten sind: Parallelstand und Semi-Tandem Stand auf hartem Untergrund. Hier haben die Parameter Beschleunigung_ML, Beschleunigung_AP und Frequenz die besten Werte ergeben. Die schlechtesten $MDC_{95\%}$ Werte bei allen Übungen haben die Parameter Jerk_ML ($MDC_{95\%} = 186\% - 213\%$) und Jerk_AP ($162\% - 278\%$) erbracht. So fällt auf, dass für die absolute Reliabilität die MDC Werte der Beschleunigungsparameter und die der Frequenz am besten ausgefallen sind. Bei allen Parametern, bei denen sowohl in AP und ML Richtung gemessen wurde, hat die ML Richtung immer bessere $MDC_{95\%}$ Werte ergeben. Eine klare Aussage, bei welchen Übungen die besten $MDC_{95\%}$ Werte bei allen Parametern gemessen wurden, lässt sich nur schwierig treffen. Dennoch sind die Ergebnisse bei den einfachen Übungen (Parallelstand und Semi-Tandem Stand auf hartem Untergrund) im Durchschnitt besser (daher reliabler) ausgefallen und bei den länger andauernden/ schwierigeren Übungen (Semi-Tandem Stand auf weichem Untergrund mit geöffneten/ geschlossenen Augen und Tandem Stand) schlechter (weniger reliabel). Bei der relativen Reliabilität ist dies bei jeder Übung sehr unterschiedlich ausgefallen, dennoch sind die ICC Werte bei den längeren Übungen im Durchschnitt besser als bei den kürzeren Übungen.

Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass mit der Zunahme des Schwierigkeitsgrades der Übungen die Zahl der Probanden sinkt und die MDC Ergebnisse tendenziell schlechter werden und nicht jeder Parameter gleich gut für die Messung des statischen Gleichgewichts geeignet ist. Auch konnte gezeigt werden, dass auf der Ebene von Frequenz und Beschleunigung, besonders in der ML Richtung, die besten MDC erzielt werden konnten. Die MDC Ergebnisse sprechen dafür, dass sich die Messergebnisse von der ersten (T0) zur zweiten (T1) Messung bei diesen Parametern nicht besonders stark verändern. Die meist schlechten bis moderaten ICC Ergebnisse sprechen wiederum für relevante Schwankungen der Probanden von der ersten (T0) zur zweiten (T1) Messung. Dennoch kann man sagen, dass IMUs, wie schon in anderen Studien gezeigt wurde, eine gute kostengünstige und schnelle Möglichkeit zur Messung des Gleichgewichts unter

klinischen und außerklinischen Umständen darstellen können (Donath, Faude, Lichtenstein, Pagenstert, et al., 2016; Martina Mancini et al., 2012; Pham, Elshehabi, Haertner, Heger, et al., 2017).

Andere Studien haben sich bereits mit der Messung des Gleichgewichts anhand von IMUs auseinandergesetzt (Bernhard et al., 2018; Horak & Mancini, 2013; Martina Mancini et al., 2011, 2012). Hier wurde bspw. die Messung des statischen Gleichgewichts durch IMUs mit der Messung des statischen Gleichgewichts durch die Verschiebung des CoP auf Kraftplatten verglichen (Martina Mancini et al., 2012). Zudem wurden einzelne Krankheitsgruppen, z.B. Parkinsonpatienten, mit einer gesunden gleichaltrigen Gruppe verglichen (Martina Mancini et al., 2011). Die Studie konnten zeigen, dass IMUs eine gute Alternative zu den Kraftplatten darstellen, um Gleichgewicht messen zu können und durch Sensoren gesunde von erkrankten Probanden unterschieden werden konnten. Jedoch war auch in diesen Studien nicht jeder Parameter für die Messung gleich gut geeignet. Interessanterweise hat meist der Parameter Jerk die besten Ergebnisse bei den Vergleichen von Kohorten geliefert (Horak & Mancini, 2013; Martina Mancini et al., 2011, 2012), was aufgrund unserer Ergebnisse (schlechte Reliabilität und MDC dieses Parameters) mit Vorsicht interpretiert werden muss. Eine weitere Studie (Najafi et al., 2010) verglich das statische Gleichgewicht mittels IMUs bei Patienten mit diabetischer peripher Neuropathie mit einer gesunden Gruppe. Auch hier konnten die Unterschiede zwischen gesunder und erkrankter Gruppe durch IMUs gut ermittelt werden (Najafi et al., 2010), wobei Patienten mit diabetischer Polyneuropathie signifikant mehr innerhalb des CoM schwankten, als die gesunde Vergleichsgruppe. Wiederum in anderen Studien wurden IMUs für die Messung des Gehens herangezogen. Hier konnte gezeigt werden, dass IMUs gute bis hervorragende Messergebnisse für die Unterscheidung von Krankheitsgruppen und Krankheitsverläufen liefern, besonders bei jungen gesunden Erwachsenen (Washabaugh, Kalyanaraman, Adamczyk, Claflin, & Krishnan, 2017). Deshalb stellen IMUs sowohl eine Alternative für den klinischen, als auch den außerklinischen Einsatz dar (Donath, Faude, Lichtenstein, Nuesch, et al., 2016; Donath, Faude, Lichtenstein, Pagenstert, et al., 2016; Pham, Elshehabi, Haertner, Del Din, et al., 2017; Pham, Elshehabi, Haertner, Heger, et al., 2017). Da es sich bei unserer Studie vorrangig um geriatrische Probanden mit verschiedensten neurologischen Erkrankungen handelt und bei anderen Studien bspw. nur Parkinson Patienten mit gesunden Gleichaltrigen verglichen wurden (Martina Mancini et al., 2011, 2012), ist ein direkter Vergleich schwierig. Die einzelnen Erkrankungen unserer Probanden weisen

unterschiedliche Charakteristika in Bezug auf das statische Gleichgewicht auf. Zudem hatten Probanden mit der gleichen Erkrankung, z.B. einem Schlaganfall, unterschiedlich starke Symptome wodurch die Studie in dieser Konstellation neu ist.

Die Unterschiede zwischen den ersten (T0) und zweiten (T1) Messungen lassen sich durch verschiedene Faktoren erklären. Zum einen gibt es generelle Limitationen von Test-Retest Reliabilitätsmessungen und zum anderen besondere Einflüsse in der ComOn- Studie. Bei Test-Retest Messungen ist in der Regel mit einem Lerneffekt zu rechnen, wie es auch schon in anderen Studien beschrieben wurde (Schwenk et al., 2012; Steffen & Seney, 2008). Hinzu kommt, dass es besonders bei geriatrischen Patienten durch langandauernde und wiederholte Messungen schnell zur Ermüdung kommen kann (Schwenk et al., 2012). Nach Einschätzung des Untersuchenden waren tatsächlich einerseits Lerneffekte, andererseits Ermüdung zu vermuten, auch wenn dies nicht systematisch erhoben wurde. Ein sehr wichtiger Faktor bei unseren Messungen waren zudem die unterschiedlichen Erkrankungen unserer Probanden, wie etwa Schlaganfälle, Parkinsonerkrankungen und periphere Neuropathien. Diese haben alle ihre eigenen krankheitsbedingten Besonderheiten und wirken sich auf das statische Gleichgewicht individuell unterschiedlich aus und es ist unseres Wissens nichts darüber bekannt, ob sich diese Unterschiede auch auf die Reliabilität und die MDC auswirken können. Klinisch wäre dies durchaus vorstellbar. So kann ein bei den beiden Untersuchungen (T0 und T1) unterschiedlich stark ausgeprägter Tremor bei Morbus Parkinson zu starken Unterschieden im Gleichgewichtsverhalten führen. Auch wurde mit den Teilnehmern ein komplexes Studienprogramm durchgeführt. Dadurch kann es, zumindest bei einem Teil der Teilnehmer, zu Ermüdung gekommen sein. Ein weiterer relevanter Einflussfaktor, kann die (wechselnde) Motivation der Teilnehmer dargestellt haben. Einzelne Bestandteile der Studie erstreckten sich über zwei Tage und nahmen neben dem klinischen Alltag mehrere Stunden in Anspruch. So mussten einige Probanden immer wieder für die einzelnen Studienbestandteile der Studie motivieren werden. Andere Probanden könnten im Rahmen des klinischen Aufenthaltes und der in diesem Rahmen neu definierten oder eingestellten Erkrankung einer Stresssituation ausgesetzt gewesen sein. Dies führte bei manchen Patienten ebenfalls zu einer Einschränkung der Compliance während der wissenschaftlichen Untersuchungen, die wiederum die Messungen negativ beeinflusst haben könnte. Umgekehrt ist nicht auszuschließen, dass gerade der klinische Aufenthalt für einige eine Motivation dargestellt haben dürfte, sich bei der zweiten (T1) Messung mehr zu konzentrieren und

sich damit zu verbessern. Aus diesen Gründen gaben einige Probanden im Gespräch mit dem Untersuchenden bei der zweiten (T1) Messung einen Unterschied zur ersten (T0) Messung an, sowohl positiv als auch negativ. Auch schwankte die Tagesform einiger Teilnehmer ersichtlich. Durch die beschriebenen Umstände wird deutlich, dass eine Studie in dieser Größe eine Herausforderung für die Teilnehmer darstellt und die Messergebnisse durch eine Vielzahl von Umständen beeinflusst werden können.

Studien in denen die Reliabilität anhand des ICCs und/ oder MDCs für standardisierte Tests, wie unter anderem die Berg Balance Skala bei Morbus Parkinson Patienten untersucht wurden, zeigten für diese Tests MDC und ICC Werte in einem guten bis sehr guten Bereich, was für eine stabile Reliabilität dieser Tests spricht. Die Berg Balance Skala hatte $MDC_{95\%}$ Werte von 10% -13% und einen ICC von 0.87 - 0.95 (Hiengkaew, Jitaree, & Chaiyawat, 2012; Lim et al., 2005; Steffen & Seney, 2008). Ein anderes Beispiel für standardisierte Tests ist eine Studie in der das Gleichgewicht anhand der Einbeinstand-Zeit bei älteren Erwachsenen untersucht wurde und zeigte hierfür $MDC_{95\%}$ Werte mit 113% in einem schlechten Bereich (Goldberg, Casby, & Wasielewski, 2011). So liegen die bei uns ermittelten ICC und MDC Werte im Vergleich hierzu in einem moderatem bis schlechten Bereich und zeigen, dass vermehrt Schwankungen bei IMU-basierte Messung des statischen Gleichgewichts auftreten. Nichts desto trotz haben sich IMUs in anderen Studien schon als reliables Instrument erwiesen (Beyea, McGibbon, Sexton, Noble, & O'Connell, 2017; Washabaugh et al., 2017). Wie in der Durchführung des *Time-Up-And-Go (TUG)* Tests, wurde hier der TUG Test von gesunden Erwachsenen mit verschiedenen Geschwindigkeiten und Distanzen ausgeführt. Dabei wurde unter anderem der $MDC_{95\%}$ Wert errechnet, mit dem Ergebnis guter $MDC_{95\%}$ Werte von 12 – 22% (Beyea et al., 2017). Auch in anderen Bereichen der Medizin wird der MDC gerne als ein Maß für Reliabilität verwendet, bspw. wie sich verschiedene Fitnessprogramme auf das Hämoglobin A1c bei Diabetes Typ 2 Patienten auswirken (De Lade et al., 2016). Hier zeigten sich MDC Werte von 33 bis 40% für die verschiedenen Fitnessprogramme. Ein anderes Beispiel zu Anwendung des MDCs ist die Ermittlung der Achillessehnenlänge, mittels Ultraschall, bei jungen Männern an verschiedenen Tagen (Ryan et al., 2013). Hier waren die MDC-Werte im Durchschnitt bei 6,57% und zeigten somit eine gute Reliabilität dieser Untersuchungsmethode. In Anbetracht der vielfältigen Verwendung des MDC erweist sich dieser als ein bewährtes Mittel zur Ermittlung von Reliabilität in der Medizin.

In der Gesamtheit hat sich gezeigt, dass das statische Gleichgewicht mittels IMUs bei einem neurologischen Kollektiv in höherem Alter nicht mit allen extrahierbaren Parametern reliabel bestimmt werden kann. Die stabilsten Parameter, die auch für klinisch relevante Fragen (z.B. Krankheitsverlauf, Verbesserung im Rahmen einer Therapie) herangezogen werden sollten, sind die Parameter Beschleunigung und Frequenz.

4.1 Fazit

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass bei der IMU-basierten Messung des statischen Gleichgewichts die besten MDC Werte bei den Parametern Frequenz und Beschleunigung (besonders in ML Richtung) erreicht werden können. Diese Parameter weisen damit die beste Reliabilität auf. Allerdings muss auch festgehalten werden, dass die Reliabilität für die meisten Parameter in einem moderaten bis schlechten Bereich lag, was für starke Schwankungen bei der IMU-basierten Messung des statischen Gleichgewichts spricht. Es ist auch festzuhalten, dass insbesondere bei sehr leichten bis sehr schwierigen Übungen, die Messergebnisse häufig schlechter ausfallen.

5 ZUSAMMENFASSUNG

Hintergrund und Ziel: Das Gleichgewicht hängt maßgeblich von drei verschiedenen Kontrollsystemen des Körpers ab, dem visuellen, vestibulären und dem somatosensorischen System. Das reibungslose Ineinandergreifen der Systeme ist essenziell für den Menschen, um alltäglichen Aktivitäten nachzugehen, wie etwa dem Stehen und Gehen. Funktioniert eines dieser Systeme auf Grund von verschiedenen Pathologien nicht richtig, wie bspw. infolge eines Schlaganfalls, kann es zu Einschränkungen des Gleichgewichts kommen, die dann nur noch teilweise oder auch gar nicht mehr durch eines der anderen Systeme kompensiert werden können. Vermehrte Stürze und Alltagsbeeinträchtigungen können die Folge sein.

Die klinische Untersuchung von Gleichgewichtsaspekten erfolgt derzeit vorrangig quantitativ (durch klinische Einschätzung) oder semi-quantitativ (durch standardisierte Tests). Eine neue Möglichkeit zur quantitativen Messung von Gleichgewicht in verschiedenen Bewegungsphasen bieten tragbare Sensoren, genannt *Inertial Measurement Units (IMUs)*. Um die klinische Anwendbarkeit von IMUs zur Untersuchung von Gleichgewichtsstörungen bei neurologischen Patienten*innen beurteilen zu können, muss identifiziert werden wie groß die Schwankungen der Parameter zwischen zwei relativ kurzfristig durchgeführten Untersuchungen ist. Dazu wurde der *minimal detectable change (MDC)* für Parameter des statischen Gleichgewichts anhand von Daten aus der prospektiven explorativen Studie „*Cognitive and motor interaction in Older populations*“ (ComOn, Ethik-Nr. D427/ 17) ermittelt. Ziel war es zu beurteilen wie reliabel (i.e., „stabil“) die Messergebnisse des Gleichgewichtes durch IMUs im klinischen Kontext sind. Dafür wurden 49 Teilnehmer der ComOn- Studie, die in der Klinik für Neurologie des Universität Klinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel (UKSH) stationär aufgenommen wurden, mit zwei standardisierten sensorbasierten Bewegungsanalysen (Sensorsystem Rehagait, Hasomed, Magdeburg) mit verschiedenen Gleichgewichtsübungen innerhalb von 12-24 Stunden untersucht. In der vorgelegten Arbeit wurden die Sensorparameter folgender Gleichgewichtsübungen berücksichtigt: Parallelstand (beide Füße parallel nebeneinander), Semi Tandem Stand (Füße berühren sich versetzt an hinterer Fußinnenseite des vorderen Fußes und der vorderen Fußinnenseite des hinteren Fußes), auf festem und auf weichem Untergrund (Schaumstoffkissen *Airex Pad*) sowohl mit geschlossenen als auch mit offenen Augen, Tandem Stand („Seiltänzerstand“ beide Füße auf einer Linie voreinander, Zehen des hinteren Fußes berühren Hacke des vorderen Fußes). In der Zeit zwischen den beiden Messungen wurde kontrolliert, dass keine für das Gleichgewicht relevanten Veränderungen am Zustand der Proband*innen vorgenommen wurden (z.B. Medikation, Umstellung von Tiefer Hirnstimulation).

Es zeigte sich, dass bei der IMU-basierten Messung des statischen Gleichgewichts die besten MDC Werte bei den Parametern Frequenz und Beschleunigung (besonders in ML Richtung) erreicht werden können, und damit am „reliabelsten“ sind. Insgesamt lagen die meisten Parameter in einem moderaten bis schlechten MDC-Bereich, was für starke Schwankungen des statischen Gleichgewichts spricht. Insbesondere sehr leichte und sehr schwere Übungen führten zu Werten mit schlechten MDCs. Diese Ergebnisse zeigen, dass keine unkritische Anwendung von „objektiven, quantitativen“ Parametern

zur Einschätzung von statischem Gleichgewicht, gewonnen mit neuer tragbarer Technologie, für die Bestimmung von Krankheitsaktivität, Therapieresponse und Unterscheidung von (neurologischen) Krankheiten erfolgen sollte. Klinisch relevante Aussagen zur Bestimmung des statischen Gleichgewichts mit Sensor-basierten Parametern sollten immer unter Berücksichtigung der oft hohen MDCs getroffen werden.

6 ANHANG

6.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Vereinfachte Darstellung der ZNS- Verschaltung mit Afferenzen und Efferenzen der Vestibuläreskerne..	6
Abbildung 2 Veranschaulichung des Zusammenhangs zwischen Massenschwerpunkt (<i>centre of mass, CoM</i>), Grundstützfläche (<i>base of support, BoS</i>) und der Schwerkraftslinie (<i>line of gravity, LoG</i>).	12
Abbildung 3 RehaGait® Sensors am linken Fuß und am Rücken auf Höhe des 5. Lumbalwirbels	18
Abbildung 4 Probandenzahl, sowie Zahl der Probanden die die jeweiligen Übungen bewältigt haben.	23
Abbildung 5 - Parallelstand - Verteilung der Gleichgewichtsparameter, dargestellt in einem <i>Raincloud-Plot</i> .	25
Abbildung 6 - Semi-Tandem Stand fester Untergrund - Verteilung der Gleichgewichtsparameter dargestellt in einem <i>Raincloud-Plot</i> .	27
Abbildung 7 - Tandem Stand - Verteilung der Gleichgewichtsparameter in einem <i>Raincloud-Plot</i> dargestellt.	30
Abbildung 8 - Semi-Tandem weicher Untergrund geöffnete Augen- Verteilung der Gleichgewichtsparameter dargestellt in einem <i>Raincloud-Plot</i> . X-Achse:	32
Abbildung 9 - Semi-Tandem Stand weicher Untergrund geschlossene Augen.	35
Abbildung 10 - MDC _{95%} Werte aller Übungen und Parameter.	37

6.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Gleichgewichtsübungen.....	19
Tabelle 2: Messergebnisse Parallelstand	24
Tabelle 3: Messergebnisse Semi-Tandem Stand fester Untergrund.....	26
Tabelle 4: Messergebnisse Tandem Stand	28
Tabelle 5: Messergebnisse Semi-Tandem Stand weicher Untergrund geöffnete Augen	31
Tabelle 6: Messergebnisse Semi-Tandem Stand weicher Untergrund geschlossene Augen.....	33
Tabelle 7: MDC95% Werte aller Übungen und Parameter.....	36

6.3 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	- Abbildung
AP	- anterior - posterior
aR	- absolute Reliabilität
BoS	- <i>Base of Support</i>
CoM	- <i>Centre of Mass</i>
ComOn -Study	- <i>Cognitive and Motor interactions in the Older population study</i>
CoP	- <i>Centre of Pressure</i>
ICC	- <i>Intraclass Correlation Coefficient</i>
LoG	- <i>Line of Gravity</i>
LoS	- <i>Limits of Stability</i>
IMUs	- <i>Inertial Measurement Units</i>
M	- Mittelwert
Max	- Maximum
MCID	- <i>Minimal Clinically Important Difference</i>

MD	- Messdauer
MDC	- <i>Minimal Detectable Change</i>
MDC95	- <i>Minimal detectable change</i> für ein 95%iges Konfidenzintervall
MDC95%	- <i>Minimal detectable change</i> in Prozent für ein 95%iges Konfidenzintervall
Frequenz	- <i>Mean frequency</i>
Min	- Minimum
ML	- Medio – lateral
Moca	- <i>Montreal Cognitive Assessment</i>
MPF	- <i>Mean Power Frequency</i> , " Mittlere Leistungsfrequenz"
N.	- <i>Nervus</i>
N	- Anzahl der Probanden
PS	- Parallelstand
RCP	- <i>Raincloud Plot</i>
rR	- Relative Reliabilität
SD	- Standard deviation
SEM	- <i>Standard Error of Measurement</i>
SS-fest	- Semit Tandem Stand auf hartem Untergrund
SS-weich	- Semit Tandem Stand auf weichem Untergrund
TS	- Tandem Stand
TUG	- <i>Time Up And Go</i>
UKSH	- Universitätsklinikum Schleswig-Holstein
UPDRS	- <i>Unified Parkinson´s Disease Rating Scale</i>
v. a.	- vor allem
Var	- Variable
ZNS	- Zentrales Nervensystem

7 LITERATURVERZEICHNIS

- Al-Jawad, A., Adame, M. R., Romanovas, M., Hobert, M., Maetzler, W., Traechtler, M., ... Manoli, Y. (2012). Using multi-dimensional dynamic time warping for TUG test instrumentation with inertial sensors instrumentation with inertial sensors. *IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems*, (September), 212–218. <https://doi.org/10.1109/MFI.2012.6343011>
- Barbato, G., Barini, E. M., Genta, G., & Levi, R. (2011). Features and performance of some outlier detection methods. *Journal of Applied Statistics*, *38*(10), 2133–2149. <https://doi.org/10.1080/02664763.2010.545119>
- Behrends, J., Bischofberger, J., Deutzmann, R., Ehmke, H., Frings, S., Grissmer, S., ... & Pedain, C. (2012a). Sensomotorik. In *Duale Reihe Physiologie* (2. Auflage, pp. 725–733, 601). Stuttgart: Thieme.
- Behrends, J., Bischofberger, J., Deutzmann, R., Ehmke, H., Frings, S., Grissmer, S., ... & Pedain, C. (2012b). Vestibuläres System. In *Duale Reihe Physiologie* (2. Auflage, pp. 697–709). Stuttgart: Thieme.
- Behrends, J., Bischofberger, J., Deutzmann, R., Ehmke, H., Frings, S., Grissmer, S., ... & Pedain, C. (2012c). Visuelles System. In *Duale Reihe Physiologie* (2., pp. 658–668). Stuttgart: Thieme.
- Berg, K., Wood-Dauphinee, S., Williams, J. I., & Gayton, D. (1989). *Measuring balance in the elderly: preliminary development of man instrument* (pp. 304–311). pp. 304–311. <https://doi.org/10.3138/ptc.41.6.304>
- Bernhard, F. P., Sartor, J., Bettecken, K., Hobert, M. A., Arnold, C., Weber, Y. G., ... Maetzler, W. (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), 1–8. <https://doi.org/10.1186/s12883-018-1111-7>
- Beyea, J., McGibbon, C. A., Sexton, A., Noble, J., & O'Connell, C. (2017). Convergent validity of a wearable sensor system for measuring sub-task performance during the timed up-and-go test. *Sensors (Switzerland)*, *17*(4), 1–18. <https://doi.org/10.3390/s17040934>

- Blazer, D. G., Glynn, R. J., Ferrucci, L., Simonsick, E. M., Berkman, L. F., Wallace, R. B., ... Scherr, P. A. (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), M85–M94. <https://doi.org/10.1093/geronj/49.2.m85>
- Bohlen, A., Boll, M., Schwarzer, M., & Groneberg, D. A. (2015). Body-Mass-Index. *Diabetologie*, *11*(4), 331–345. <https://doi.org/10.1007/s11428-015-1388-8>
- Constanzo, L. S., & Blvd, J. F. K. (2014). Vestibular System. In *Physiology* (5th Editio, pp. 90–93). Philadelphia: Saunders.
- De Lade, C. G., Marins, J. C. B., Lima, L. M., De Carvalho, C. J., Teixeira, R. B., Albuquerque, M. R., ... Dos Santos Amorim, P. R. (2016). Effects of different exercise programs and minimal detectable changes in hemoglobin A1c in patients with type 2 diabetes. *Diabetology and Metabolic Syndrome*, *8*(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/s13098-016-0123-y>
- Donath, L., Faude, O., Lichtenstein, E., Nuesch, C., & Mündermann, A. (2016). Validity and reliability of a portable gait analysis system for measuring spatiotemporal gait characteristics: Comparison to an instrumented treadmill. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *13*(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0115-z>
- Donath, L., Faude, O., Lichtenstein, E., Pagenstert, G., Nüesch, C., & Mündermann, A. (2016). Mobile inertial sensor based gait analysis: Validity and reliability of spatiotemporal gait characteristics in healthy seniors. *Gait and Posture*, *49*, 371–374. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.07.269>
- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., & Studenski, S. (1990). Functional reach: A new clinical measure of balance. *Journals of Gerontology*, *45*(6), 1–2. <https://doi.org/10.1093/geronj/45.6.M192>
- Freiberger, E., & Becker, C. (2006). Stürze im Alter: Prävalenz und Risikofaktoren. *B&G Bewegungstherapie Und Gesundheitssport*, *22*(03), 93–97. <https://doi.org/10.1055/s-2006-933492>
- Geritz, J., Maetzold, S., Steffen, M., Pilotto, A., Corrà, M. F., Moscovich, M., ... Hüllemann, P. (2018). 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. *Zeitschrift Fur Gerontologie Und Geriatrie*, 51, 125–126.
- Geritz, J., Maetzold, S., Steffen, M., Pilotto, A., Corrà, M. F., Moscovich, M., ... Maetzler, W. (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), 1–13. <https://doi.org/10.1186/s12877-020-1445-z>
- Goldberg, A., Casby, A., & Wasielewski, M. (2011). Minimum detectable change for single-leg-stance-time in older adults. *Gait and Posture*, 33(4), 737–739. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.020>
- Granacher, U., Muehlbauer, T., Gschwind, Y. J., Pfenninger, B., & Kressig, R. W. (2014). Diagnostik und Training von Kraft und Gleichgewicht zur Sturzprävention im Alter. *Zeitschrift Für Gerontologie Und Geriatrie*, 47(6), 513–526. <https://doi.org/10.1007/s00391-013-0509-5>
- Haley, S. M., & Fragala-pinkham, M. A. (2006). Interpreting Change Scores of Tests and Measures Used in Physical Therapy. *Physical Therapy*, 86(5), 735–743. <https://doi.org/10.1093/ptj/86.5.735>
- Hasmann, S. E. (2015). *Quantitative Tests des statischen Gleichgewichts in der Prodromalphase des Parkinson-Syndroms*. Universität Tübingen.
- Hasmann, S. E., Berg, D., Hobert, M. A., Weiss, D., Lindemann, U., Streffer, J., ... Maetzler, W. (2014). Instrumented functional reach test differentiates individuals at high risk for Parkinson's disease from controls. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 6(OCT), 1–7. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2014.00286>
- Hiengkaew, V., Jitaree, K., & Chaiyawat, P. (2012). Minimal detectable changes of the berg balance scale, fugl-meyer assessment scale, timed "up & go" test, gait speeds, and 2-minute walk test in individuals with chronic stroke with different degrees of ankle plantarflexor tone. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(7), 1201–1208. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.01.014>
- Himme, A. (2009). Gütekriterien der Messung: Reliabilität, Validität und Generalisierbarkeit. In *In Methodik der empirischen Forschung* (3., pp. 485–500).

https://doi.org/10.1007/978-3-322-96406-9_31

- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, *35*(2), ii7–ii11. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>
- Horak, F. B., & Macpherson, J. M. (1996). Postural equilibrium and orientation. In A. P. S. / O. U. Press (Ed.), *Handbook of Physiology: Section 12: Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems* (1., pp. 255–292). New York: American Physiological Society / Oxford Univ Press.
- Horak, F. B., & Mancini, M. (2013). Objective biomarkers of balance and gait for Parkinson's disease using body-worn sensors. *Movement Disorders*, *28*(11), 1544–1551. <https://doi.org/10.1002/mds.25684>
- Jaeschke, R., Singer, J., & Guyatt, G. H. (1989). Measurement of health status. Ascertaining the minimal clinically important difference. *Controlled Clinical Trials*, *10*(4), 407–415. [https://doi.org/10.1016/0197-2456\(89\)90005-6](https://doi.org/10.1016/0197-2456(89)90005-6)
- Karlsson, A., & Frykberg, G. (2000). Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clinical Biomechanics*, *15*(5), 365–369. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(99\)00096-0](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00096-0)
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, *15*(2), 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Kooij, H. Van Der, Y, R. J., Koopman, B., & Grootenboer, H. (1999). A multisensory integration model of human stance control. *Biological Cybernetics*, *80*(5), 299–308. <https://doi.org/10.1007/s004220050527>
- Köpke, S., & Meyer, G. (2006). The Tinetti test: Babylon in geriatric assessment. *Zeitschrift Fur Gerontologie Und Geriatrie*, *39*(4), 288–291. <https://doi.org/10.1007/s00391-006-0398-y>
- Lexell, J. E., & Downham, D. Y. (2005). How to assess the reliability of measurements in rehabilitation. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, *84*(9), 719–723. <https://doi.org/10.1097/01.phm.0000176452.17771.20>
- Lim, L. I. I. K., Van Wegen, E. E. H., De Goede, C. J. T., Jones, D., Rochester, L.,

- Hetherington, V., ... Kwakkel, G. (2005). Measuring gait and gait-related activities in Parkinson's patients own home environment: A reliability, responsiveness and feasibility study. *Parkinsonism and Related Disorders*, 11(1), 19–24. <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2004.06.003>
- Lin, C.-C., Roche, J. L., Steed, D. P., Musolino, M. C., Marchetti, G. F., Furman, G. R., ... Whitney, S. L. (2015). Test-retest reliability of postural stability on two different foam pads. *Journal of Nature and Science*, 1(2), e43.
- M. Allen, D. Poggiali, K. Whitaker, T. R Marshall, R. K. (2013). Raincloud plots: a multi-platform tool for robust data visualization. *Journal of Chemical Information and Modeling*, 53(9), 1689–1699. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Mancini, M., & Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 46(2), 239–248.
- Mancini, Martina, Horak, F. B., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Chiari, L. (2011). Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease. *Parkinsonism and Related Disorders*, 17(7), 557–562. <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2011.05.010>
- Mancini, Martina, Salarian, A., Carlson-Kuhta, P., Zampieri, C., King, L., Chiari, L., & Horak, F. B. (2012). ISway: A sensitive, valid and reliable measure of postural control. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 1–8. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-59>
- Maurer, C., Mergner, T., & Peterka, R. J. (2006). Multisensory control of human upright stance. *Experimental Brain Research*, 171(2), 231–250. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-0256-y>
- Maurer, Christoph, & Peterka, R. J. (2005). A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 93(1), 189–200. <https://doi.org/10.1152/jn.00221.2004>
- Mergner, T. (2013). Postural Control by Disturbance Estimation and Compensation Through Long-Loop Responses. In *Routledge Handbook of Motor Control and Motor Learning* (pp. 50–70). <https://doi.org/10.4324/9780203132746.ch3>
- Meyer, S. I. (2012). *Gleichgewichtsverhalten bei Risikopatienten für die Parkinson-*

Erkrankung. Tübingen Deutschland.

- Micó-Amigo, M. E., Kingma, I., Heinzl, S., Rispens, S. M., Heger, T., Nussbaum, S., ... van Dieën, J. H. (2019). Potential Markers of Progression in Idiopathic Parkinson's Disease Derived From Assessment of Circular Gait With a Single Body-Fixed-Sensor: A 5 Year Longitudinal Study. *Frontiers in Human Neuroscience*, *13*(February), 1–14. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2019.00059>
- Mitchell, S. L., Collin, J. J., De Luca, C. J., Burrows, A., & Lipsitz, L. A. (1995). Open-loop and closed-loop postural control mechanisms in Parkinson's disease: increased mediolateral activity during quiet standing. *Neuroscience Letters*, *197*(2), 133–136. [https://doi.org/10.1016/0304-3940\(95\)11924-L](https://doi.org/10.1016/0304-3940(95)11924-L)
- Najafi, B., Horn, D., Marclay, S., Crews, R. T., Wu, S., & Wrobel, J. S. (2010). Assessing postural control and postural control strategy in diabetes patients using innovative and wearable technology. *Journal of Diabetes Science and Technology*, *4*(4), 780–791. <https://doi.org/10.1177/193229681000400403>
- Nashner, L. M., Black, F. O., & Wall, C. (1982). Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *Journal of Neuroscience*, *2*(5), 536–544. <https://doi.org/10.1523/jneurosci.02-05-00536.1982>
- Nasreddine, Z., Phillips, N. A., Bedirian, V., Charbonneau, S., Whitehead, V., Collin, I., ... Chertkow, H. (2005). Montreal Cognitive Assessment (MoCA) Administration, Administration and Scoring Instructions. *Journal of the American Geriatrics Society*, *53*(4), 695–699. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53221>
- Nikolaus, T. (2005). Gang, gleichgewicht und stürze - Ursachen und consequenzen. *Deutsche Medizinische Wochenschrift*, *130*(15), 958–960. <https://doi.org/10.1055/s-2005-866769>
- Nüesch, C., Roos, E., Pagenstert, G., & Mündermann, A. (2017). Measuring joint kinematics of treadmill walking and running: Comparison between an inertial sensor based system and a camera-based system. *Journal of Biomechanics*, *57*, 32–38. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.015>
- Pape, H.-C., Kurtz, A., & Silbernagl, S. (2014). Gleichgewichts-, Lage und Bewegungssinn. In *Physiologie* (7. Auflage, pp. 757–768). Stuttgart: Thieme.
- Pham, M. H., Elshehabi, M., Haertner, L., Del Din, S., Srujijes, K., Heger, T., ... Maetzler,

- W. (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*, *8*(SEP), 1–9. <https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00457>
- Pham, M. H., Elshehabi, M., Haertner, L., Heger, T., Hobert, M. A., Faber, G. S., ... Maetzler, W. (2017). Algorithm for turning detection and analysis validated under home-like conditions in patients with Parkinson's disease and older adults using a 6 degree-of-freedom inertial measurement unit at the lower back. *Frontiers in Neurology*, *8*(APR), 1–8. <https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00135>
- Pollock, A. S., Durward, B. R., & Rowe, P. J. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, *14*(4), 402–406. <https://doi.org/10.1191/0269215500cr342oa>
- Pollock, C. L., Eng, J. J., & Garland, S. J. (2011). Clinical measurement of walking balance in people post stroke: A systematic review. *Clinical Rehabilitation*, *25*(8), 693–708. <https://doi.org/10.1177/0269215510397394>
- Rüther, K. (2014). Sehstörungen und Altersschwindel. *Vertigo - Neue Horizonte in Diagnostik Und Therapie*, 163–169. <https://doi.org/10.1007/978-3-7091-1654-8>
- Ryan, E. D., Rosenberg, J. G., Scharville, M. J., Sobolewski, E. J., Thompson, B. J., & King, G. E. (2013). Test-Retest Reliability and the Minimal Detectable Change for Achilles Tendon Length: A Panoramic Ultrasound Assessment. *Ultrasound in Medicine and Biology*, *39*(12), 2488–2491. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2013.06.013>
- Salzman, B. (2010). Gait and Balance Disorders in Older Adults - American Family Physician. *American Family Physician*, *82*(1), 61–68. Retrieved from <http://www.aafp.org/afp/2010/0701/p61.html#>
- Schermelleh-Engel, K., & Werner, C. S. (2012). Testtheorie und Fragebogenkonstruktion. In *Testtheorie und Fragebogenkonstruktion* (2., Vol. 53, pp. 119–141). <https://doi.org/10.1007/978-3-642-20072-4>
- Schoneburg, B., Mancini, M., Horak, F., & Nutt, J. G. (2013). Framework for understanding balance dysfunction in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, *28*(11), 1474–1482. <https://doi.org/10.1002/mds.25613>
- Schünke, M., E. Schulte, U. S. (2012). Visuelles System. In *PROMETHEUS LernAtlas der*

Anatomie: Kopf, Hals und Neuroanatomie (3., pp. 466–473). Stuttgart: Thieme.

- Schwenk, M., Gogulla, S., Englert, S., Czempik, A., & Hauer, K. (2012). Test-retest reliability and minimal detectable change of repeated sit-to-stand analysis using one body fixed sensor in geriatric patients. *Physiological Measurement*, *33*(11), 1931–1946. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/11/1931>
- Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, *86*(2), 420–428. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.86.2.420>
- Spain, R. I., St. George, R. J., Salarian, A., Mancini, M., Wagner, J. M., Horak, F. B., & Bourdette, D. (2012). Body-worn motion sensors detect balance and gait deficits in people with multiple sclerosis who have normal walking speed. *Gait and Posture*, *35*(4), 573–578. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.11.026>
- Steffen, T., & Seney, M. (2008). Test-Retest Reliability and Minimal Detectable Change on Balance and Ambulation Tests, the 36-Item Short-Form Health Survey, and the Unified Parkinson Disease Rating Scale in People With Parkinsonism. *Physical Therapy*, *88*(6), 733–746. <https://doi.org/10.2522/ptj.20070214>
- Strobel, J. (2010). Reliabilitätsprüfung des Biodex Balance Systems (Universität Ulm). <https://doi.org/10.18725/OPARU-2113>
- Taylor, L., Miller, E., & Kaufman, K. R. (2017). Static and dynamic validation of inertial measurement units. *Gait and Posture*, *57*(April), 80–84. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.05.026>
- Trepel, M. (2004). Hirnnervenkerne. In *Neuroanatomie - Struktur und Funktion* (3. Auflage, pp. 117–119, 224–228). Freiburg: Urban & Fischer.
- Uhlemann, C., Schreiber, T. U., & Sarafowa, A. (2001). Reliabilität klinischer Wirbelsäulenbewegungsmaße bei Probanden. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*, *11*(5), 165–170. <https://doi.org/10.1055/s-2001-18152>
- Walther, L. E., Kleeberg, J., Rejmanowski, G., Hänsel, J., Lundershausen, D., Hörmann, K., ... Löhler, J. (2012). Stürze und sturzrisikofaktoren. Von Bedeutung in der ambulanten HNO-versorgung? *Hno*, *60*(5), 446–456. <https://doi.org/10.1007/s00106-011-2395-8>

- Washabaugh, E. P., Kalyanaraman, T., Adamczyk, P. G., Claflin, E. S., & Krishnan, C. (2017). Validity and repeatability of inertial measurement units for measuring gait parameters. *Gait and Posture*, *55*(April), 87–93. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.013>
- Whitney, S. L., Poole, J. L., Cass, S. P. (1998). A review of balance instruments for older adults. *American Journal of Occupational Therapy*, *52*(8), 666–671. <https://doi.org/10.5014/ajot.52.8.666>
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, *3*(4), 193–214. [https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Yelnik, A., & Bonan, I. (2008). Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiologie Clinique*, *38*(6), 439–445. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.09.008>

8 DANKSAGUNG

In erster Linie danke ich der gesamten Neurogeriatrie Arbeitsgruppe des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein, Kiel, insbesondere meinen Doktorvater Prof. Dr. Walter Maetzler für die herausragende Betreuung und die tolle Zeit dort. Mein besonderer Dank gilt meinen Betreuern, die mir jeder Zeit geholfen haben und immer wieder wertvolle Tipps gaben.

Außerdem danke ich meinen Eltern Bettina und Klaus, für die Möglichkeit mein Medizinstudium in Riga zu beginnen und die mich auf meinem Weg bis nach Kiel und darüber hinaus immer unterstützt haben. Besonders danke ich meiner Mutter, die mich auch in anstrengenden und schwierigen Zeiten neu motiviert hat und mir immer wieder gut zugesprochen hat.