

Aus der Neurologischen Klinik,
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar

Untersuchung der Auswirkung von *Dual Tasks* auf das Gangbild gesunder
älterer Erwachsener

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin der
Medizinischen Fakultät der
Universität des Saarlandes

2021

Vorgelegt von: Frauke Röhl

Geb. am 23.02.1994 in Aschaffenburg

Tag der Promotion: 21.11. 2022

Dekan: Univ.- Prof. Dr. med. Michael D. Menger

1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. K. U. Dillmann

2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. S. Landgraeber

Liste der verwendeten Abkürzungen

AG	Augen geschlossen
AO	Augen offen
AP	Anteroposterior
BoS	Base of Support
Bzw/bzw	beziehungsweise
CoG	Center of Gravity
CoM	Center of Mass
DT	Dual Task
GCT	Gait Cycle Time
H & Y	Hoehn & Yahr
IPS	Idiopathisches Parkinson Syndrom
KT	Kognitiver Task
ML	Mediolateral
MoCA	Montreal Cognitive Assessment
ms	Millisekunde
MT	Motorischer Task
RoM	Range of Motion
s/sec	Sekunde
UPDRS	Unified Parkinson's Disease Rating Scale
z.B.	zum Beispiel

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung	1
1.1 Zusammenfassung Deutsch	1
1.2 Summary	3
2 Einleitung	5
2.1 Grundlagen und Pathologien des menschlichen Gangs	6
2.1.1 Der menschliche Gangzyklus	6
2.1.2 Altersbedingte Änderungen des Gangbildes	8
2.1.3 Parkinsonspezifische Änderungen des Gangbildes	9
2.2 Grundlagen und Pathologien der posturalen Kontrolle	11
2.2.1 Altersbedingte Änderungen der posturalen Kontrolle	13
2.2.2 Posturale Instabilität beim Morbus Parkinson	14
2.3 Ganganalyse und Posturographie	15
2.3.1 Methoden der Ganganalyse	15
2.3.2 Posturographie	16
2.3.3 Erweiterte Ganganalyse mittels <i>Dual Tasking</i>	17
2.4 Ganganalyse mit dem APDM Mobility Lab	19
2.5 Zielsetzung	19
3 Material und Methoden	20
3.1 Probanden und Patientenkollektiv	20
3.1.1 Gesunde Probanden	21
3.1.2 Patientenkollektiv	21
3.2 Untersuchungsablauf	22
3.2.1 Klinische Skalen	22
3.2.2 Verwendetes Messsystem	24
3.2.3 Ablauf der Ganganalyse	25
3.3 Auswahl und Erklärung der Parameter	28
3.3.1 Parameter der Ganganalyse	30
3.3.2 Parameter der Posturographie	32
3.4 Statistische Auswertung	33
4 Ergebnisse	35
4.1 Ergebnisse der klinischen Skalen	35
4.2 Ergebnisse der Ganganalyse	35
4.2.1 Ergebnisse der kurzen Gehstrecke – <i>ITug</i>	36
4.2.2 Ergebnisse der langen Gehstrecke – <i>IWalk</i>	49
4.3 Ergebnisse der Posturographie	56

4.3.1 Einfluss visueller Informationen und <i>Dual Tasks</i>	58
4.3.2 Einfluss des Geschlechts	60
4.4 Ergebnisse der kognitiven <i>Tasks</i>	61
4.5 Zusammenfassung der Ergebnisse	63
5 Diskussion.....	65
5.1 Methodische Aspekte	65
5.1.1 Teilnehmerkollektiv	65
5.1.2 Vor- und Nachteile des verwendeten Messsystems	66
5.1.3 Auswahl der Parameter.....	69
5.1.4 Vorteile und Einschränkungen der <i>Dual Task</i> Untersuchungen.....	71
5.1.5 Einfluss unterschiedlicher <i>Dual Tasks</i> auf die Messergebnisse.....	73
5.2 Interpretation und Diskussion der Ergebnisse der Ganganalyse.....	75
5.2.1 Interpretation der Ergebnisse der <i>Single Task</i> Messung	75
5.2.2 Veränderungen unter <i>Dual Task</i> Bedingungen	80
5.2.3 Zusammenhang zwischen kognitiver Leistungsfähigkeit und Gangbild	86
5.3 Interpretation und Diskussion der Ergebnisse der Posturographie	88
5.3.1 Interpretation der Ergebnisse der <i>Single Task</i> Messung	88
5.3.2 Veränderungen durch Augenschluss	89
5.3.3 Veränderungen durch <i>Dual Task</i>	90
5.4 Interpretation und Diskussion der Ergebnisse der zusätzlichen <i>Tasks</i>	92
5.5 Fazit und Ausblicke	94
6 Literaturverzeichnis.....	97
7 Abbildungsverzeichnis	111
8 Tabellen- & Diagrammverzeichnis	111
9 Anhang	113
9.1 Verwendeter Fragebogen zum persönlichen Gesundheitszustand	113
9.2 Tabellarisch Anhang – statistische Berechnungen	114
10 Danksagung.....	117
11 Lebenslauf	118

1 Zusammenfassung

1.1 Zusammenfassung Deutsch

Für die vorliegende Arbeit wurde das Gangbild sowie der freie Stand innerhalb einer Gruppe gesunder älterer Probanden mittels eines inertialen Sensorsystems untersucht. Neben dem natürlichen Gangbild wurden zudem mögliche Veränderungen durch die zeitgleiche Bearbeitung einer Zweitaufgabe - *Dual Tasking* - sowie gegebenenfalls Zusammenhänge mit der kognitiven Leistungsfähigkeit der Probanden beurteilt. Diese wurde mittels des *Montreal Cognitive Assessment* eingestuft. *Dual Task* Untersuchungen sollen Herausforderungen des Alltags simulieren und so ein realistischeres Gangbild unter Versuchsbedingungen reproduzieren.

An den Untersuchungen nahmen 35 Probanden teil (Alter $66,1 \pm 9,8$; männlich: $n=18$, Alter $63,4 \pm 11,5$ (41-80); weiblich $n=17$, Alter $69,1 \pm 6,8$ (53-77)). Mittels sechs Sensoren an Armen, Beinen und Rumpf wurde das Gangbild registriert. Für die Messungen wurden Sensoren des APDM Mobility Labs verwendet, welche je ein Gyroskop und Akzelerometer in einer ca. 25 g schweren Messeinheit vereinen.

Die Ganganalyse erfolgte auf einer kürzeren, ca. sieben Meter messenden und auf einer etwa 20 m langen Strecke. Auf beiden Strecken wurde als Ausgangsmessung das natürliche Gangbild ohne Zusatzaufgabe vermessen.

Im Anschluss erfolgten je zwei weitere Messabläufe mit unterschiedlichen Zusatzaufgaben. Als kognitive Herausforderung sollten die Probanden auf der kürzeren Strecke fortlaufend Kopfrechnen, auf der längeren Runde eine Audiodatei anhören und nach Abschluss der Aufgabe Fragen zu dem Gehörten beantworten. Für die motorische Zusatzaufgabe übergaben die Teilnehmer fortlaufend Ringe aus einer in die andere Hand.

Während des freien Stehens wurden in verschiedenen Messdurchgängen die visuellen Informationen durch das Öffnen und Schließen der Augen beeinflusst. Zudem erfolgten ebenfalls Messungen mit kognitiven Zusatzaufgaben bei geöffneten sowie geschlossenen Augen.

Während des freien Gehens ohne Beeinflussung bestanden auf beiden Streckenlängen geschlechtsspezifische Unterschiede. Das Gangbild der Frauen zeigte eine signifikant höhere Schrittfrequenz und kürzere Dauer eines Gangzyklus.

Auf der kürzeren Strecke zeigten sich durch beide Zusatzaufgaben Veränderungen in Richtung eines unsicheren Gangbildes. Die Schrittlänge, -geschwindigkeit und -frequenz nahmen neben dem Bewegungsumfang in Unterschenkel und Knie ab. Die Dauer eines Gangzyklus, die Zeit eines Gangzyklus zu welcher beide Füße Kontakt mit dem Boden haben und der Bewegungsumfang des Oberkörpers nahmen zu. Unter der kognitiven Zusatzaufgabe waren alle Veränderungen, außer des Bewegungsumfangs des Oberkörpers in der frontalen Ebene sowie des Bewegungsumfangs des Knies, signifikant ($p < 0,001$). Während der motorischen Aufgabe erreichten alle Veränderungen, abgesehen vom Bewegungsumfang des Oberkörpers in der horizontalen Ebene, das Signifikanzniveau (je $p < 0,001$).

Auf der längeren Strecke konnten durch eine kognitive Aufgabe alle genannten Beobachtungen, abgesehen von den Bewegungen des Oberkörpers und der Abnahme der Schrittlänge, reproduziert werden ($p_{\text{GCT}} = 0,003$; sonstige Parameter je $p < 0,001$). Entgegen der Ergebnisse auf der kurzen Strecke nahmen die Bewegungen des Oberkörpers während der kognitiven Aufgabe ab. Die motorische Aufgabe bewirkte auf der längeren Strecke keine Veränderung des Gangbildes bei gesunden Erwachsenen.

Zwischen den Geschlechtern konnte kein eindeutiger Unterschied im Ansprechverhalten auf die gestellten Zweitaufgaben nachgewiesen werden. Ein größerer Bewegungsumfang des Oberkörpers korrelierte positiv mit der kognitiven Leistungsfähigkeit ($\beta = +1,1$; $p=0,002$), ebenso wie eine größere Schrittlänge ($\beta = +0,2$; $p<0,001$). Die benötigte Zeit für das Aufstehen von einem Stuhl korrelierte hingegen negativ mit der Punktzahl des MoCA ($\beta = -3,3$; $p<0,001$).

Für den freien Stand zeigten sich keine Unterschiede zwischen den Geschlechtern. Ebenso konnte kein Einfluss einer kognitiven Zusatzaufgabe auf die Probanden nachgewiesen werden. Neben einer Zunahme der zurückgelegten Köperschwingungen während der Messung mit geschlossenen Augen, bestand ebenfalls kein Einfluss der visuellen Informationen auf das generierte Standbild.

Es lässt sich zusammenfassend festhalten, dass gesunde ältere Probanden durch zeitgleich gestellte Zusatzaufgaben in der Stabilität ihres Gangbildes beeinflusst werden können. Eine kognitive Zusatzaufgabe war hierfür besser geeignet, ebenso wie ein anspruchsvollerer Versuchsablauf, für welchen eine Strecke mit einer Drehung sowie dem Aufstehen und Hinsetzen kombiniert wurde. Auf das freie Stehen hatten Zusatzaufgaben hingegen keine Auswirkung.

1.2 Summary

In project, gait pattern as well as the free stance of healthy elderly participants was examined using an inertial sensor system. In addition to the natural gait pattern, possible changes due to the simultaneous processing of a second task - dual tasking - as well as a potential relationship to cognitive performance were assessed. Cognitive performance was tested applying the Montreal Cognitive Assessment. Dual task investigations are intended to simulate everyday challenges and thus reproduce a more realistic gait pattern under test conditions.

35 subjects participated in this study. (age 66.1 ± 9.8 ; male: $n = 18$, age 63.4 ± 11.5 (41-80); female $n = 17$, age 69.1 ± 6.8 (53-77)). Gait pattern was registered using six sensors fixed to the arms, legs and trunk. For the measurements, sensors from the APDM Mobility Lab were used, which each combine a gyroscope and an accelerometer in a measuring unit weighing approx. 25 g.

The gait analysis was carried out on a shorter, approx. Seven meter long and over an approx. 20 m long distance. On both distances, the natural gait pattern was measured as the initial measurement without any additional task.

This was followed by two further measurement runs with different additional tasks. As a cognitive challenge, the participants were asked to do mental arithmetic on the shorter route, listen to an audio file on the longer circuit and answer questions about what they heard after completing the task. For the additional motor task, the participants continuously passed rings from one hand to the other.

During the free stance, the visual information was influenced by opening and closing the eyes. Measurements with additional cognitive tasks were carried out with both eyes open and closed.

During free walking without interference, there were gender-specific differences. Gait pattern of women showed a significantly higher step frequency and shorter gait cycle time.

On the shorter route, both additional tasks resulted in changes in the same direction. The stride length, speed and frequency decreased along with the range of motion in the lower legs and knees. Gait cycle time, double support time and the range of motion of the upper body increased. Under the additional cognitive task, all changes except for the range of motion of the upper body in the frontal plane and the range of motion of the knee were significant ($p < 0.001$). During the motor task, all changes, apart from the range

of motion of the upper body in the horizontal plane, reached the level of significance (each $p < 0.001$).

Over the longer distance, a cognitive task reproduce all of the above-mentioned observations, apart from the movements of the upper body and the decrease in stride length ($pGCT = 0.003$; other parameters each $p < 0.001$). Contrary to the results on the short distance, the movements of the upper body decreased during the cognitive task. In contrast to the results of the short distance, motor task did not change the gait pattern in healthy adults.

No clear difference in response behavior to the second tasks posed could be demonstrated between the sexes. A greater range of motion in the upper body correlated positively with cognitive performance ($\beta = +1.1$; $p = 0.002$), as did a greater step length ($\beta = +0.2$; $p < 0.001$). The time required to get up from a chair, however, correlated negatively with the MoCA score ($\beta = -3.3$; $p < 0.001$).

There were no differences between the sexes for free stance. Likewise, no influence of an additional cognitive task on the subjects could be proven. In addition to an increase in the distance of body sway during the measurement with closed eyes, there was also no influence of the visual information on the generated still image.

In summary, it can be said that healthy older people can be influenced in the stability of their gait pattern by simultaneously asked additional tasks. An additional cognitive task was better suited for this, as was a more demanding test procedure, for which a stretch was combined with a turn as well as standing up and sitting down. However, additional tasks had no effect on free stance.

2 Einleitung

Der aufrechte Gang ist ein Alleinstellungsmerkmal des Menschen. Die dafür nötigen Prozesse laufen jeden Tag unwillkürlich so häufig und automatisiert ab, dass sie als selbstverständlich angesehen werden. Dabei erfordert der Erhalt einer sicheren aufrechten Position das reibungslose Zusammenspiel einer Vielzahl von Systemen, deren Informationen aufeinander abgestimmt werden müssen. Ein Verlust dieser Fähigkeit bedeutet für die Betroffenen Einschränkungen mit drastischen Auswirkungen. Die Verringerung der eigenständigen Mobilität führt zu einer Einschränkung der Unabhängigkeit. Mit der verlorenen Selbstständigkeit sind viele Komplikationen und Komorbiditäten verbunden, wie sozialer Rückzug und Depressionen, welche einen enormen Verlust der Lebensqualität darstellen. [91]

Eine gefürchtete Komplikation im Alter ist die erhöhte Sturzgefahr. Sturzereignisse sind vor allem im höheren Alter ein maßgeblicher Faktor für eine erhöhte Hospitalisierungs- und Mortalitätsrate. Sie können Verletzungen wie Frakturen mit dauerhaften Einschränkungen des Bewegungsapparates bedingen, welche zu Immobilität und verfrühter Pflegebedürftigkeit führen. [119,127] Diese Komplikationen, welche durch eine Verschlechterung der Gang- und Standfähigkeit auftreten können, sind einerseits durch degenerative Prozesse des Alterns bedingt, zum anderen gehen verschiedene Krankheitsbilder mit einer Einschränkung der eigenständigen Mobilität einher. Eine häufig auftretende Erkrankung mit diesen Symptomen ist das idiopathische Morbus Parkinson Syndrom (IPS).

Unabhängig davon, ob die Mobilitätseinschränkung degenerativ oder krankheitsbedingt ist, ist die Objektivierung der motorischen Beeinträchtigung eine Herausforderung im klinischen Alltag. Der behandelnde Arzt ist hierbei stark auf die Anamnese und die klinische Untersuchung angewiesen. Zur Ergänzung der klinischen Untersuchung stehen im Fall des IPS verschiedene Skalen zur Verfügung, welche bei der Einordnung der Symptome hilfreich sind.

Jedoch sind die Ergebnisse dieser Art der Symptomerhebung stark von Compliance und Tagesform abhängig. In der Anamnese müssen die Symptome einer verschlechterten Mobilität von den Patienten überhaupt erst als störend wahrgenommen werden, damit sie gegenüber einem Arzt angesprochen werden. Aber auch kleine, zunächst unscheinbare Veränderungen des Gleichgewichts und des Gangbildes, können schon Vorboten späterer Sturzereignisse sein. Vor allem bei der Parkinsonerkrankung sind die motorischen Symptome stark schwankend, manchmal sogar innerhalb von 24 Stunden. Es ist nicht ungewöhnlich, dass Symptome die von Patienten im Alltag als stark

einschränkend empfunden werden zu anderen Tageszeiten, beispielsweise zum Zeitpunkt einer klinischen Untersuchung, unterschiedlich ausgeprägt sind. [63]

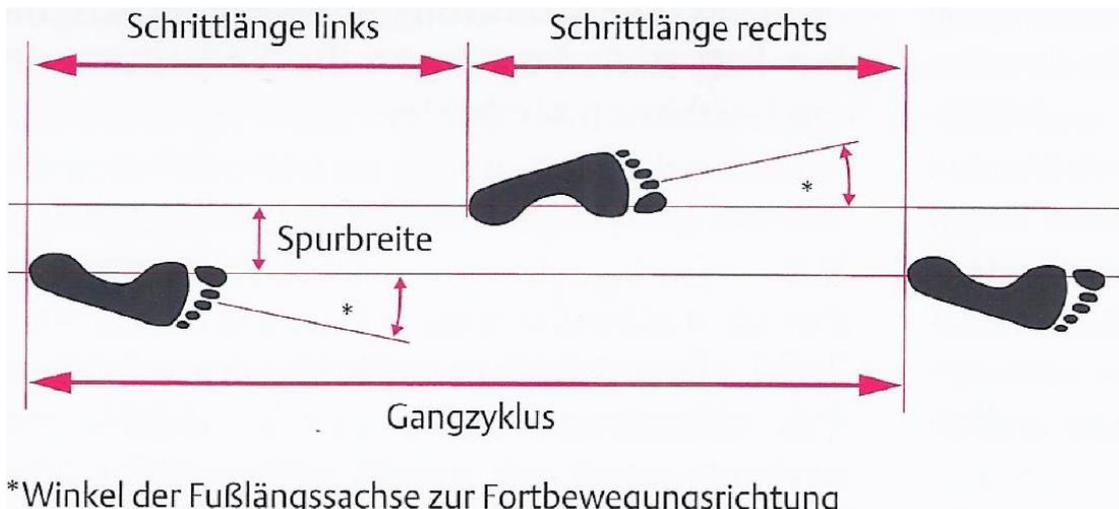
Aufgrund der genannten Konsequenzen welche Sturzereignisse mit sich führen, ist es von großer Bedeutung diese zu verhindern bevor sie aufzutreten. Um sturzgefährdete Menschen vorab zu erkennen, spielen Ganganalysen, welche Veränderungen des Gangbildes aufzeigen können bevor sie subjektiv wahrgenommen werden eine herausragende Rolle. Technische Neuerungen ermöglichen die Anwendung neuer, kleiner Messeinheiten, welche zur genauen Vermessung von Bewegungsabläufen geeignet sind ohne diese einzuschränken. Gleichzeitig kann durch die Ergänzung einer Zusatzaufgabe eine Simulation von verschiedenen Ansprüchen an die Probanden im Alltag erfolgen und so die Reaktion auf äußere Störfaktoren besser beurteilt werden. Zeigen sich hier Defizite können diese schon früher objektiviert werden. Dieses Prinzip wird *Dual Tasking* genannt.

In der vorliegenden Arbeit soll die Auswirkung von *Dual Tasking* zunächst auf ältere, gesunde Menschen unter der Anwendung eines neuartigen, sensorbasierten Messsystems untersucht werden. In Zukunft sollen diese Ansätze in der Präventionsarbeit aber auch in der klinischen Diagnostik und Therapiebegleitung zu vermehrtem Informationsgewinn beitragen. Daher erfolgt in weiterführenden Arbeiten dieser Arbeitsgruppe die Untersuchung der Auswirkungen in einem Kollektiv von IPS-Patienten.

2.1 Grundlagen und Pathologien des menschlichen Gangs

2.1.1 Der menschliche Gangzyklus

Der physiologische Gang des Menschen besteht aus einer rhythmischen Abfolge einzelner Bewegungsabläufe. Diese Bewegungsabläufe werden in einem Gangzyklus definiert. Ein Gangzyklus beginnt mit dem initialen Fersenkontakt und endet mit dem konsekutiven Fersenkontakt des ipsilateralen Fußes. Die Länge zwischen diesen beiden Fersenkontakten wird als Doppelschritt bzw. *Stride Length*, bezeichnet. [53] (Abbildung 1)



*Winkel der Fußlängsachse zur Fortbewegungsrichtung

Abbildung 1: Darstellung des Gangzyklus mit Schrittlänge und Spurbreite. [53]

Ein Gangzyklus erfüllt im Wesentlichen drei Aufgaben. Zunächst wird das Körpergewicht von einem Bein, dem Referenzbein des jeweiligen Gangzyklus, übernommen. Es folgt eine Phase des Einbeinstands, welche in die Phase der Vorwärtsbewegung übergeht. Entsprechend dieses Modells lässt sich ein Gangzyklus somit in Stand- und Schwungphasen unterteilen. Die Standphasen können wiederum in uni- und bipedale Phasen gegliedert werden, das heißt Phasen, in denen der Körperschwerpunkt von einem oder beiden Beinen gestützt wird. [49] Für wissenschaftliche Arbeiten wird ein Gangzyklus meist in acht Phasen unterteilt. Die Standphase, welche sich in drei Unterphasen gliedern lässt, beginnt mit dem initialen Fersenkontakt und der Verlagerung des Gewichts auf das Standbein. Zu diesem Zeitpunkt, welche als Phase der Stoßdämpfung bzw. *Loading Response* bezeichnet wird, befinden sich beide Füße auf dem Boden. In der mittleren Standphase wird das Körpergewicht über den Vorfuß verlagert. In der terminalen Standphase folgt die Vorwärtsbewegung des Körpers über das stützende Bein. [49,53]

Die nun folgende vorbereitende Schwungphase bzw. *Pre Swing Phase* beendet die Standphase und positioniert den Körper. Die Schwungphase beginnt mit dem Abheben der Zehen vom Boden und lässt sich wiederum in die initiale, mittlere und terminale Schwungphase unterteilen, welche das Nachvornebringen des vorherigen Standbeines gewährleistet. Die Schwungphase endet mit der Knieextension des Schwungbeins, durch welche das Bein auf einen neuen Initialkontakt vorbereitet wird. [53] (Abbildung 2)

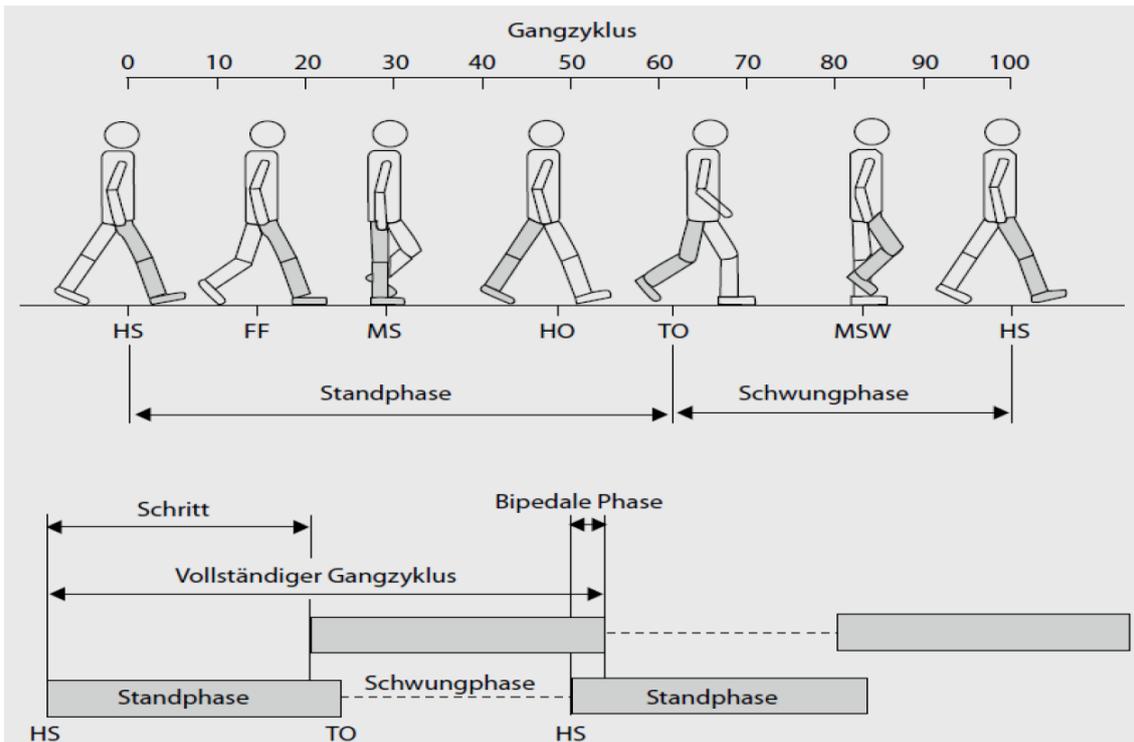


Abbildung 2: Schematische Darstellung eines Gangzyklus. [49]

FF „*foot flat*“: Kontakt der Fußsohlen mit dem Boden; HO „*heel off*“: Ablösung der Fersen vom Boden; HS „*heel strike*“: Fersenkontakt mit dem Boden; MS und MSW „*mid swing*“: mittlere Schwungphase; TO „*toe off*“: Ablösung der Zehen vom Boden

Bei normaler, selbst gewählter Geschwindigkeit setzt sich ein Gangzyklus aus einer Standphase von ca. 60 % und einer Schwungphase von etwa 40 % zusammen. Während sich ein Bein in der Stand- bzw. Schwungphase befindet, verhält sich das kontralaterale Bein genau entgegengesetzt. Das heißt, die Standphase des einen Beins entspricht der Schwungphase des kontralateralen Beins. Es gilt zudem zu beachten, dass die Aufteilung des Gangzyklus in Stand- und Schwungphasen stark geschwindigkeitsabhängig ist. Bei Abnahme der Geschwindigkeit nimmt vor allem die Phase der beidbeinigen Unterstützung zu, bei Zunahme der Geschwindigkeit verhält sich dies genau umgekehrt. Beginnt der Mensch zu laufen, verschwindet die bipedale Phase vollständig. [53]

2.1.2 Altersbedingte Änderungen des Gangbildes

Mit zunehmendem Alter treten vermehrt Veränderungen des Gangbildes auf. Diese sind jedoch nicht mit pathologischen Veränderungen im Rahmen von Krankheiten zu verwechseln, sondern als eigenständige physiologische Charakteristika des Alterungsprozesses zu verstehen. Diese Veränderungen beginnen zwischen dem 60. und 70. Lebensjahr und treten mit weiterem Fortschreiten des Alters immer stärker in Erscheinung. [53]

Betrachtet man einen jüngeren und älteren Menschen nebeneinander, so fällt am stärksten die unterschiedliche Geschwindigkeit des Gehens ins Auge. Ältere Menschen wählen eine langsamere Geschwindigkeit, bei welcher sie sich sicher fühlen. [50,102,108,114] Generell wird angenommen, dass ältere Menschen ihre Bewegungen so anpassen, dass es insgesamt zu einem zurückhaltenden, aber dafür sicheren und weniger sturzgefährdeten Bild kommt. Die Schrittlänge nimmt ab, während die Spurbreite gleichzeitig zunimmt. Dadurch wird die Fläche, welche die Verschiebung des Körperschwerpunkts unterstützt, verbreitert. [53,74,81,102]

Ein weiterer Mechanismus, der zu mehr Sicherheit beim Gehen führt, ist die Abnahme der Schwungphasen zu Gunsten der Standphasen eines Gangzyklus. Vor allem die Zeit, in welcher sich beide Füße auf dem Boden befinden, nimmt zu. Zur Schrittfrequenz gibt es Studien sehr unterschiedlichen Ergebnissen, jedoch lässt sich insgesamt eine Tendenz zu einer geringeren Schrittfrequenz im Alter erkennen. [1] Möchten ältere Menschen ihren Gang beschleunigen, geschieht dies hingegen vorwiegend über eine Zunahme der Schrittfrequenz. [53] Bei Betrachtung der Gelenke zeigt sich mit dem Alter ein reduzierter Bewegungsumfang. So ist beispielsweise der Umfang der Hüft- und der Knieextension reduziert. [53,75,81,125] Jedoch sind viele dieser Veränderungen weniger auf das kalendarische Alter, als auf die individuelle körperliche Leistungsfähigkeit der Menschen zurückzuführen. Die gewählte Ganggeschwindigkeit beispielsweise korreliert in hohem Maß mit der körperlichen Leistungsfähigkeit der Menschen und kann durch Training sogar nahezu gleichwertig mit der Geschwindigkeit in jüngeren Bevölkerungsgruppen sein. [44]

2.1.3 Parkinsonspezifische Änderungen des Gangbildes

Eines der Kardinalsymptome des IPS ist die fortschreitende Beeinträchtigung der Motorik mit zunehmender Veränderung des Gangbildes. Bereits in der Erstbeschreibung des IPS durch James Parkinson im Jahr 1817, führte dieser als Charakteristikum „den Hang den Oberkörper nach vorne zu neigen und vom Gehen in eine Renngeschwindigkeit zu verfallen“ [117] auf. (Abbildung 3)



Abbildung 3: Illustration der Parkinson-Krankheit von Sir William Richard Gowers. [55]

Diese Beschreibung fasst die Veränderungen, welche durch den Morbus Parkinson entstehen, zu einem klinischen Gesamtbild zusammen. Es lässt sich jedoch genauer beschreiben, welche Veränderungen gemeinsam zum typischen parkinsonoiden Gangbild beitragen. Bereits in frühen Krankheitsstadien kommt es zu einer Abnahme der Ganggeschwindigkeit bei gleichzeitiger Verminderung der Schrittlänge. Die Dauer eines Gangzyklus nimmt zu. Hierbei ist es vorwiegend der Anteil an Standphasen, vor allem der Phasen mit bipedaler Unterstützung, welcher sich erhöht. Die Schwungphasen hingegen verkürzen sich. Die rhythmische Abstimmung der Phasen untereinander verschlechtert sich. Es entsteht ein langsames, kleinschrittiges und schlurfendes Gangbild, bei dem die Füße kaum vom Boden gehoben werden können. Ein häufiger Kompensationsmechanismus ist die Zunahme der Schrittfrequenz. Die Patienten verfallen in ein schnelles, fast rennendes Bild und haben Schwierigkeiten mit der Kontrolle des Körperschwerpunkts. [15,78,100,155] Eine erhöhte Variabilität der Schrittlänge zwischen den einzelnen Gangzyklen kann vor allem bei Patienten in weiter fortgeschrittenen Krankheitsstadien nachgewiesen werden. Es besteht eine Korrelation zwischen der Abnahme der individuellen Grundgeschwindigkeit und höheren Krankheitsstadien. [15]

Die Patienten zeigen eine allgemeine Verlangsamung von Bewegungsabläufen, Bradykinese genannt. Die Amplitude der Bewegungen nimmt ab, da die krankheitsbedingte Steifigkeit der Gelenke die Bewegungsfreiheit einschränkt. Sowohl

die Knie- als auch die Hüftgelenke sind vermehrt flektiert. Charakteristisch fällt ein vermindertes Mitschwingen der Arme auf. [35,78] Dieses typische Gangbild tritt schon früh im Verlauf der Erkrankung auf. Anfangs ist die Ausprägung häufig nicht so eindrücklich, dass sie mit bloßem Auge erkennbar ist. Jedoch können mit entsprechend sensitiven Methoden der objektiven Ganganalyse bereits bei Patienten mit einem Hoehn & Yahr-Stadium < 2, bzw. bei neu diagnostizierten Parkinsonpatienten, die charakteristischen Veränderungen detektiert werden. [10,114]

2.2 Grundlagen und Pathologien der posturalen Kontrolle

Die Begriffe Gleichgewicht und posturale Kontrolle werden häufig synonym verwendet. Bei genauerer Betrachtung beschreiben sie jedoch unterschiedliche Sachverhalte. Das Gleichgewicht beschreibt einen Zustand, in dem die Summe der auf einen Körper wirkenden Kräfte 0 ist. Das menschliche Gleichgewicht beschreibt lediglich diesen Zustand und damit die Fähigkeit nicht zu stürzen. Dieses Ziel ist erreicht, wenn der Körperschwerpunkt (*Center of Mass = CoM*) sicher über der unterstützenden Grundfläche (*Base of Support = BoS*) gehalten wird. [121]

Mit dem Begriff posturale Kontrolle bezeichnet man jedoch einen komplexeren Sachverhalt. Die posturale Kontrolle beschreibt alle Aktionen, die „zum Erreichen, zum Erhalt und zur Wiederherstellung eines Gleichgewichtszustands während jeder Körperhaltung und Aktivität“ [121] beitragen. (Abbildung 4) Dafür wird durch die zentrale Verarbeitung sensomotorischer Informationen von „externen Kräften, wie der Schwerkraft, den mechanischen Möglichkeiten des Körpers und neuromuskulären Kräften“ [95] ein Körperschema erstellt, welches als Referenzwert dient und durch Anpassungsreaktionen immer wieder eingenommen wird. Zur Erfassung dieser Informationen sind multiple sensorische Teilsysteme des Körpers notwendig. So werden visuelle, vestibuläre und propriozeptive Informationen zur Erfassung der Orientierung des Körpers in Relation zur Schwerkraft benötigt. Diese Systeme erfassen außerdem Differenzen zwischen der aktuellen und der gewünschten Körperposition. [95]

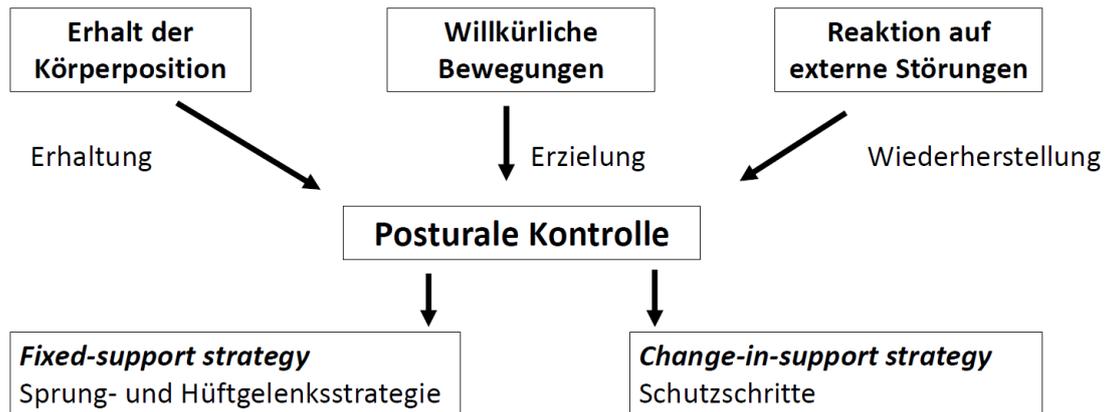


Abbildung 4: Schematische Darstellung der Funktionen des posturalen Kontrollsystems. [121]

Zum Erhalt der Körperposition stehen verschiedene Strategien zur Verfügung. (Abbildung 4) Alle Mechanismen verfolgen das Ziel den Körperschwerpunkt über der unterstützenden Grundfläche zu halten und somit den aufrechten Stand zu sichern. [68] Man unterscheidet zwischen *Fixed-Support* Strategien, bei welchen ausgleichende Bewegungen durchgeführt werden, die BoS aber gleich bleibt und *Change-in-Support* Strategien, bei welchen der Gleichgewichtserhalt durch eine Verschiebung der BoS erreicht wird. Die Strategien ergeben sich aus der synergistischen Zusammenarbeit von Muskelgruppen. Horak und Nashner beschrieben hierfür die Sprunggelenks- und Hüftstrategie sowie die Schutzschritte. Die Sprunggelenks- und Hüftstrategien beschreiben Schwingungen des Körpers über einer gleichbleibenden BoS. Die Schutzschritte werden aufgrund einer Veränderung der BoS den *Change-in-Support* Strategien zugeschrieben. [68] (Abbildung 4) Es ist dem Körper möglich, im Sinne einer Antizipation Strategien bei einer zu erwartenden Störung des Gleichgewichtszustands einzuleiten. Diese Form der Anpassung nennt man *Feedforward* Strategie. Eine Anpassung an eine bereits erfahrene Störung des Gleichgewichts wird *Feedback* Strategie genannt. Der Erhalt der aufrechten Position ist aber trotz der verschiedenen Strategien des Körpers nur so lange möglich, wie die Störung die Fähigkeit der individuellen Kompensationsmechanismen nicht überschreitet. Erhebliche Störungen, welche durch die Kompensationsmechanismen nicht ausgeglichen werden können, resultieren in einem Sturzereignis. [95]

2.2.1 Altersbedingte Änderungen der posturalen Kontrolle

Wie oben beschrieben, leistet das posturale Kontrollsystem des menschlichen Körpers einen enormen Beitrag zum Erhalt der aufrechten Position des Menschen. Im Laufe des Lebens unterliegt das posturale System einem stetigen Entwicklungsprozess. Im Kindesalter ist das somatosensorische System nicht vollständig entwickelt. Daher zeigt die Haltungskontrolle bei Kindern Defizite im Vergleich zu jungen, gesunden Erwachsenen. Nach einer Plateauphase kommt es jedoch schon ab dem Alter von 30 Jahren zu einer erneuten Verschlechterung der posturalen Kontrolle. Durch zunehmende degenerative Prozesse ist ab etwa dem 60. Lebensjahr eine gesteigerte Instabilität deutlich zu erkennen. Somit ergibt sich eine U-förmige Kurve im Verlauf der Effektivität des posturalen Systems. [43,56,70] Diese Instabilität äußert sich in einer Zunahme der Schwankungen des Körperschwerpunkts. [2,9,39] Da an der Funktionsfähigkeit des posturalen Systems viele Untersysteme beteiligt sind, tragen unterschiedliche degenerative Veränderungen der Systeme zur Verschlechterung der posturalen Stabilität bei. So nehmen im Alter die Sehkraft und damit der visuelle Input ab. Auch das vestibuläre System unterliegt einem Alterungsprozess. Mehrere Arbeiten weisen darauf hin, dass für die posturale Kontrolle im Alter vor allem die Funktionsfähigkeit des propriozeptiven Systems von großer Bedeutung ist. [56,151]

Eine entscheidende Änderung ist auch die nachlassende Effektivität der Korrekturstrategien des posturalen Systems bei Störungen des Gleichgewichts; ältere Erwachsene können langsamer auf einen störenden Reiz reagieren. Dies äußert sich in einer erhöhten Latenz der Reflexantwort auf einen Perturbationsreiz. Auch ist die Stärke des Reflexes, ausgedrückt in der Reflexamplitude, geringer als bei jungen Erwachsenen. [83] Auffällig ist auch eine länger andauernde Muskelaktivierung, sobald die adäquate Reflexantwort eingesetzt hat. Lin & Woollacott konnten nachweisen, dass dies jedoch nicht auf alle älteren Menschen zutrifft. Die längere Muskelaktivität trat nur bei Menschen auf, welche trotz ihres Alters eine altersentsprechende sichere Stabilität aufwiesen. Personen, die im Stand unsicher oder gar sturzgefährdet waren, zeigten keine übermäßige Muskelaktivität. [83] Dies lässt den Schluss zu, dass die verlängerte Muskelaktion den degenerativen Veränderungen als Kompensationsmechanismus entgegenwirkt. Die mangelnde Verfügbarkeit dieser Kompensationsmechanismen resultiert in einem erhöhten Sturzrisiko bei älteren Menschen.

2.2.2 Posturale Instabilität beim Morbus Parkinson

Auch beim Krankheitsbild Morbus Parkinson spielt die verminderte Leistungsfähigkeit des posturalen Kontrollsystems eine wichtige Rolle. Die posturale Instabilität ist im Krankheitsverlauf so prägnant, dass sie als ein Kardinalsymptom des Morbus Parkinson definiert wurde. [117] Sie äußert sich in Aspekten der Haltung, welche durch das typische gebeugte Haltungsbild auffällig wird, aber auch in Faktoren der Gleichgewichtskontrolle mit Verschlechterung der posturalen Stellreflexe. [11,77] Das Unvermögen, den Körper sicher in einer aufrechten Position zu erhalten, kann schon bei Diagnose der Erkrankung gegeben sein. Die Instabilität zu Krankheitsbeginn ist meist geringer ausgeprägt und verschlechtert sich in deren Verlauf. Steht sie schon zum Diagnosezeitpunkt im Vordergrund, ist die Differenzialdiagnose eines atypischen Parkinsonsyndroms auszuschließen. [11] Jedoch ist sie ein Symptom der Erkrankung, welches im Verlauf fast alle Patienten betrifft. In einer longitudinalen, prospektiven Studie konnte in einer Kohorte von Parkinsonpatienten nach 10 Jahren Erkrankungsdauer eine relevante posturale Instabilität bei 71 % der Patienten beobachtet werden. Nach 15 Jahren waren schon 92 % der Patienten betroffen. [63] Unabhängig davon, wann die posturale Instabilität in den Vordergrund tritt, ist sie bei fast allen Patienten mit einem hohen Leidensdruck verbunden. Sie gilt als eigenständiger Risikofaktor für zukünftige Stürze und bedingt häufig eine starke Furcht einen Sturz zu erleiden. Diese Angst an sich kann das Leben eines Patienten schon stark einschränken und neben einem Verlust der Selbstständigkeit zusätzlich eine Abnahme der Lebensqualität bedeuten. [3] Bei Patienten, bei denen die Verschlechterung der posturalen Kontrolle im Vordergrund steht, kann ein höherer Grad der Behinderung sowie eine häufigere Prävalenz von depressiven Erkrankungen im Vergleich zu Patienten mit einem tremordominantem Morbus Parkinson beobachtet werden. [77] Die Mechanismen, welche zur fortschreitenden posturalen Instabilität beitragen, sind noch nicht vollständig geklärt. Einige Veränderungen sind sicherlich auf den physiologischen Alterungsprozess und dadurch bedingte degenerative Veränderungen zurückzuführen. Es konnte aber mehrfach nachgewiesen werden, dass beim Vergleich gleichaltriger Gruppen die Parkinsonpatienten instabiler und häufiger von Stürzen betroffen sind. [77,92]

Parkinsonpatienten reagieren verzögert und weniger effektiv auf Störreize. Dies betrifft die antizipativen als auch die reaktiven Bewegungsabläufe. Die Stellreflexe zum Erhalt des Gleichgewichts bei Störungen laufen verlangsamt an. Sind sie jedoch aktiv, ist es für Parkinsonpatienten schwerer diese Reflexe zu kontrollieren und anzupassen. Es konnten übermäßig lange, inadäquate Muskelaktivitäten nachgewiesen werden, welche nur schwerlich willkürlich gesteuert werden können. Es kommt zu ungewöhnlichen

Muskelaktivitätsmustern. Eine Anpassung der Reflexe an veränderte Umstände ist schwierig. So ist es für die Patienten schwer Ausgleichsbewegungen durchzuführen, wenn der Perturbationsreiz aus wechselnden Richtungen erfolgt oder die unterstützende Grundfläche verkleinert wird. Diese schlechte Anpassungsfähigkeit wird auch als Posturale Inflexibilität bezeichnet. [11,24,77]

2.3 Ganganalyse und Posturographie

2.3.1 Methoden der Ganganalyse

Zur Ganganalyse stehen viele verschiedene Möglichkeiten zur Verfügung. Die ursprüngliche Form, welche auch heute noch im klinischen Alltag von Bedeutung ist, ist die Beobachtung und anschließende Bewertung des Gangbilds durch einen Untersucher. Diese Form der Untersuchung ist kostengünstig, schnell durchführbar und bildet wohl das natürlichste Gangbild ab, da die Patienten nicht durch Apparaturen oder Laboratorien beeinflusst werden. Nachteilig ist unbestritten, dass die Beurteilung des Gangbildes nur in einem kurzen Augenblick durchgeführt werden kann. Das menschliche Auge kann nicht alle Details einer fließenden Bewegung auflösen. Der Gang wird nicht aufgezeichnet und kann so nicht objektiv beurteilt werden. Zudem sind die Ergebnisse dieser Untersuchungen stark von der Erfahrung des Untersuchers abhängig und sind daher schlecht reproduzierbar. [46]

Um diese Probleme zu umgehen, wurden in den vergangenen Jahrzehnten vermehrt Methoden zur apparativen Ganganalyse entwickelt. Ein häufig genutztes Verfahren ist die Aufzeichnung des menschlichen Gangs mittels Kameras. Dies ermöglicht ein Gangmuster mehrmals abzuspielen und zu analysieren ohne einen Ermüdungseffekt hervorzurufen, welchen längeres Gehen mit sich bringen würde. Durch Stopp- und Zeitlupenfunktion können verschiedene Aspekte der Bewegungsmuster genau begutachtet werden. Die Verwendung mehrerer Kameras ermöglicht die Analyse in mehreren Ebenen. Auch hier bleiben die Probanden recht unbeeinflusst von Apparaturen. Jedoch ist es nicht möglich gleichzeitig ablaufende Prozesse zu erfassen, wie beispielsweise die Eversion während der Dorsalflexion des Sprunggelenks in der Schwungphase. Auch eine Bestimmung von Winkeln der Gelenke gestaltet sich schwierig. Zudem wurde in mehreren Studien eine schlechte Reliabilität der mittels Videoanalyse erfassten Daten festgestellt. [46]

Mit dem Fortschritt der Technik kommen mittlerweile computergestützte Systeme zum Einsatz, die sich anhand der genutzten Methodik in weitere Messsysteme unterteilen lassen. Einige Systeme bedienen sich wiederum des Kamerasystems in Verbindung mit

reflektierenden Markern, welche am Körper angebracht werden können. Eine andere häufig genutzte Messmethode ist die Nutzung von Kraftsensoren. Geht der Proband über eine Matte mit integrierten Kraftsensoren, werden beim Auftreten durch das Gewicht des Fußes die Sensoren aktiviert und durch erneutes Abheben des Fußes für die nächste Schwungphase wieder deaktiviert. [114] Ein Beispiel hierfür ist das GAITRite-System, welches aus einer Matte mit 61 cm Breite und bis zu 729 cm Länge besteht, die mehr als 1500 Sensoren enthält. Während der Patient seine Gehstrecke absolviert, ruft eine Computersoftware fortlaufend die Signale der Sensoren ab und errechnet aus den übermittelten Daten verschiedene Weg-Zeit Parameter. [51] Hierbei handelt es sich um stationäre Systeme mit hohen Anschaffungskosten, welche durch die mangelnde örtliche Flexibilität nicht für Messungen im Alltag der Patienten zur Verfügung stehen.

Zu den neusten Entwicklungen gehören Sensoren, welche am Körper getragen werden können. Man unterscheidet zwischen den homogenen und den heterogenen Messsystemen. Bei homogenen Systemen kommt nur ein Sensortyp zum Einsatz. Häufig handelt es sich hierbei um Beschleunigungssensoren. Diese Sensoren messen einwirkende Beschleunigungskräfte und wandeln sie in elektronische Signale um. Zudem existieren Magnetfeldsensoren, Luftdrucksensoren und die ebenfalls weit verbreiteten Gyroskope, mit denen Winkelgeschwindigkeiten gemessen werden. In heterogenen Messsystemen werden mehrere der oben genannten Methoden in einer Messeinheit vereint. Dadurch wird eine dreidimensionale Darstellung der Kinematik eines Körpersegments möglich. Die am Körper getragenen Sensoren existieren sowohl als Einpunktsysteme, wobei nur ein Sensor verwendet wird, als auch als Mehrpunktsysteme mit mehreren Sensoren. Mehrpunktsysteme bieten den Vorteil, dass verschiedene Körperpartien wie beispielweise Arme und Beine zeitgleich vermessen werden können. Einpunktsysteme eignen sich hingegen für die Vermessung des Körperschwerpunkts, wozu ein Sensor auf Höhe der Lendenwirbelsäule platziert wird.

2.3.2 Posturographie

Im klinischen Alltag wird die Kontrolle über das Gleichgewicht einer Person im freien Stand häufig durch den Romberg-Test überprüft. Der Proband steht mit geschlossenen Füßen und Augen möglichst ruhig. Durch einen Untersucher kann je nach zugrundeliegender Erkrankung eine Fallneigung in eine bestimmte Richtung detektiert oder eine Zunahme der Körperschwingungen bei Wegfall der visuellen Informationen beobachtet werden. Die Untersuchung ist schnell durchführbar und liefert einen ersten Überblick über die posturale Kontrolle eines Patienten. Auch hier besteht das Problem

der subjektiven Beurteilung und der fehlenden Möglichkeit, die Ergebnisse einheitlich zu dokumentieren. [107]

Aus diesen Gründen wurde die objektivierte Messung des Romberg-Tests etabliert, die Posturographie. Hierfür kommen Kraftsensorplatten zum Einsatz. Ein Körper übt bei jeder Bewegung eine gewisse Kraft auf den Boden aus. Für jeden Körper kann der Mittelpunkt dieser Kräfte bestimmt werden, also der Hauptvektor der wirkenden Kraft. Bei der Posturographie werden die Verschiebungen dieses Mittelpunkts über der Messplatte gemessen. Die Körperhaltung des Probanden ist mit dem Romberg-Versuch identisch. Die Kräfte, die wirken, um das Gleichgewicht zu halten und in Schwingungen des Körpers mit entsprechender Verschiebung des Kraftmittelpunkts in der horizontalen resultieren, werden von der Platte aufgezeichnet. Beim stillen Stehen und bei langsamen Schwingungen des Körpers entspricht dieser Kraftmittelpunkt in etwa dem Körperschwerpunkt. [149] Eine Reihe von typischen Schwingungsbildern können auf Störungen in gewissen Teilsystemen der Gleichgewichtskontrolle hinweisen, beispielsweise eine Kleinhirnerkrankung. Dennoch ist kein Bild für eine Erkrankung eindeutig pathognomonisch. [115,144]

2.3.3 Erweiterte Ganganalyse mittels *Dual Tasking*

Lange Zeit wurde angenommen, dass das aufrechte Stehen und freie Gehen komplett autonome, reflexgesteuerte Prozesse sind, welche von anderen Ansprüchen an das Gehirn weitestgehend ungestört ablaufen. Diese Ansicht hat sich inzwischen grundlegend verändert. Eine der wegweisenden Arbeiten hierfür waren die Entdeckungen von Lundin-Olsson et al., die feststellten, dass nicht alle ihrer Patienten während des Gehens mit ihren Angehörigen sprechen konnten. Darüber hinaus bemerkten sie, dass die Patienten, die zum Sprechen stehen bleiben mussten, in den folgenden sechs Monaten häufiger stürzten. [88]

Diese Beobachtungen basieren auf dem Prinzip des *Dual Task Paradigmas*. *Dual Tasking* an sich beschreibt die zeitgleiche Ausführung von zwei Aufgaben. Im Fall der Ganganalyse stellt das Gehen an sich den primären *Single Task* dar. Den Probanden wird eine zweite Aufgabe, *Dual Task* (DT) genannt, gestellt, welche kognitiver oder auch motorischer Natur sein kann. Wenn bei der zeitgleichen Ausführung der Aufgaben die fehlerfreie Leistung einer, oder beider Aufgaben abnimmt, kann davon ausgegangen werden, dass die Aufgaben um Ressourcen des Gehirns konkurrieren. Diese Beobachtung nennt man die *Dual Task Interferenz*. [118,129]

Für das Zustandekommen dieser Interferenz gibt es zwei Haupttheorien. Die Kapazitätstheorie geht davon aus, dass jedem Menschen eine bestimmte Kapazität an Informationsverarbeitungsressourcen zur Verfügung steht. Jede Anforderung, die an den Körper gestellt wird, benötigt einen Anteil an dieser Kapazität. Konkurrieren nun zwei Aufgaben um die vorhandene Kapazität, kann diese flexibel unter den konkurrierenden *Tasks* verteilt werden. Dies kann dazu führen, dass ein *Task* bevorzugt behandelt wird, in seiner Leistung konstant bleibt und der andere dafür schlechter umgesetzt wird. Die Ressourcen können aber auch gleich verteilt werden, was zu einer Verschlechterung in beiden *Tasks* führt, jedoch nicht in dem Ausmaß, welches die vollständige Bevorzugung bzw. Vernachlässigung eines einzelnen *Tasks* mit sich führen würde. Ob und welcher *Task* bevorzugt behandelt wird, hängt von individuellen Faktoren ab. Jedem Menschen steht eine individuelle Gesamtkapazität zur Verfügung, welche wiederum von Faktoren wie dem Alter, den noch zur Verfügung stehenden Reserven, Müdigkeit, Motivation oder Stress beeinflusst wird. [118]

Ein anderes Erklärungsmodell ist die Flaschenhalstheorie. Hierbei wird davon ausgegangen, dass zur Verarbeitung von Aufgabenstellungen auf zentraler Ebene kapazitätsbegrenzte, seriell arbeitende Verarbeitungskanäle durchlaufen werden müssen. Diese Kanäle stehen immer nur für einen Prozess zur Verfügung. Benötigt ein zweiter Prozess die gleichen Verarbeitungskanäle wie der bereits ablaufende erste, so steht der Kanal nicht mehr zur Verfügung. Der zweite *Task* wird somit hintenangestellt und muss auf die erneute Verfügbarkeit des Kanals warten. Die Latenz bis zur erneuten möglichen Kanalnutzung wird umso größer, je größer die zeitliche Überlappung der Aufgaben ist. [129]

In der Erforschung von alters- und krankheitsbedingten Änderungen ist das *Dual Task* Paradigma inzwischen von immer größerem Interesse. Durch den zusätzlichen *Task* sollen die Probanden von dem primären *Single Task*, Gehen oder Stehen, abgelenkt werden. Dadurch steht nicht mehr die volle Aufmerksamkeit zum Erhalt eines sauberen Gangbildes zur Verfügung. Es soll ermöglicht werden, Veränderungen, welche bei voller Konzentration noch von den Probanden durch Anstrengungen ausgeglichen werden können, zum Vorschein zu bringen. Sowohl bei Kranken als auch bei Gesunden sollen in Zukunft *Dual Task* Untersuchungen dazu beitragen, sturzgefährdete Individuen zu erkennen. [62,69,105,109,143]

2.4 Ganganalyse mit dem APDM Mobility Lab

Für die vorliegende Arbeit verwendeten wir ein modernes System zur Messung verschiedener Parameter des Ganges und des Gleichgewichts. Es handelt sich um ein Mehr-Punkt-Messsystem, bei dem bis zu 24 Sensoren gleichzeitig Bewegungen erfassen können. Dadurch können unterschiedliche Körpersegmente parallel vermessen und der Verlust an Informationen pro Messdurchgang minimiert werden. Die Sensoren haben die Größe einer Armbanduhr und wiegen weniger als 25 g. Sie übertragen fortlaufend kabellos Daten an einen Rechner. Sollte die Entfernung zwischen Sensor- und Empfängereinheit zwischenzeitlich zu groß für eine direkte Übertragung sein, so können die gewonnenen Informationen gespeichert und zu einem späteren Zeitpunkt in das System eingepflegt werden. So ermöglichen sie volle Bewegungsfreiheit und die Abbildung eines unverfälschten, natürlichen Gangbildes. Jeder Sensor verfügt über zwei Beschleunigungssensoren, ein Gyroskop- und ein Magnetfeldsensor, welche zusammen kleinste Bewegungen detektieren. Je nach gewünschter Messung können verschiedene Sensoren zur optimalen Messung der zu untersuchenden Körperregion ausgewählt werden. Durch das Zusammenspiel der verschiedenen Messmethoden können Bewegungen detailgenau und in allen Komponenten objektiv registriert werden. Die Ergebnisse werden vom System erfasst, berechnet und können als Ergebnisprotokoll jeder Sitzung abgerufen werden. Aber auch die Auslesung der Rohdaten zur weiteren Verwendung ist möglich, so wie für die vorliegende Arbeit geschehen. Das Messsystem ist klein und portabel, wodurch es flexibel eingesetzt werden kann. Zudem verfügt es über eine Speicherfunktion, sodass Daten von Messungen bis zu 720 Stunden gespeichert werden können, bevor sie an den Rechner übertragen und archiviert werden. Diese beiden Vorteile ermöglichen einen Einsatz der Geräte in der alltäglichen Umgebung der Patienten. Daher finden die Sensoren ihre Anwendung im klinischen Bereich, aber auch zur Leistungsdiagnostik z. B. bei Sportlern. [126]

2.5 Zielsetzung

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen einer gemeinsam durchgeführten Datenerhebung zur Anwendung eines sensorbasierten Messsystems bei gesunden älteren Menschen und Parkinsonpatienten. Ziel der Arbeitsgruppe war es, die Auswirkungen von verschiedenen Ablenkungen auf das Gangbild innerhalb eines gesunden, älteren Probandenkollektivs zu untersuchen und weiterführend zu begutachten, welche Gemeinsamkeiten und Unterschiede während des gleichen Untersuchungsablaufs in einer Gruppe von Parkinsonpatienten festzustellen sind.

In der vorliegenden Arbeit wurde hierfür untersucht, welche Auswirkungen eine kognitive und motorische Zusatzaufgabe auf das Gangbild gesunder Erwachsener zeigen und ob während des freien Stehens eine Veränderung auftritt. Zudem sollte beurteilt werden, ob die Art der gestellten Aufgabe einen Einfluss auf die zu erwartenden Veränderungen hat. Darüber hinaus sollen die erhobenen Daten als gesundes Vergleichskollektiv für die weiterführenden Untersuchungen mit Parkinsonpatienten dienen.

Als weiteres Ziel sollte der Einfluss der kognitiven Leistungsfähigkeit auf das gezeigte Bild während *Dual Task* Messungen untersucht werden. Geht man als Grundlage des *Dual Tasks* Paradigmas von einem Kapazitätsmodell aus, so ist bei einer eingeschränkten kognitiven Leistung von größeren Veränderungen durch Zusatzaufgaben, insbesondere wenn diese eine kognitive Komponente aufweisen, auszugehen.

Die Verwendung eines neuen Messsystems bietet eine Vielzahl an möglichen Versuchsabläufen. Daher soll im Rahmen dieser Arbeit untersucht werden, welcher Versuchsaufbau den meisten Informationsgewinn bietet und ob die Auswahl der Streckenlänge ebenfalls einen Einfluss auf das Gangbild des Menschen zeigt.

Weiterhin soll kontrolliert werden ob die erhobenen Messungen mit Sensorsystemen mit den bisherigen Ergebnissen der Literatur vergleichbar sind und welche Vor- und Nachteile sich durch die neueren Systeme ergeben.

3 Material und Methoden

3.1 Probanden und Patientenkollektiv

46 Gesunde und 57 Patienten mit diagnostisch gesichertem Parkinsonsyndrom nahmen an unserer Untersuchung teil. Die Messungen führten wir im Zeitraum von Juli 2015 bis August 2016 in den Räumlichkeiten der neurologischen Klinik des Universitätsklinikums des Saarlandes durch.

Vor Beginn der Testungen erfolgte eine Begutachtung durch die Ethik-Kommission der Ärztekammer des Saarlandes unter der Kennnummer 190/05.

Alle Teilnehmer, deren Messergebnisse in die vorliegende Arbeit eingehen, erteilten nach einer ausführlichen Aufklärung über Ablauf und Zielsetzung der Untersuchungen sowohl mündlich als auch schriftlich ihr Einverständnis zur Teilnahme an der Studie und zur Verwendung der erhobenen Daten.

3.1.1 Gesunde Probanden

Für die endgültige Auswertung konnten die Messergebnisse von 35 gesunden Probanden vollständig berücksichtigt werden. Das durchschnittliche Alter der Teilnehmer zum Zeitpunkt der Messung betrug 66,1 (\pm 9,8; 41-80) Jahre. Das Alter der Frauen lag im Durchschnitt bei 69,1 (\pm 6,8; 53-77) Jahre, das der Männer bei 63,4 (\pm 11,5; 41-80) Jahre.

Die Teilnehmer mussten in der Lage sein, mehrere kurze Gehstrecken mit einer Maximaldauer von zwei Minuten über eine Gesamtdauer von ca. 30 Minuten ohne jegliche Hilfsmittel zurückzulegen sowie im Raum bei offenen und geschlossenen Augen über eine Maximaldauer von ca. drei Minuten frei zu stehen. Als Ausschlusskriterien definierten wir vor Beginn der Untersuchungsreihe das Vorhandensein von Krankheitsbildern, welche das Gangbild eines Menschen beeinträchtigen können. Hierzu zählten unter anderem Frakturen, welche weiterhin eine Auswirkung auf die Bewegungsfreiheit der Patienten hatten, neurologische Erkrankungen mit Auswirkungen auf den Bewegungsablauf wie z. B. Multiple Sklerose, Polyneuropathie oder Schlaganfälle, starke Beeinträchtigungen durch internistische Krankheitsbilder wie COPD oder chronische Herzinsuffizienz, rheumatische Erkrankungen sowie starke Seh- oder Hörbeeinträchtigungen. Zwei Messungen in der Gruppe der Frauen wurden aufgrund von Ermüdung und geäußerter Angst vor der Aufgabe vorzeitig abgebrochen, sodass sie für die Auswertung nicht weiter berücksichtigt werden konnten. Bei drei weiteren Probanden wurde nach Abschluss der Messungen noch eine Diagnose bekannt welche als Ausschlusskriterium definiert wurde, weswegen die betroffenen Messungen aus der Auswertung entfernt wurden.

3.1.2 Patientenkollektiv

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde das gleiche Studienprotokoll mit 57 Parkinsonpatienten, welche sich zur Zeit der Messung in ambulanter Behandlung durch einen Facharzt der Klinik befanden, durchgeführt.

Zur Beurteilung der klinischen Symptomatik des Parkinson-Syndroms wurden die Probanden zu Beginn anhand des Teils III (motorische Untersuchung) der *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* (UPDRS) sowie der Hoehn & Yahr Skala (H&Y) eingestuft. Anhand des errechneten Scores ordneten wir die Patienten in die Gruppen „wenig betroffen“ sowie „schwerer betroffen“ ein. Um eine mögliche motorische Einschränkung innerhalb des gesunden Kollektivs zu beurteilen, wurden die genannten Skalen bei allen Teilnehmern bewertet. Auf die Durchführung und Beurteilung der klinischen Untersuchung wird im Folgenden eingegangen. Die Daten und Ergebnisse

dieser Messdurchgänge sind Thema weiterer Arbeiten aus dieser Arbeitsgruppe und werden daher in der vorliegenden Arbeit nicht weitergehend behandelt.

3.2 Untersuchungsablauf

Zu Beginn jeder Untersuchung wurden die Teilnehmer über die Zielsetzung und den Ablauf des durchgeführten Experiments sowie über die Möglichkeit, ihre Teilnahme jederzeit ohne Angabe von Gründen zu beenden, aufgeklärt. Eine Einwilligung in die Teilnahme sowie zur Verwendung der gewonnenen personenbezogenen Daten im Rahmen von wissenschaftlichen Untersuchungen erfolgte schriftlich vor Beginn der Untersuchung.

Anschließend bearbeiteten die Probanden gemeinsam mit dem Versuchsleiter mehrere Fragebögen. Ziel dieser Vorgehensweise war die Teilnehmer den verschiedenen Stichproben zuordnen zu können, mögliche Ausschlusskriterien zu erfragen und die Schwere der Parkinsonerkrankung zu bewerten.

3.2.1 Klinische Skalen

Zunächst beantworteten die Probanden Fragen zu ihrem aktuellen Gesundheitszustand. Hierfür erfragten wir mögliche Grunderkrankungen oder körperliche Beeinträchtigungen, welche die Ergebnisse dieser Arbeit verzerren könnten. Fielen bei dieser Befragung zuvor nicht erkannte Ausschlusskriterien auf, wurde der betreffende Proband in der Datenerfassung nicht berücksichtigt.

Montreal Cognitive Assessment – MoCA Test

Zur Bewertung der kognitiven Leistung führten wir mit den Teilnehmern den Montreal Cognitive Assessment (MoCA) -Test durch. [72] Es handelt sich hierbei um einen schnell durchführbaren Test, welcher ursprünglich entwickelt wurde, um bei Patienten auch diskrete kognitive Einbußen zu ermitteln. Heute wird der Test in vielen Bereichen als Screening Methode in der Demenzabklärung genutzt. Der MoCA berücksichtigt unterschiedliche Aspekte der kognitiven Leistungsfähigkeit. Fähigkeiten wie Aufmerksamkeit und Konzentration aber auch Exekutivfunktionen, Gedächtnis, Sprache, konzeptuelles Denken, Rechnen und Orientierung der Patienten werden überprüft. Für jede dieser Teilfunktionen enthält der Test entsprechende Prüfmodule. In jedem dieser Module können bis zu 6 Punkte vergeben werden, welche zu einer erreichbaren Gesamtpunktzahl von 30 Punkten addiert werden. Ein Zusatzpunkt wurde vergeben, wenn Probanden 12 Jahre oder mehr eine Berufsausbildung durchlaufen hatten. Nach

Addition der einzelnen Teilleistungen wurde ein Gesamtwert von 26 oder darüber als unauffällig angesehen. [33]

Fall Risk Assessment – STRATIFY - Test

Zur groben Abschätzung, ob ein Teilnehmer sturzgefährdet war, nutzten wir den „Falls Risk Assessment“-Fragebogen, auch STRATIFY [113] genannt. Der STRATIFY beinhaltet fünf Fragen und basiert auf einer Fremdeinschätzung, im klinischen Alltag meist durch pflegendes Personal. Der Test erfragt, ob die Person bereits ein Sturzgeschehen in der Vorgeschichte erlebt hat sowie mögliche Faktoren, welche ein potenzielles Sturzrisiko während eines Krankenhausaufenthaltes darstellen. Für die Antworten werden unterschiedliche Punktzahlen vergeben. Eine Gesamtpunktzahl von zwei oder mehr spricht für ein erhöhtes Sturzrisiko.

Unified Parkinson's Disease Rating Scale – UPDRS Teil III

Die Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS) [52] ist ein in der Klinik häufig verwendetes Fragemodul, welches zur Erfassung der Symptomlast bei Parkinsonpatienten dient. Im vollen Umfang beinhaltet der Fragenkatalog sechs Teile, welche unterschiedliche Aspekte der Krankheit berücksichtigen. Vor Beginn der Ganganalyse führten wir mit den Studienteilnehmern den Teil III (motorische Untersuchung) durch. Der motorische Teil dieser Untersuchung berücksichtigt wiederum verschiedene Komponenten der Motorik und besteht aus 14 Items. Bewertet werden Sprache, Gesichtsausdruck, Tremor, Rigidität, die Diadochokinese, das Aufstehen von einem Stuhl, die Haltung, sowie die Haltungsstabilität der Patienten. Für jeden dieser Teilaspekte kann der Untersucher zwischen null und vier Punkten vergeben. Eine höhere Punktzahl entspricht hierbei einer höheren motorischen Einschränkung. Es ergibt sich eine mögliche Gesamtzahl von 84 Punkten. In Analogie zu vorherigen Arbeiten aus dieser Arbeitsgruppe erfolgt eine Unterteilung der Patienten in leichter und schwerer betroffene Teilnehmer anhand des Ergebnisses der UPDRS. Patienten mit Scores von 0 bis 19 wurden der leichter betroffenen Gruppe zugeordnet, Scores zwischen 20 und 38 der schwerer betroffenen. [35]

Stadienbestimmung nach Hoehn und Yahr

Die Stadieneinteilung nach Hoehn & Yahr stellt ein weiteres gebräuchliches Werkzeug zur Beurteilung der Krankheitssymptome bei Parkinsonpatienten dar. Es sind 5 Stadien definiert, wobei im Stadium 1 eine einseitige Erkrankung vorliegt. Die weiteren Stadien beschreiben den fortschreitenden Einbezug des Achsenskeletts, der anderen

Körperhälfte und den Grad der Haltungsinstabilität. Im Stadium 5 sind die Patienten pflegebedürftig und können nicht mehr ohne Hilfe gehen oder stehen. [64]

3.2.2 Verwendetes Messsystem

Wie bereits ausgeführt, verwendeten wir für unsere Messungen die Sensoren des APDM Mobility Labs. Jeder Sensor verfügt über zwei Beschleunigungssensoren. Ein integrierter Gyroskopsensor ermittelt Winkelgeschwindigkeiten. Ein zusätzlicher Magnetsensor dient zur Orientierung der einzelnen Messeinheiten untereinander. Je nach gewünschter Messung kann eine unterschiedliche Anzahl an Sensoren zur optimalen Messung der zu untersuchenden Körperregion verwendet werden.

Die einzelnen Sensoren wiegen dabei weniger als 25 g bei einer Größe von 43 x 39 x 13 mm (L x B x H). Sie werden durch elastische Gurte an den Extremitäten und dem Rumpf befestigt. Für unsere Messungen verwendeten wir sechs Sensoren zeitgleich. Je zwei Sensoren an Hand- und Fußgelenken sowie zwei zusätzliche Sensoren auf Brusthöhe und auf Höhe der Lendenwirbelsäule. Abbildung 5 zeigt einen Sensor sowie eine schematische Darstellung der Aufteilung der Sensoren für die Messungen.

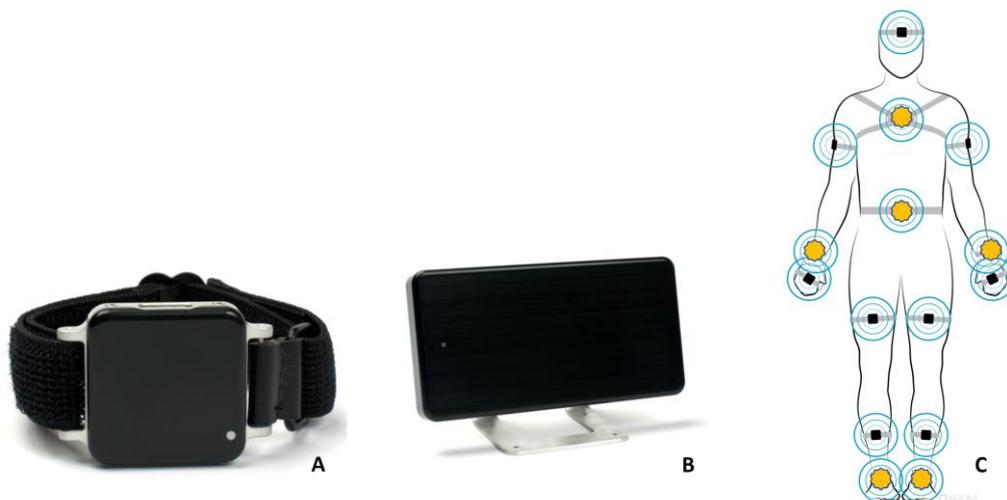


Abbildung 5: Beispielhafte Abbildung eines Sensors des APDM Mobility Labs (A), der Empfängereinheit (B) sowie der Anbringung der Sensoren an Extremitäten und Rumpf (Die für die vorliegende Arbeit verwendeten sechs Sensoren sind farblich hervorgehoben) (C). [6]

Vor Beginn der Messung wurden die Sensoren zunächst synchronisiert, sodass Bewegungen zeitgleich mit einer maximalen Latenz von $\leq 1\text{ms}$ erfasst wurden. Es fand bei jedem Patienten eine individuelle Konfigurierung anhand der Körpergröße statt. Die Sensoren wurden, wie in Abbildung 5 dargestellt, von den Probanden getragen. Hierbei wurde darauf geachtet, dass die Ausrichtung aller Sensoren zur Schwerkraft gleichartig war. Während der Messungen übertrugen die Sensoren die erfassten Informationen

kontinuierlich an eine Empfängereinheit. Diese Einheit übermittelte die Daten an die zugehörige Software auf einem Computer. Die Software speichert die Daten und berechnet die zugehörigen Parameter.

3.2.3 Ablauf der Ganganalyse

Nach der Konfiguration, Anbringung und Ausrichtung der Sensoren begann die Durchführung der eigentlichen Ganganalyse. Hierfür verwendeten wir drei verschiedene Teilaufgaben, welche zunächst ohne Störreize von außen durchgeführt wurden. Jede der drei Teilaufgaben wurde im Anschluss wiederholt, wobei den Untersuchungsteilnehmern zuerst zeitgleich eine kognitive, sowie in der dritten Wiederholung eine motorische Aufgabe zugeteilt wurde. Es wurden keine Angaben gemacht, auf welche Aufgabe sich die Teilnehmer stärker konzentrieren sollten.

Die Probanden wurden angewiesen die Gangübungen in ihrem eigenen, für sie sicheren Tempo durchzuführen. Die Teilnehmer bewältigten zudem die Gehstrecken ohne Begleitung des durchführenden Untersuchers, um eine Anpassung des Gangbildes an die Ganggeschwindigkeit des Untersuchers zu vermeiden. Die Reihenfolge der Durchführung der im Folgenden beschriebenen Untersuchungen wurde bei jedem Patienten zufällig ausgewählt. Dadurch ließen sich Verfälschungen durch mögliche Ermüdungseffekte bei der letzten Aufgabe minimieren.

3.2.3.1 *IWalk – Instrumented long walk Test*

Bei dem *IWalk* handelt es sich um einen Test mit einer nicht begrenzten Gehstrecke. Die Messung beginnt und endet im freien Stehen. Während der Durchführung dieses Tests soll der Proband mehr als fünf komplette Gangzyklen durchlaufen und eine 180° Drehung vollführen.

Vor Beginn dieses Tests wurde die zu absolvierende Strecke im Keller der Klinik für Neurologie des Universitätsklinikums des Saarlandes von Teilnehmer und Untersucher gemeinsam begangen. Für unsere Untersuchung verwendeten wir unser Labor innerhalb der EMG-Abteilung des Institutes als Start-/Zielpunkt, den Wendepunkt stellte die neurologische Notaufnahme dar. Somit ergab sich eine Strecke von etwa 20 m. (Abbildung 6)

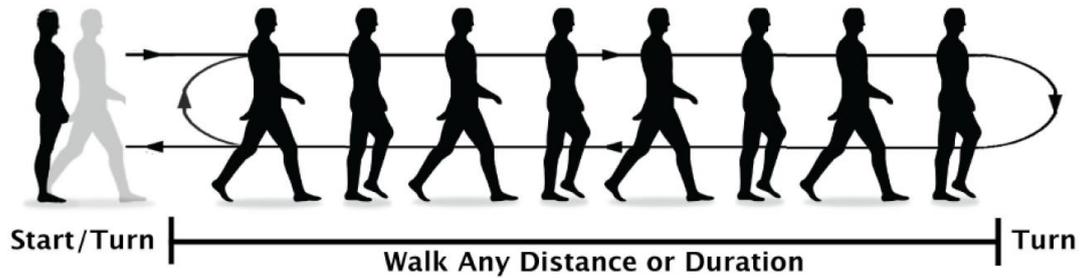


Abbildung 6: Schematische Darstellung des *IWalk*-Tests. [6]

Zunächst absolvierten die Teilnehmer die Strecke ohne störenden Reiz. Diese Messung stellte den Basiswert der Untersuchung dar. Während des zweiten Durchgangs wurde den Studienteilnehmern während des Gehens über Kopfhörer eine Audiodatei vorgespielt. Die Teilnehmer wurden angewiesen, während des Gehens die Sequenz zu hören und dabei zuvor definierte, häufig vorkommende Wörter zu zählen. Die Anzahl sollte am Ende dieses Untersuchungsdurchgangs angegeben werden. Im abschließenden dritten Durchgang kombinierten wir die Gehstrecke mit einer feinmotorischen Aufgabe. Jeder Teilnehmer erhielt fünf Metallringe an jeden Finger einer Hand. Die Aufgabe bestand nun darin, die Ringe während des Absolvierens der Gehstrecke von den Fingern der einen Hand auf die der anderen zu übertragen. Dies sollten die Probanden fortlaufend bis zum Ende der Gehstrecke wiederholen. Verlor ein Teilnehmer während der Untersuchung einen Ring oder blieb er stehen, sodass ein negativer Einfluss auf die Datenerhebung zu erwarten war, wurde die Messung wiederholt.

3.2.3.2 ITUG – Instrumented Timed Up and Go

Bei dem durchgeführten sogenannten *Timed Up and Go* Test handelt es sich um einen, insbesondere in der Versorgung älterer Patienten, häufig angewandten Test, mit welchem innerhalb kurzer Zeit eine grobe Einschätzung der Gangsicherheit sowie des Sturzrisikos eines Patienten möglich ist. Für den Test sitzt der Patient entspannt in Ausgangsposition mit herunterhängenden Armen auf einem Stuhl. Nach Aufforderung des Untersuchers geht der Patient eine 7 m lange Strecke bis zu einem definierten Wendepunkt, absolviert hier eine 180° Drehung und geht die Strecke zurück bis zum Ausgangspunkt. Die Zeit wird gestoppt, wenn der Patient wieder die ursprüngliche Ausgangsposition auf dem Stuhl eingenommen hat. (Abbildung 7)

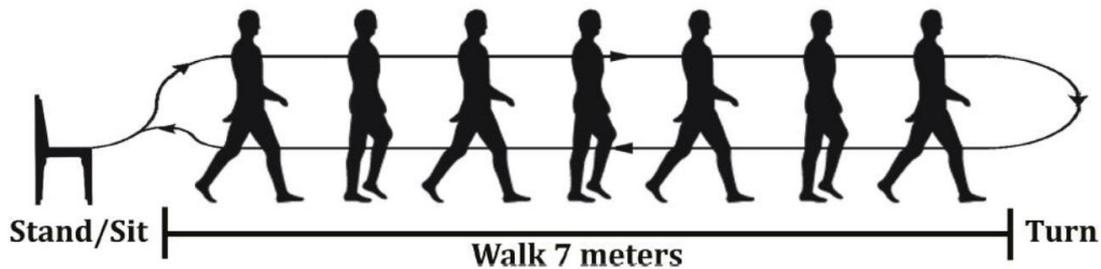


Abbildung 7: Schematische Darstellung des *ITug*-Tests. [6]

Bei der herkömmlichen Durchführung des *Timed Up and Go* misst der Untersucher die Zeit, die benötigt wird, um die vorgegebene Strecke zu absolvieren. Eine eingeschränkte Mobilität wird mit einer Zunahme der benötigten Zeit assoziiert. Wir wendeten den *Instrumented Timed Up and Go* an, sodass durch die Aufzeichnungen der Sensoren eine objektivere Bewertung der Bewegungsabläufe möglich war. In Äquivalenz zu den anderen Testverfahren wurde auch diese Untersuchung in drei Teilaufgaben unterteilt.

Eine Messung ohne zusätzliche Aufgabe diente wieder als Ausgangsmessung. Im zweiten Durchgang bekamen die Teilnehmer erneut eine zusätzliche kognitive Aufgabe gestellt. Für diese Untersuchung sollten die Patienten fortlaufend den Betrag sieben von 100 subtrahieren und die Ergebnisse während des Gehens laut aufsagen, sodass die Ergebnisse für den Untersuchenden kontrollierbar waren. Für den abschließenden Durchgang erhielten die Patienten dieselben Ringe, welche auch für den *IWalk* zum Einsatz kamen. Sie sollten wiederum während der Untersuchung die Ringe der einen Hand fortlaufend auf die andere Hand weiter gereicht werden.

3.2.3.3 *ISway* – Instrumented Sway Test & Posturographie

Die Messung der Posturographie erfolgte zeitgleich mit zwei Messmethoden. Einerseits erfassten wir Bewegungsdaten durch die Sensoren des APDM Mobility Labs. Die Patienten standen während der Messung auf einer Kraftmessplatte, welche traditionell zur Durchführung der Posturographie genutzt wird. Dabei standen die Füße der Probanden parallel, mit etwa 10 cm Abstand auseinander. Die Arme hingen locker neben dem Körper. (Abbildung 8)

Jeder Messdurchgang dauerte 1,40 Minuten. Die Messungen wurden einmal mit geöffneten sowie einmal mit geschlossenen Augen durchgeführt. Für jede Messung errechnet das APDM Mobility Lab eine grafische Darstellung der Bewegungskurven. (Abbildung 8)

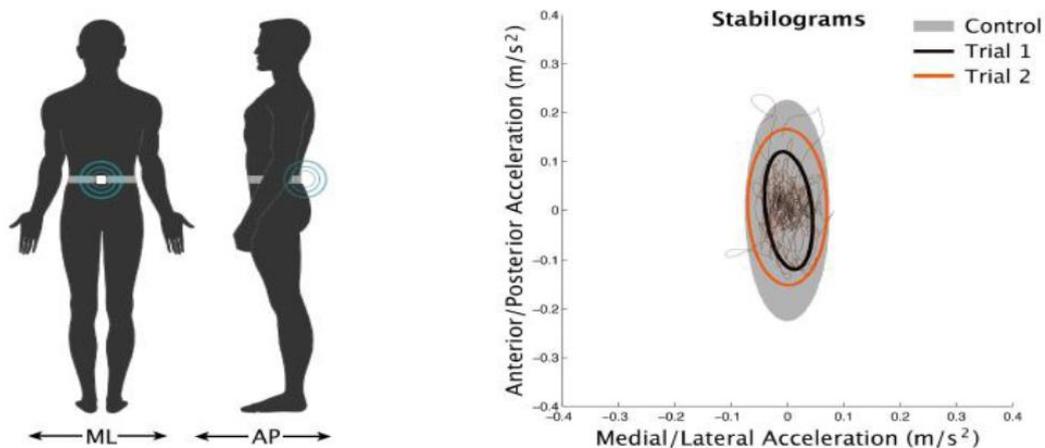


Abbildung 8: Ausgangsposition des iSways und exemplarische Darstellung eines ermittelten Stabilogramms.[6]

Nach den beiden Messungen der posturalen Kontrolle ohne visuelle Hilfe führten wir eine Feedbackmessung durch. Hierbei sah der Patient auf einem Monitor ca. 1,5 m vor sich ein Kreuz, welches seinen Körperschwerpunkt repräsentierte und welches sich mit den Bewegungen des Teilnehmers in Echtzeit verschob. Die Patienten wurden angewiesen, den markierten Körperschwerpunkt durch ausgleichende Bewegungen des Körpers möglichst zentral in dem vorgegebenen Koordinatensystem zu halten. Die Position der Füße blieb hierbei unverändert.

Nach diesen drei Messdurchgängen wiederholten wir alle Durchgänge mit zusätzlichen kognitiven Aufgaben. Hierzu wurden den Probanden über im Raum installierte Lautsprecher wiederum zwei zuvor aufgenommene Texte vorgespielt. Die Aufgabe bestand darin Wörter zu zählen und nach Abschluss der Untersuchung die Anzahl der gesuchten Wörter zu nennen.

3.3 Auswahl und Erklärung der Parameter

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Untersuchung des Gangbilds innerhalb eines gesunden, älteren Probandenkollektivs sowie die Beurteilung der Veränderungen unter *Dual Task* Bedingungen. Für die im Folgenden untersuchten Parameter erfolgte eine Vorauswahl anhand der aktuellen Literatur des bisherigen Wissensstands über Gangbildänderungen im Alter. (vgl. 2.2.1, S.12 & 5.1.3, S.68) Dabei sollte zum einen die Eignung des angewendeten Sensorsystems zur Reproduktion bislang gängiger Ergebnisse überprüft werden. Weiterführend sollte analysiert werden, ob die zu erwartenden Veränderungen durch *Dual Tasks* verstärkt zu Tage treten oder andersartige, unerwartete Effekte aufgezeigt werden können.

Die Auswahl der aktuellen Parameter orientierte sich an einem gesunden Kollektiv und den sich hier stellenden Fragen. Zeitgleich soll die Messung mit den Probanden aber auch als Vergleichskollektiv für eine Gruppe von Parkinsonpatienten dienen. Im weiteren Verlauf kann es somit durchaus vorkommen, dass weitere Parameter von Interesse sind, wenn der Schwerpunkt der Untersuchungen vermehrt auf krankheitsspezifischen Veränderungen liegt. Die getroffene Auswahl soll daher nicht als Vernachlässigung weiterer Parameter verstanden werden, sondern als erster Baustein folgender Untersuchungen.

Das aktuelle Parameterset beschränkten wir für die Parameter des Gangbildes auf zehn und die Anzahl der Parameter, welche die posturale Stabilität der Patienten objektivieren soll, auf sieben. Zudem stellte sich während der Durchführung des *ITugs* die Möglichkeit den Ablauf des Aufstehens und Hinsetzens zu untersuchen, sodass aus dem Bereich dieser Teilaufgabe weitere sieben Parameter ausgewählt wurden. Im Rahmen des *Walks* nutzten wir zudem zwei Parameter, welche als Maß für die Koordination der Bewegungsabläufe stehen. Für die Beurteilung der Schwingungen orientierte sich die Auswahl der Parameter auch an der Arbeit von Mancini et al., welche in ihrer Arbeit ein Set an Parametern erstellten, welche Parkinsonpatienten mit geringen Symptomen sicher von einem gesunden Kontrollkollektiv unterscheiden sollen. [92] Im folgenden Teil werden die ausgewählten Parameter für beide Untersuchungsformen kurz vorgestellt.

3.3.1 Parameter der Ganganalyse

Total Duration [s]

Der Parameter wird nur während der kurzen Gangstrecke, dem *ITug* erfasst. Er gibt die Zeit in Sekunden an, welche die Probanden benötigen, um den oben beschriebenen Versuchsablauf zu absolvieren. Somit integriert er die klassische Auswertung des *Timed Up and Go*, welcher sich rein an der benötigten Zeit orientiert, in die Messung mittels Beschleunigungssensoren.

Stride Length [% Körpergröße]

Dieser Parameter beschreibt die Doppelschrittlänge eines Probanden. Hierbei ist die Doppelschrittlänge als konsekutiver Kontakt eines Fußes mit dem Boden definiert, also die Strecke zwischen dem ersten Kontakt des linken Fußes mit dem Boden und dem anschließenden Bodenkontakt des linken Fußes, wenn der Proband den nächsten Schritt ausführt. Durch die vorherige Angabe der Körpergröße setzt das AMPA Mobility Lab den Parameter direkt in das Verhältnis zur individuellen Körpergröße und gibt den Parameter in Prozent der Körpergröße an. Somit werden große Streuungen durch variierende Körpergrößen minimiert.

Stride Velocity [% Körpergröße/s]

Der Parameter gibt an, wie schnell sich ein Teilnehmer fortbewegt. Auch hier wird die Geschwindigkeit direkt in Relation zur Körpergröße gesetzt und nicht wie meist üblich in cm/s angegeben, sondern in Prozent der Körpergröße/Sekunde.

Cadence [1/ min]

Dieser Parameter misst die Kadenz, also die Schrittfrequenz, mit der ein Teilnehmer läuft.

Gait Cycle Time (GCT) [s]

Der Parameter misst die Zeit in Sekunden, welche für den Abschluss eines kompletten Gangzyklus benötigt wird. Der Gangzyklus wird definiert als die Zeit zwischen zwei Fersenkontakten des gleichen Fußes.

Double Support Time [% GCT]

Der Parameter misst den zeitlichen Anteil an einem Gangzyklus, in welchem beide Füße den Boden berühren. Angegeben wird er als prozentualer Anteil eines kompletten Gangzyklus.

Range of Motion (RoM) [°]

Der Parameter Range of Motion beschreibt den Bewegungsumfang eines bestimmten Körpersegments bzw. eines Gelenks. Für unsere Messungen untersuchten wir die Auslenkungen des Oberkörpers in die horizontale, sagittale und frontale Richtung. Zudem war die Bewegungsfreiheit des Knies sowie des Unterschenkels Teil der Begutachtung. Die Bewegungen werden in Grad [°] angegeben. Im Folgenden wird für den Parameter die Abkürzung „RoM“ verwendet.

Spezielle Parameter des *IWalks*

Phase Coordination Index [%]

Der Parameter korreliert mit der bilateralen Koordination während eines Gangzyklus. Er gibt ein Maß für die Symmetrie des Gangbildes an. Ein höherer Wert entspricht hierbei einem asymmetrischeren Gang. Dieser Parameter konnte aufgrund technischer Begebenheiten nur während des *IWalks* erhoben werden.

Swing Asymmetry [%]

Wie zuvor beschrieben lässt sich ein Gangzyklus in Schwung- und Standphasen unterteilen. Der Parameter Swing Asymmetry beinhaltet die Schwungphasen beider Beine und gibt Aufschluss darüber, wie symmetrisch diese Phasen sind. Dieser Parameter konnte aufgrund technischer Begebenheiten nur während des *IWalks* erhoben werden.

Spezielle Parameter des *ITugs*

Sit to Stand Duration [s]

Der Parameter gibt die Zeit an, welche benötigt wird, um aus dem Sitzen aufzustehen.

Sit to Stand RoM Trunk [°]

Der Parameter misst den Bewegungsumfang des Oberkörpers in der sagittalen Ebene während der Phase des Aufstehens.

Turn Duration [s]

Der Parameter misst die für die 180° Drehung am Ende der Gehstrecke benötigte Zeit.

Turn Number of Steps [Number]

Der Parameter gibt die Schrittzahl an, welche für eine 180° Drehung benötigt wird.

Step Time Before Turn [s]

Der Parameter misst die Dauer des letzten Schrittes vor Beginn der 180° Drehung.

Turn Step Time [s]

Der Parameter misst die Dauer eines Schrittes während der 180° Drehung.

Turn to Sit Duration [s]

Der Parameter gibt die Zeit an, welche für das Setzen am Ende der Aufgabe benötigt wird.

Turn to sit RoM Trunk [°]

Der Parameter gibt den Bewegungsumfang des Oberkörpers in der sagittalen Ebene während der Phase des Setzens an.

3.3.2 Parameter der Posturographie

Jerk [m/s^3]

Der Parameter *Jerk* trifft eine Aussage darüber, wie gleichmäßig die Auslenkungen des Körpers sind. Er beschreibt die Änderungsrate der Beschleunigung. Je häufiger sich die Beschleunigungsrichtung der Körperschwankungen ändert, umso „ruckiger“ werden die Bewegungen.

Mean Distance [m/s^2]

Der Parameter beschreibt die durchschnittliche Auslenkung des Körperschwerpunkts. Die Auslenkungen können in die antero-posteriore (AP) Richtung sowie in die medio-laterale (ML) Richtung erfasst werden.

Mean Frequency [Hz]

Der Parameter gibt Auskunft über die Frequenz, mit welcher der Körperschwerpunkt um den Ausgangspunkt schwankt. Auch die Frequenz wird in AP und ML Richtung gemessen.

Mean Velocity [m/s]

Der Parameter gibt die Geschwindigkeit an, mit welcher sich der Körperschwerpunkt über die zurückgelegte Fläche bewegt.

Path Length [m²/s²]

Der Parameter gibt die Länge der gesamten Strecke an, welche der Körperschwerpunkt während der gemessenen Zeit zurückgelegt hat.

Total Sway Area [m²/s⁵]

Der Parameter gibt Auskunft über die Fläche, über welche sich der Körperschwerpunkt während der Messung bewegt.

RMS [m/s²]

Der Parameter ist ein Maß für die Variabilität der Körperschwankungen. Er gibt den Mittelwert der absoluten Auslenkungen des Körperschwerpunkts während einer Messung an.

3.4 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung der vorliegenden Arbeit wurde das Programm IBM Statistics SPSS Version 24 verwendet. Die Berechnungen erfolgten nach Rücksprache und Beratung mit Frau Dipl.-Stat. Gudrun Wagenpfeil aus dem Institut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Medizinische Informatik der Universität des Saarlandes.

Von den erhobenen Messwerten wurden jeweils geschlechtsspezifisch die Mittelwerte, das 95%-Konfidenzintervall, die Varianz sowie die Standardabweichung des jeweiligen Wertes ermittelt. Jeder Parameter wurde für das jeweilige Geschlecht auf seine Normalverteilung überprüft. Die Prüfung auf die Normalverteilung erfolgte durch den Shapiro-Test.

Um zu beurteilen, ob das Geschlecht einen Einfluss auf verschiedene Parameter des Gehens unter normalen Bedingungen hat, wurde zunächst ein Vergleich der Mittelwerte für die Ergebnisse aus dem Messdurchgang A durchgeführt. Bei Parametern, bei welchen die Ergebnisse normalverteilt waren, wurde hierfür der t-Test für unabhängige Stichproben verwendet. Falls keine Normalverteilung vorlag, wurde der Mann-Whitney-U-Test angewendet. Das Signifikanzniveau wurde für beide Testformen auf $p = 0.05$ festgelegt.

Zur Überprüfung der Haupteffekte verschiedener Einflussfaktoren, wie beispielsweise verschiedener Messbedingungen oder des Geschlechts, wurde anschließend eine zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung auf einem Faktor durchgeführt. Hierfür wurden die Berechnungen zunächst für die Daten der untersuchten Parameter, ohne vorherige Aufteilung anhand des Geschlechts, durchgeführt. Die Sphärizität wurde mittels des Mauchly Tests überprüft. Die Annahme der Sphärizität stellt eine Voraussetzung für die Durchführung einer Varianzanalyse mit Messwiederholung dar. Die Sphärizität trifft eine Aussage über die Homogenität der Varianz der Differenz der Mittelwerte zwischen zwei Faktorstufen. Vereinfacht ausgedrückt soll sichergestellt werden, dass keine zu großen Unterschiede in den Ausgangsbedingungen experimenteller Abläufe bestehen oder zwei Faktorstufen bzw. Testabläufe in einer größeren Abhängigkeit zueinanderstehen als zwei andere Stufen eines Experiments. Bei nicht gegebener Sphärizität wurde für die Auswertung die Greenhouse Geisser-Korrektur berücksichtigt.

Zunächst wurde der Haupteffekt der unterschiedlichen Zusatzaufgaben ermittelt. Bei einem signifikanten Einfluss des Faktors „Zusatzaufgabe“ wurde die Effektstärke durch das partielle Eta-Quadrat ermittelt. Ebenso wurde der Einfluss des Geschlechts auf die Ergebnisse der Ganganalyse ermittelt.

Konnte ein signifikanter Haupteffekt für eine Zusatzaufgabe nachgewiesen werden, wurde im Anschluss eine Post hoc-Analyse zum Vergleich der Mittelwerte durchgeführt, um zu untersuchen, welche Testabläufe sich signifikant voneinander unterschieden. Für die Post hoc-Analyse wurde eine Bonferroni-Korrektur durchgeführt.

Fand sich ein signifikanter Einfluss durch das Geschlecht während einer Messung mit Zusatzaufgabe wurde im Anschluss eine einfaktorielle ANOVA, getrennt für beide Geschlechter, berechnet. Zeigte sich innerhalb der Geschlechtsgruppen ein signifikanter Effekt durch die verschiedenen Messbedingungen, wurde auch hier post hoc ein Mittelwertvergleich mit Bonferroni Korrektur durchgeführt.

Abschließend wurden mögliche Zusammenhänge zwischen der kognitiven Leistungsfähigkeit und dem Gangbild unter Dual Tasking mittels multipler linearer Regression analysiert.

4 Ergebnisse

Im folgenden Teil werden die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit dargestellt. Aus Gründen der Übersichtlichkeit werden die Ergebnisse der Posturographie und der Ganganalyse getrennt voneinander betrachtet. Anschließend sollen mögliche geschlechtsspezifische Unterschiede gegenübergestellt werden. Weiterhin soll ein möglicher Einfluss der Streckenlänge auf verschiedene Parameter ermittelt werden.

4.1 Ergebnisse der klinischen Skalen

Die kognitive Leistungsfähigkeit war bei beiden Geschlechtern etwa gleich. Die teilnehmenden Frauen waren im Durchschnitt älter als die Männer. Ebenso war die Sturzgefahr bei beiden Geschlechtern wie erwartet gering. Die Probanden wurden ebenfalls anhand des motorischen Teils des UPRDS untersucht. Erwartungsgemäß fanden sich in einem gesunden Kollektiv hierbei jedoch keine Auffälligkeiten. Da die gesunden Probanden nicht am IPS litten, konnte ihnen kein Hoehn & Yahr Stadium ermittelt werden bzw. es wurde der Wert null zugewiesen.

Tabelle 1: Charakteristika der Teilnehmergruppe

	Männer	Frauen
Alter (Jahre)	63,4 ± 11,5	69,1 ± 6,6
MoCA	26,8 ± 2,8	26,5 ± 3,1
STRATIFY	1,4 ± 0,5	1,4 ± 0,5
Hoehn & Yahr	0 ± 0,0	0 ± 0,0
UPDRS	0 ± 0,0	0 ± 0,0

4.2 Ergebnisse der Ganganalyse

Für unsere Arbeit berücksichtigten wir die Parameter Doppelschrittlänge, Geschwindigkeit, Schrittfrequenz, Gangzyklusdauer, *Double Support Time* sowie die Bewegungsumfänge in Knie und Oberkörper bei beiden Gehstrecken. Die benötigte Zeit für die zurückgelegte Strecke wurde von dem verwendeten Messsystem nur während der kurzen Gehstrecke ermittelt.

4.2.1 Ergebnisse der kurzen Gehstrecke – ITug

Die Tabellen 2 und 3 stellen die Mittelwerte und Standardabweichung der jeweiligen Messdurchgänge für beide Geschlechter getrennt dar. Für nicht normalverteilte Ergebnisse werden der Median sowie der Interquartilsabstand angegeben. In diesem Fall sind die Werte unterstrichen hervorgehoben. Der Buchstabe A bezeichnet die Ausgangsmessung ohne Zusatzaufgabe, die Buchstaben KT und MT bezeichnen jeweils die Messungen mit kognitiver bzw. motorischer Zusatzaufgabe.

Tabelle 2: Ergebnisse des ITugs in der Gruppe der Männer

Parameter	A	KT	MT
Total Duration [s]	17,2 ± 2,8	18,6 ± 5,4	17,8 ± 3,9
Stride Length [% KG]	84,6 ± 4,4	80,8 ± 5,2	81,7 ± 3,8
Stride Velocity [% KG /s]	73,9 ± 7,6	66,4 ± 11,1	69,5 ± 9,4
Cadence [1 / min]	104,0 ± 8,8	98,0 ± 12,4	101,0 ± 11,6
Gait Cycle Time (GCT) [s]	1,2 ± 0,1	<u>1,2 ± 0,2</u>	1,2 ± 0,1
Double Support Time [% GCT]	22,5 ± 3,4	24,4 ± 5,8	23,2 ± 4,8
ROM Trunk frontal [°]	8,0 ± 1,9	8,5 ± 2,7	7,1 ± 2,4
ROM Trunk horizontal [°]	7,3 ± 1,4	8,5 ± 2,2	6,8 ± 1,7
ROM Trunk sagittal [°]	3,5 ± 0,8	3,9 ± 1,1	2,9 ± 0,7
ROM Knee [°]	55,7 ± 2,7	55,7 ± 3,6	54,5 ± 2,4
ROM Shank [°]	78,3 ± 0,9	74,6 ± 1,3	75,2 ± 0,9
Sit to Stand Duration [s]	<u>2,0 ± 0,6</u>	<u>2,1 ± 0,73</u>	<u>2,2 ± 0,7</u>
Sit to Stand RoM Trunk [°]	35,8 ± 7,9	37,8 ± 7,6	33,3 ± 5,9
Turn Duration [s]	<u>2,3 ± 0,5</u>	<u>2,3 ± 0,5</u>	2,8 ± 0,6
Turn Peak Velocity [°/s]	148,6 ± 30,5	129,2 ± 28,0	149,0 ± 29,0
Step Time before Turn [s]	0,61 ± 0,8	0,60 ± 0,1	0,57 ± 0,05
Turn Step Time [s]	0,63 ± 0,1	0,64 ± 0,1	0,62 ± 0,1
Turn to Sit Duration [s]	3,8 ± 1,9	3,7 ± 1,1	3,6 ± 1,0
Turn to Sit RoM Trunk [°]	26,0 ± 14,1	24,2 ± 12,9	25,9 ± 11,3

Tabelle 3: Ergebnisse des *ITugs* in der Gruppe der Frauen

Parameter	A	KT	MT
Total Duration [s]	17,5 ± 3,1	21,8 ± 3,8	20,5 ± 4,3
Stride Length [% KG]	82,4 ± 5,5	77,0 ± 6,5	77,6 ± 7,2
Stride Velocity [% KG/s]	78,6 ± 10,0	64,0 ± 13,3	68,0 ± 12,5
Cadence [1 / min]	114,0 ± 10,4	99,0 ± 16,2	104,0 ± 13,5
Gait Cycle Time (GCT) [s]	1,05 ± 0,1	1,3 ± 0,2	1,2 ± 0,1
Double Support Time [% GCT]	22,5 ± 4,8	<u>28,4 ± 8,6</u>	24,5 ± 5,7
ROM Trunk frontal [°]	9,6 ± 2,6	10,4 ± 3,3	6,2 ± 2,4
ROM Trunk horizontal [°]	4,9 ± 2,1	6,1 ± 2,4	4,9 ± 2,2
ROM Trunk sagittal [°]	4,3 ± 0,8	4,2 ± 0,8	3,6 ± 0,7
ROM Knee [°]	53,8 ± 3,8	53,1 ± 4,0	52,4 ± 4,2
ROM Shank [°]	76,6 ± 1,5	71,4 ± 1,4	<u>71,8 ± 1,7</u>
Sit to Stand Duration [s]	<u>2,5 ± 0,8</u>	<u>2,4 ± 0,6</u>	<u>2,4 ± 0,7</u>
Sit to Stand RoM Trunk [°]	29,0 ± 6,8	29,8 ± 7,8	28,5 ± 6,7
Turn Duration [s]	2,4 ± 0,6	2,7 ± 0,8	3,0 ± 0,7
Turn Peak Velocity [°/s]	136,5 ± 27,7	131,2 ± 42,0	147,0 ± 29,1
Step Time before Turn [s]	<u>0,59 ± 0,1</u>	<u>0,56 ± 0,1</u>	0,55 ± 0,1
Turn Step Time [s]	0,65 ± 0,1	0,63 ± 0,1	0,61 ± 0,1
Turn to Sit Duration [s]	4,7 ± 1,2	3,9 ± 1,7	<u>3,6 ± 1,0</u>
Turn to Sit RoM Trunk [s]	24,3 ± 10,7	25,3 ± 12,4	25,2 ± 9,9

4.2.1.1 Geschlechtsunterschiede während des freien Gehens

Während des freien Gehens konnten durch den Mittelwertvergleich für die im Folgenden aufgeführten Parameter signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern festgestellt werden. Die Schrittfrequenz der Frauen war während dieser Messung höher ($p = 0,007$). Im Schnitt machten die Frauen zehn Schritte mehr innerhalb einer Minute. Gleichzeitig war die Dauer eines vollständigen Gangzyklus bei den Frauen durchschnittlich 0,1 Sekunden kürzer ($p = 0,011$). Für die weiteren räumlich-zeitlichen Parameter konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ausgemacht werden.

Es zeigten sich ebenfalls Unterschiede bei Betrachtung der Bewegungen des Oberkörpers. In der horizontalen Ebene war der Bewegungsumfang bei den Frauen im Schnitt $2,3^\circ$ geringer als bei den Männern ($p = 0,001$). Für die sagittale und frontale

Ebene zeigte sich ein genau umgekehrtes Bild. In der Sagittalen war der Bewegungsumfang bei den Frauen im Schnitt $0,82^\circ$ ($p = 0,006$), in der Frontalen $1,6^\circ$ ($p = 0,047$) größer.

Phase des Aufstehens, der Drehung und des Setzens

Für den *ITug* wurden zudem gesondert die Phasen des Aufstehens, des Setzens und der 180° Drehung am Ende der Gehstrecke untersucht.

Während der 180° Drehung und des Setzens fand sich bei der Messung ohne Ablenkung kein Unterschied zwischen den Geschlechtern. Auch die für das Aufstehen benötigte Zeit unterschied sich bei beiden Geschlechtern nicht signifikant. Lediglich die Neigung des Oberkörpers während des Aufstehens war bei den Männern größer als bei den Frauen ($p = 0,001$).

4.2.1.2 Einfluss der Dual Tasks

Weiterführend sollen nun die Auswirkungen der Zusatzaufgaben auf das Gangbild beschrieben werden. Zudem wurde untersucht, welchen Effekt das Geschlecht auf die Ergebnisse hat.

Für die Parameter *Cadence* ($p = 0,01$), *Gait Cycle Time* ($p < 0,001$) und *Double Support Time* ($p = 0,018$) konnte keine Sphärizität angenommen werden. Für diese Parameter wurde bei der weiteren Betrachtung die Greenhouse Geisser-Korrektur berücksichtigt. Eine zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung auf einem Faktor zeigte, dass sich die Ergebnisse der verschiedenen Messdurchgänge statistisch signifikant unterschieden. (Tabelle 4) Für alle Parameter zeigte sich ein klar signifikanter Haupteffekt $p < 0,001$ durch eine gestellte Zusatzaufgabe. Die Effektstärke η^2 zeigte ebenfalls für alle getesteten Parameter hohe Werte $\eta^2 > 0,14$.

Tabelle 4: Einfluss einer Zusatzaufgabe und des Geschlechts auf das Gesamtkollektiv während des *ITugs*

Parameter	Mauchly	Haupteffekt		Haupteffekt	
	Test	Task		Geschlecht	
	p	p	$\eta^2_p^*$	p	η^2_p
Stride Length [%KG]	0,3	< 0,001	0,5	0,06	0,1
Stride Velocity [%KG/s]	0,06	< 0,001	0,6	0,9	<0,001
Cadence [1/min]	0,01	< 0,001	0,5	0,3	0,03
Gait Cycle Time [s]	<0,001	< 0,001	0,4	0,4	0,02
Double Support Time [%GCT]	0,02	< 0,001	0,3	0,6	0,009
ROM Knee [°]	0,6	< 0,001	0,3	0,06	0,1
ROM Trunk frontal [°]	0,4	< 0,001	0,4	0,3	0,04
ROM Trunk horizontal [°]	0,05	< 0,001	0,4	0,002	0,3
ROM Trunk sagittal [°]	0,9	< 0,001	0,4	0,02	0,1
ROM Shank [°]	0,7	< 0,001	0,5	0,1	0,07

* Ein signifikantes Ergebnis bestätigt, dass der untersuchte Faktor den Gangparameter beeinflusst. Die Stärke des Einflusses kann durch die Effektstärke η^2_p angegeben werden. $\eta^2_p \leq 0,01$ entspricht einem kleinen, $\leq 0,06$ einem mittleren und $\leq 0,14$ einem großen Effekt. [26]

Zur weiteren Eingrenzung, welche Zusatzaufgabe eine Änderung der Parameter bewirkte und in welche Richtung diese Änderung geartet war, folgte eine Post hoc-Analyse der Ergebnisse mit zusätzlicher Bonferroni-Korrektur. Hierfür wurde jeweils die Differenz aus den Mittelwerten der Ergebnisse der Ausgangsmessung und den

Ergebnissen der Messungen mit den unterschiedlichen Zusatzaufgaben gebildet. (Tabelle 5)

Tabelle 5: Veränderung der einzelnen Parameter durch eine Zusatzaufgabe im Gesamtkollektiv während des *ITugs*

Parameter	Kognitive Ablenkung		Motorische Ablenkung	
	Änderung	p	Änderung	p
Stride Length [%KG]	- 4,6	<0,001	- 3,8	<0,001
Stride Velocity [%KG/s]	- 11,0	<0,001	- 7,5	<0,001
Cadence [1/min]	- 10,9	<0,001	- 6,2	<0,001
Gait Cycle Time [s]	+ 0,1	<0,001	+ 0,07	<0,001
Double Support Time [%GCT]	+ 2,6	<0,001	+ 1,3	<0,001
RoM Shank [°]	- 4,4	<0,001	- 3,9	<0,001
RoM Knee[°]	- 0,3	0,7	- 1,3	<0,001
RoM Trunk frontal [°]	+ 0,6	0,3	- 2,1	<0,001
RoM Trunk horizontal [°]	+1,1	<0,001	- 0,2	0,86
RoM Trunk sagittal [°]	+ 0,1	0,8	- 0,6	<0,001
Total duration [s]	+ 2,8	<0,001	+1,8	0,01

- entspricht einer Abnahme, + einer Zunahme im Vergleich zu Messdurchgang A

Unter der kognitiven Zusatzaufgabe kam es zu einer signifikanten Abnahme der Schrittlänge, -geschwindigkeit und -frequenz. Ebenso verringerte sich der Bewegungsumfang im Unterschenkel. (Diagramm 1) Gleichsinnige Effekte konnten für die genannten Parameter auch durch den motorischen Zusatztask nachgewiesen werden. Die beschriebenen Veränderungen erreichten alle das Signifikanzniveau $p < 0,001$. (Tabelle 5)

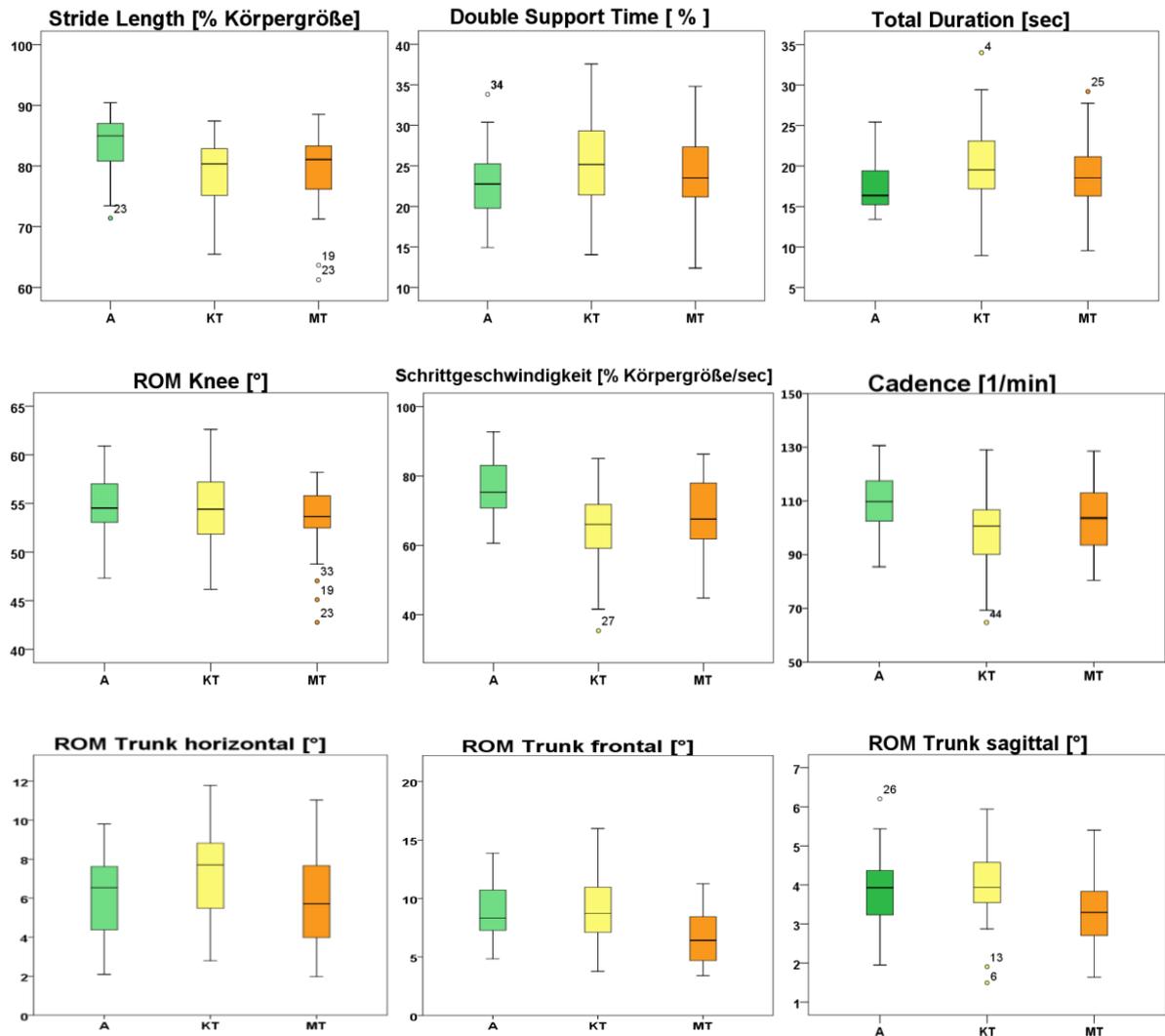


Diagramm 1: Grafische Darstellung signifikanter Veränderungen des *IWalks* unter DT

KT: Abnahme Stride Length, Stride Velocity, Cadence, RoM Knie
Zunahme Double Support Time, Total Duration, ROM Trunk in allen Ebenen

MT: Abnahme Stride Length, Stride Velocity, Cadence, RoM Knie, RoM Trunk in allen Ebenen
Zunahme Double Support Time, Total Duration

Für die Dauer eines Gangzyklus sowie die *Double Support Time* zeigten sich Veränderungen in die entgegengesetzte Richtung. Unter beiden Zusatzaufgaben kam es zu einer Zunahme der Dauer eines Gangzyklus, sowie der *Double Support Time*. Auch die insgesamt benötigte Zeit zur Absolvierung der Aufgaben nahm durch die veränderten Messbedingungen zu. Diese Beobachtungen waren ebenfalls signifikant. (Tabelle 5, S.40)

Für die Bewegungen im Oberkörper konnten durch die beiden Messbedingungen unterschiedliche Effekte nachgewiesen werden. Durch den kognitiven *Task* kam es bei

den Teilnehmern zu einer Zunahme des Bewegungsumfangs des Oberkörpers in allen drei Bewegungsebenen. Signifikant war der Unterschied jedoch nur in der horizontalen Ebene. Im Gegensatz dazu bewirkte der motorische *Task* eine Abnahme des Bewegungsumfangs in allen Ebenen. Hier konnte ein signifikanter Unterschied in der frontalen sowie der sagittalen Ebene festgestellt werden. (Tabelle 5, S.40)

Beim Vergleich der Durchgänge mit den Messbedingungen KT und MT zeigte sich, dass die Parameter durch die gestellten Aufgaben unterschiedlich stark beeinflusst wurden. Während des kognitiven *Tasks* war der Bewegungsumfang sowohl im Knie ($p = 0,005$), als auch in allen Ebenen der Oberkörperbewegungen ($p_{\text{frontal}} = <0,001$; $p_{\text{sagittal}} = <0,001$; $p_{\text{horizontal}} = <0,001$) größer als während des motorischen *Tasks*. Auch die *Double Support Time* ($p = 0,04$) sowie die *Gait Cycle Time* ($p = 0,028$) waren während des kognitiven *Tasks* durchschnittlich länger. Entgegen dieser Beobachtungen zeigte sich während des motorischen *Tasks* eine durchschnittlich höhere Schrittfrequenz ($p = 0,002$) sowie eine höhere Schrittgeschwindigkeit ($p = 0,01$) im Vergleich zum Messdurchgang mit kognitivem *Task*.

Phase des Aufstehens, der Drehung und des Setzens

Auch für die Phasen des Aufstehens, des Setzens und der 180° Drehung untersuchten wir den Einfluss einer auditiven oder motorischen Ablenkung auf die Parameter. Für die Parameter *Turn Duration*, *Turn Peak Velocity* und *Step Time Before Turn* konnte ein signifikanter Effekt der Zusatzaufgaben festgestellt werden.

Für die drei genannten Parameter zeigte sich eine große Effektstärke $> 0,2$. (Tabelle 6)

Tabelle 6: Einfluss einer Zusatzaufgabe und des Geschlechts auf das Gesamtkollektiv in den Phasen Aufstehen und 180° Drehung

Parameter	Mauchly-Test	Haupteffekt <i>Task</i>		Haupteffekt Geschlecht	
		p	η^2_p	p	η^2_p
Turn Duration [s]	0,003	<0,001	0,3	0,5	0,02
Turn Peak Velocity [°/s]	0,05	<0,001	0,3	0,7	0,005
Step Time before Turn [s]	0,1	<0,001	0,2	0,6	0,008
Sit to Stand RoM Trunk [°]	0,05	0,1	0,07	0,04	0,2

Bei Betrachtung der einzelnen Parameter hinsichtlich ihrer Veränderungen nahm die benötigte Zeit für die 180° Drehung unter der kognitiven sowie der motorischen Ablenkung zu. (Tabelle 7) Bei Vergleich der Durchgänge mit den unterschiedlichen Ablenkungen konnte gezeigt werden, dass die Zunahme während der motorischen Ablenkung stärker war als während der kognitiven. Die Probanden benötigten während der motorischen Messung nochmals 0,34 s mehr Zeit für die Drehung als während der kognitiven Testung ($p = 0,01$).

Entsprechend nahm die Geschwindigkeit während der Drehung bei beiden Messungen ab. Nur die Abnahme während der motorischen Aufgabe erreichte das Signifikanzniveau. Auch hier war die Abnahme während der motorischen Aufgabe deutlich stärker ausgeprägt als während der kognitiven Aufgabe. Bei Betrachtung der beiden Durchgänge mit Zusatzaufgabe nahm die Geschwindigkeit während der motorischen Aufgabe um 12,4 %/s ab ($p = 0,016$). Die Dauer des letzten Schritts vor der Drehung nahm bei beiden Messungen zu. Dieser Effekt war lediglich während der kognitiven Aufgabe signifikant nachweisbar.

Tabelle 7: Veränderungen durch eine Zusatzaufgabe im Gesamtkollektiv während 180° Drehung

Parameter	Kognitive Ablenkung		Motorische Ablenkung	
	Änderung	p	Änderung	p
Turn Duration [s]	+ 0,2	0,07	+ 0,5	<0.001
Turn Peak Velocity [°/s]	- 6,2	0,1	- 18,6	<0.001
Step Time before Turn [s]	+ 0,05	<0,001	+ 0,02	0.1

4.2.1.3 Einfluss des Geschlechts während der *Dual Tasks*

Für die Parameter *ROM Trunk* horizontal und sagittal konnte ein signifikanter Haupteffekt durch das Geschlecht der Probanden nachgewiesen werden. In der horizontalen Ebene zeigte der Effekt eine starke Ausprägung ($p = 0,002$; $\eta^2_p = 0,26$) in der sagittalen Ebene eine schwächere, als mittel bis stark einzuschätzende Ausprägung ($p = 0,023$; $\eta^2_p = 0,15$). Auf die *Double Support Time* ließ sich ebenfalls eine Tendenz zu einem Einfluss durch das Geschlecht mit mittlerer Effektstärke erkennen ($p = 0,059$; $\eta^2_p = 0,1$). Für die weiteren Parameter fand sich kein statistisch signifikanter Haupteffekt durch das Geschlecht. (Tabelle 4, S.39)

Für diese Parameter mit signifikantem Ergebnis wurde im Anschluss erneut eine einfaktorielle Varianzanalyse durchgeführt, um den Effekt der unterschiedlichen *Tasks* auf das jeweilige Geschlecht zu beurteilen. Für alle drei untersuchten Parameter konnte ein statistisch signifikanter Effekt der Zusatzaufgabe auf die jeweilige Gruppe nachgewiesen werden. (Tabelle 8)

Tabelle 8: Einfluss einer Zusatzaufgabe auf geschlechtsunterteilte Gruppen während des *ITugs*

Parameter	Haupteffekt <i>Task</i>			
	Männer		Frauen	
	p	η^2_p	p	η^2_p
Stride Length [%KG]	< 0,001	0,45	< 0,001	0,48
ROM Trunk Horizontal [°]	< 0,001	0,46	0,002	0,32
ROM Trunk Sagittal [°]	< 0,001	0,44	0,001	0,37
Sit to Stand RoM Trunk [°]	0,03	0,2	0,6	0,02

Zur weiteren Beurteilung, welche Aufgabe die beiden Gruppen in welcher Weise beeinflusst hat, wurde im Anschluss erneut Post hoc ein Mittelwertvergleich mit Bonferroni-Korrektur durchgeführt. (Tabelle 9) Als Basiswert zur Berechnung der mittleren Differenzen diente wiederum der Durchgang ohne zusätzliche Aufgaben. Bei den Männern führte der kognitive *Task* zu einer Abnahme der Schrittlänge ($p = 0,003$), bei gleichzeitiger Zunahme des Bewegungsumfangs des Oberkörpers in der horizontalen Ebene ($p = 0,002$). In sagittaler Ebene konnte dieser Effekt durch den kognitiven *Task* nicht statistisch signifikant nachgewiesen werden ($p = 0,08$). Dagegen bewirkte der motorische *Task* eine Abnahme der Bewegungen in der sagittalen Ebene ($p = 0,023$). Eine Abnahme der Schrittfrequenz ($p = 0,001$) konnte auch durch den motorischen *Task* nachgewiesen werden, jedoch hatte dieser keinen Einfluss auf die Rumpfbewegungen in der Horizontalen.

Tabelle 9: Veränderung der einzelnen Parameter durch eine Zusatzaufgabe in geschlechtsunterteilten Gruppen während des *ITugs*

Frauen				
Parameter	Kognitiver <i>Task</i>		Motorischer <i>Task</i>	
	Änderung	p	Änderung	p
Stride Length [%KG]	- 5,4	0,001	- 4,8	0,001
RoM Trunk				
Horizontal	+ 1,1	0,004	+ 0,003	1,0
Sagittal	+ 0,1	1,0	+ 0,6	0,001
Sit to Stand RoM Trunk [°]	+ 0,8	1,0	- 0,5	1,0
Männer				
Parameter	Kognitiver <i>Task</i>		Motorischer <i>Task</i>	
	Änderung	p	Änderung	p
Stride Length [%KG]	- 3,7	0,003	- 2,8	0,001
RoM Trunk				
Horizontal	+ 1,2	0,002	- 0,4	0,3
Sagittal	+ 0,3	0,08	+ 0,5	0,02
Sit to Stand RoM Trunk [°]	+ 1,96	0,9	- 2,5	0,3

- entspricht einer Abnahme, + einer Zunahme im Vergleich zu Messdurchgang A

Bei den Frauen konnte ebenfalls eine Abnahme der Schrittlänge durch beide zusätzlichen Aufgaben nachgewiesen werden (jeweils $p < 0,001$). Der kognitive *Task* bewirkte zudem eine Zunahme des Bewegungsumfangs in der horizontalen Ebene ($p = 0,004$). Aber auch bei den Frauen konnte dieser Effekt nicht durch den motorischen *Task* reproduziert werden. Hingegen hatte nur der motorische *Task* eine Zunahme des Bewegungsumfangs des Oberkörpers in der sagittalen Ebene ($p = 0,001$) zur Folge. Ein Unterschied der Geschlechter im Ansprechverhalten auf die beiden *Tasks* fand sich bei Betrachtung der Oberkörperbewegungen in der Sagittalen. Während der kognitive *Task* bei den Männern eine Zunahme des Bewegungsumfangs bedingte, führte er bei den Frauen zu einer Abnahme. Bei beiden Geschlechtern war dieser Effekt jedoch nicht statistisch signifikant.

Phase des Aufstehens, der Drehung und des Setzens

Während des Aufstehens konnte ein signifikanter Effekt des Geschlechts auf den Parameter *RoM Trunk* gezeigt werden. (Tabelle 6, S.42) Während der 180° Drehung und der Phase des Setzens fanden sich keine Auswirkung des Geschlechts auf die Parameter.

In der anschließenden Varianzanalyse bei getrennten Gruppen zeigte sich, dass nur die Männer von einer Zusatzaufgabe beeinflusst wurden. (Tabelle 8, S.44) Hier führte die kognitive Aufgabe zu einer Zunahme, die motorische Aufgabe hingegen zu einer Abnahme der Bewegungen des Oberkörpers in der sagittalen Ebene. In der Gruppe der Frauen konnte kein signifikanter Einfluss einer Zusatzaufgabe auf den untersuchten Parameter nachgewiesen werden.

4.2.1.4 Zusammenhang zwischen der kognitiven Leistung und den Parametern der kurzen Gangstrecke

Zur Beurteilung des Zusammenhangs zwischen den Ergebnissen des MoCA, und somit der kognitiven Leistungsfähigkeit der Teilnehmer, und den verschiedenen Parametern des Gangbildes erfolgte wie eingangs beschrieben die Berechnung mittels multipler linearer Regression. Initial wurde für jeden Parameter eine multiple lineare Regression durchgeführt. Hier konnten die Parameter *Cadence*, *Double Support Time*, *Gait Cycle Time*, *RoM Trunk Horizontal*, *Stride Velocity*, *Turn Duration* und *Turn Step Time* im Rahmen einer *Backward Elimination* ausgeschlossen werden, da für diese Parameter kein signifikanter Zusammenhang mit den Ergebnissen des MoCA nachgewiesen werden konnte.

Mit den nicht ausgeschlossenen Parametern wurde erneut eine gesammelte multiple lineare Regressionsanalyse mit *Backward Elimination* durchgeführt. Nach der abschließenden Regressionsanalyse verblieben die Parameter *RoM Trunk Sagittal ohne Ablenkung*, *Sit to Stand Duration – ohne Ablenkung*, *RoM Trunk frontal + KT*, *Step Time before turn + kognitive Aufgabe*, *Turn to sit RoM Trunk + kognitive Aufgabe*, *Stride length + MT*, *Step Time before Turn + MT* sowie der Parameter *Sit to Stand RoM Trunk*. Eine Aufführung der ausgeschlossenen Variablen findet sich im Tabellenanhang.

Für den Parameter *Sit to Stand Duration – ohne Ablenkung* konnte ein negativer Zusammenhang mit dem MoCA festgestellt werden. (Regressionskoeffizient $\beta = -3,3$, standardisierter Koeffizient $= -0,46$, $p = <0,001$) Dies bedeutet, beispielhaft für diesen Parameter, dass der Wert des MoCAs um 0,46 Punkte abnimmt, wenn die *Sit to Stand Duration* um eine Standardabweichung zunimmt.

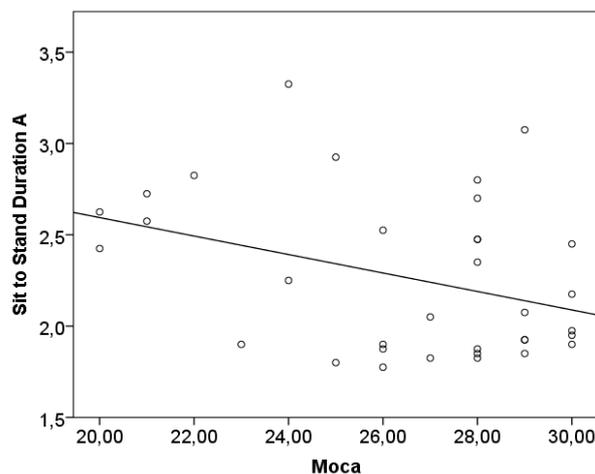


Diagramm 2: Zusammenhang Punktzahl MoCAs und *Sit to Stand Duration*

Für alle anderen oder oben genannten Parameter fand sich ein positiver Zusammenhang. (Tabelle 10, S.47) Anhand der standardisierten Koeffizienten lässt sich die besagte Änderung erkennen. Eine Veränderung eines Parameters um eine Standardabweichung bewirkt eine Änderung des MoCA um den angegebenen standardisierten Regressionskoeffizient.

Tabelle 10: Ergebnisse der abschließenden multiplen linearen Regression

Parameter	Nicht standardisierte Koeffizienten	Standardisierte Koeffizienten	p
	Regressionskoeffizient B	= Veränderung des MOCAS bei Änderung des Parameter X um eine SD	
Sit to Stand Duration A [s]	- 3,3	- 0,5	0,000
RoM Trunk Sagittal A [°]	+ 1,1	+ 0,3	0,002
Step Time before Turn + KT [s]	+ 13,0	+ 0,5	0,000
Turn to Sit RoM Trunk + KT [°]	+ 0,05	+ 0,2	0,046
Sit to Stand RoM Trunk + MT [°]	+ 0,2	+ 0,4	0,000
Stride Length + MT [%KG]	+ 0,2	+ 0,3	0,001

Somit ließ sich zeigen, dass ein erhöhter Punktwert des MoCAs mit vermehrten Bewegungen des Oberkörpers in der sagittalen Ebene ohne zeitgleiche Ablenkung assoziiert ist. Zudem benötigten Probanden mit einem höheren MoCA Punktwert während der Ausgangsmessung weniger Zeit um am Anfang der Messung von einem Stuhl aufzustehen.

Bei einer zeitgleichen kognitiven Aufgabe während des Messdurchgangs KT war eine höhere MoCA Punktzahl sowohl während des Gehens als auch der Phase des Hinsetzens ebenfalls mit vermehrten Bewegungen des Oberkörpers vergesellschaftet.

Bei einer parallelen motorischen Aufgabe konnte ein Zusammenhang zwischen einem höheren Punktwert des MoCAs und einer größeren Schrittlänge nachgewiesen werden.

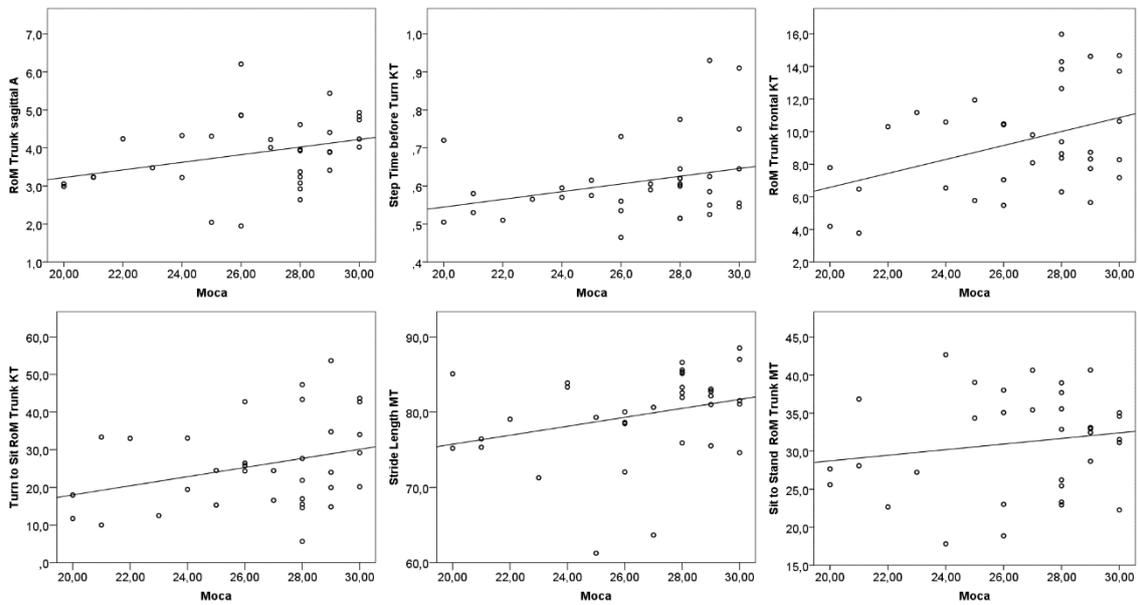


Diagramm 3: Zusammenhang Punktzahl MoCA und Gangparametern

Für die in die Berechnung eingehenden Prädiktoren konnte keine Multikollinearität festgestellt werden. Somit konnte ausgeschlossen werden, dass eine hohe Korrelation zwischen zwei Parametern die Ergebnisse der Rechnungen beeinflusst. Zum Ausschluss solcher verzerrenden Effekte sollten die Toleranzwerte $> 0,2$ sein. Dies ist bei allen Parametern der finalen multiplen linearen Regression gegeben. (Tabelle 10, S. 47)

4.2.2 Ergebnisse der langen Gehstrecke – *IWalk*

Die Tabellen 11 und 12 stellen die Mittelwerte und Standardabweichung der jeweiligen Messdurchgänge für beide Geschlechter getrennt dar. In Analogie zu den Ergebnissen des *ITugs* ist bei nicht normalverteilten Parametern die Angabe von Median und Interquartilsabstand hervorgehoben.

Tabelle 11: Ergebnisse des *IWalks* in der Gruppe der Männer

Parameter	A	KT	MT
Stride Length [% KG]	86,3 ± 4,5	85,7 ± 4,9	86,02 ± 4,9
Stride Velocity [% KG /S]	79,8 ± 7,5	78,0 ± 9,2	79,3 ± 9,2
Cadence [1 / min]	110,0 ± 8,0	108,0 ± 9,8	110,0 ± 8,8
Gait Cycle Time [s]	1,0 ± 0,0	1,11 ± 0,1	1,1 ± 0,0
Double Support Time [% GCT]	20,2 ± 3,1	21,0 ± 3,3	20,7 ± 3,0
ROM Trunk Frontal [°]	8,3 ± 2,6	<u>6,8 ± 3,0</u>	8,1 ± 2,8
ROM Trunk Horizontal [°]	6,9 ± 1,5	6,7 ± 1,5	6,9 ± 1,7
ROM Trunk Sagittal [°]	3,4 ± 0,6	3,4 ± 0,7	3,2 ± 0,8
ROM Knee [°]	56,3 ± 2,4	55,6 ± 2,7	56,1 ± 2,7
ROM Shank [°]	78,5 ± 1,4	77,4 ± 1,5	77,9 ± 1,4
Phase Coordination Index [%]	4,7 ± 0,5	4,5 ± 0,3	4,5 ± 0,4
Swing Asymmetrie [%]	4,8 ± 0,6	4,8 ± 0,6	5,2 ± 0,5

A = Ausgangsmessung ohne Ablenkung, KT = kognitiver *Task*, MT = motorischer *Task*

Tabelle 12: Ergebnisse des *IWalks* in der Gruppe der Frauen

Parameter	A	KT	MT
Stride Length [% KG]	84,3 ± 5,1	<u>82,8 ± 8,8</u>	83,8 ± 5,6
Stride Velocity [% KG/ s]	82,6 ± 7,8	79,1 ± 9,9	80,6 ± 9,6
Cadence [1/min]	117,0 ± 7,0	<u>115,0 ± 10,8</u>	115,0 ± 11,6
Gait Cycle Time [s]	<u>1,0 ± 0,7</u>	<u>1,0 ± 0,1</u>	<u>1,0 ± 0,1</u>
Double Support Time [% GCT]	<u>19,8 ± 4,5</u>	<u>21,4 ± 4,5</u>	22,0 ± 5,2
ROM Trunk Frontal [°]	10,3 ± 2,8	10,0 ± 3,1	9,0 ± 2,6
ROM Trunk Horizontal [°]	5,6 ± 1,9	5,1 ± 2,0	5,6 ± 1,7
ROM Trunk Sagittal [°]	4,3 ± 0,7	4,0 ± 0,7	4,0 ± 0,8
ROM Knee [°]	54,4 ± 3,8	53,5 ± 4,4	53,6 ± 3,9
ROM Shank [°]	81,5 ± 1,0	80,2 ± 1,2	<u>83,6 ± 1,1</u>
Phase Coordination Index [%]	<u>2,6 ± 0,4</u>	<u>2,5 ± 0,3</u>	<u>3,3 ± 0,3</u>
Swing Asymmetrie [%]	3,6 ± 0,3	3,9 ± 0,4	<u>4,4 ± 0,4</u>

4.2.2.1 Geschlechtsunterschiede während des freien Gehens

Beim Vergleich der Geschlechter über die längere Distanz konnten ebenfalls geschlechtsspezifische Unterschiede während des freien Gehens festgestellt werden. Die Frauen gingen wiederum mit einer höheren Schrittfrequenz von im Schnitt sieben Schritten mehr pro Minute ($p = 0,019$), während ein einzelner Gangzyklus im Durchschnitt 0,06 s kürzer als bei den männlichen Probanden war ($p = 0,013$). Auch über die längere Distanz war bei den Frauen der Bewegungsumfang des Oberkörpers in der horizontalen Ebene im Schnitt 1,3° geringer ($p = 0,037$) während er in der sagittalen Ebene durchschnittlich 0,8° ($p = 0,001$) und in der frontalen Ebene 1,9° ($p = 0,044$) größer war. Zudem fiel auf, dass die Parameter *Phase Coordination Index* und *Swing Asymmetrie*, welche beide eine Aussage über die Asymmetrie eines Gangzyklus treffen, bei den Männern signifikant höhere Werte zeigten ($p_{PCI} = 0,001$; $p_{Swing\ asym.} = 0,009$).

4.2.2.2 Einfluss der Dual Tasks

Für alle Parameter des *IWalks*, abgesehen von der *Swing Asymmetrie*, konnte die Sphärizität angenommen werden. In der zweifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung auf einem Faktor zeigte sich für acht der zwölf ausgewählten Parameter eine statistisch signifikante Veränderung der Parameter durch die gestellten Zusatzaufgaben. (Tabelle 13)

Tabelle 13: Einfluss einer Zusatzaufgabe und des Geschlechts auf das Gesamtkollektiv während des *Walks*

Parameter	Mauchly-Test	Haupteffekt Task		Haupteffekt Geschlecht	
		p	η^2_p	p	η^2_p
Stride Length [%KG]	0,9	0,09	0,07	0,2	0,04
Stride Velocity [%KG/s]	0,9	<0,001	0,2	0,5	0,01
Cadence [1/min]	0,9	<0,001	0,2	0,1	0,08
Gait Cycle Time [s]	0,5	<0,001	0,2	0,1	0,07
Double Support Time [%GCT]	0,2	0,001	0,2	0,4	0,02
ROM Knee [°]	0,1	0,003	0,2	0,06	0,1
ROM Trunk frontal [°]	0,3	0,03	0,1	0,05	0,1
ROM Trunk horizontal [°]	0,5	0,1	0,6	0,02	0,2
ROM Trunk sagittal [°]	0,04	0,04	0,1	0,002	0,3
ROM Shank [°]	0,8	0,004	0,2	0,1	0,08
Phase Coordination Index [%]	0,3	0,539	0,02	0,001	0,3
Swing Asymmetrie [%]	0,001	0,25	0,04	0,04	0,1

Keine statistisch signifikanten Effekte durch eine gestellte Zusatzaufgabe fanden sich für die Doppelschrittlänge ($p = 0,093$), den Bewegungsumfang des Oberkörpers in der horizontalen Ebene ($p = 0,136$), den *Phase Coordination Index* ($p = 0,1$) sowie die *Swing Asymmetry* ($p=0,3$).

Tabelle 14 stellt die Ergebnisse der durchgeführten Post hoc Mittelwertvergleiche mit Bonferroni-Korrektur dar. In der Post hoc-Analyse zeigte sich, dass mit Ausnahme vom Parameter *RoM Shank* auf der langen Gehstrecke nur die kognitive Ablenkung eine Veränderung des Gangbildes bewirkte, welche statistisch signifikant nachzuweisen war. Der kognitive Task führte zu einer Zunahme der Parameter *Gait Cycle Time* ($p = 0,003$) sowie *Double Support Time* ($p < 0,001$). Durch die motorische Aufgabe konnten diese Effekte nicht reproduziert werden. Lediglich eine Tendenz zur Steigerung der *Double Support Time* ließ sich durch diese Aufgabe erkennen ($p = 0,06$). Des Weiteren bedingte die kognitive Zusatzaufgabe eine Abnahme der Schrittgeschwindigkeit ($p= 0,001$) sowie der Schrittfrequenz ($p = 0,001$). Gleichzeitig nahm der Bewegungsumfang des Knies ab ($p = 0,01$). Für die motorische Zusatzaufgabe konnte wiederum kein vergleichbarer Effekt nachgewiesen werden. Zwar nahm hier ebenfalls der Bewegungsumfang im Knie ab, jedoch erreichte diese Veränderung keine statistische Signifikanz ($p = 0,06$).

Tabelle 14: Veränderung der einzelnen Parameter durch eine Zusatzaufgabe im Gesamtkollektiv während des *IWalks*

Parameter	Kognitive Ablenkung		Motorische Ablenkung	
	Änderung	p	Änderung	p
Stride Length [%KG]	- 0,7	0,1	- 0,4	0,4
Stride Velocity [%KG/s]	- 2,7	0,001	- 1,3	0,1
Cadence [1/min]	- 2,9	0,001	- 1,1	0,3
Gait Cycle Time [s]	+ 0,03	0,003	+ 0,01	0,1
RoM Shank [°]	- 4,4	0,001	- 3,9	0,001
Double Support Time [%GCT]	+ 0,8	<0,001	+ 0,6	0,06
RoM Knee [°]	- 0,8	0,01	- 0,5	0,06
RoM Trunk [°]				
Frontal	- 0,6	0,08	- 0,7	0,1
Horizontal	- 0,3	0,2	- 0,01	1,0
Sagittal	- 0,1	0,2	- 0,3	0,07

- entspricht einer Abnahme, + einer Zunahme im Vergleich zu Messdurchgang A

Ebenso zeigte sich in der Post hoc-Analyse, dass in Bezug auf die Oberkörperbewegungen ein statistisch signifikanter Effekt nur bei Vergleich der Ergebnisse mit oder ohne Dual Task nachzuweisen war. Bei genauerer Betrachtung der Ergebnisse für die einzelnen Tasks erbrachte keiner der beiden Tasks eigenständig eine signifikante Veränderung der Mittelwerte eines Parameters. (Tabelle14)

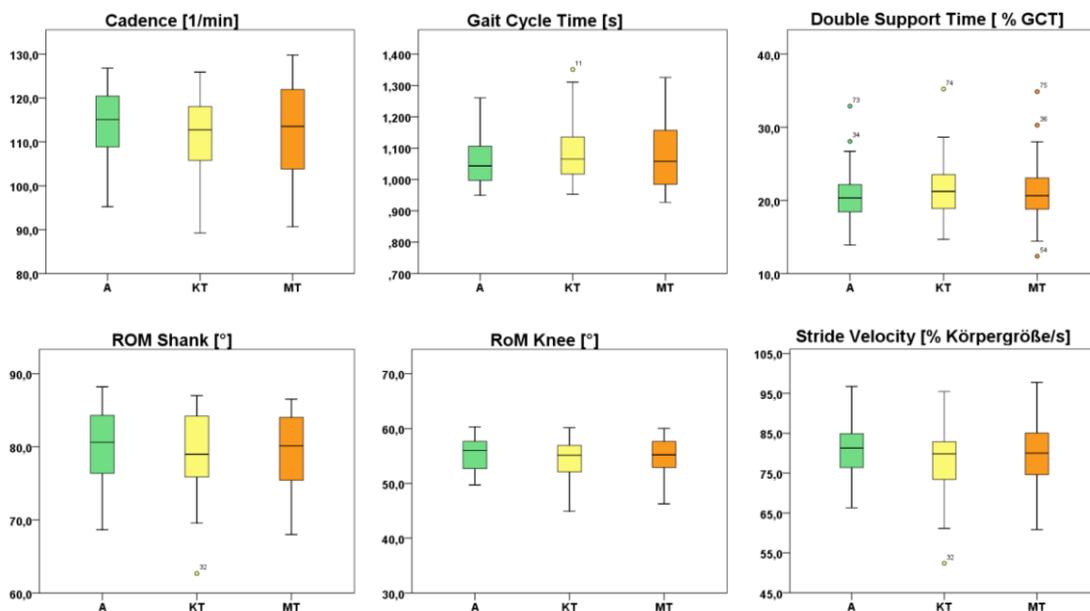


Diagramm 4: Grafische Darstellung signifikanter Veränderungen des *IWalks* unter DT

KT: Zunahme der *Gait Cycle Time* & *Double Support Time*; Abnahme der *Cadence*, *Stride Velocity* & *RoM Knee*

4.2.2.3 Einfluss des Geschlechts

In der zweifaktoriellen ANOVA konnte ein statistisch signifikanter Effekt durch das Geschlecht für die drei Parameter des Bewegungsumfangs des Oberkörpers nachgewiesen werden. (Tabelle 13, S.51) In der anschließenden Varianzanalyse für beide Geschlechter zeigte sich, dass die Männer in Bezug auf die Bewegungen des Oberkörpers nicht signifikant durch eine gestellte Zusatzaufgabe beeinflusst wurden. (Tabelle 15) Bei den Frauen konnte für den Bewegungsumfang des Oberkörpers in der frontalen Ebene ein statistisch signifikanter Unterschied durch die *Tasks* nachgewiesen werden.

Tabelle 15: Einfluss einer Zusatzaufgabe auf geschlechtsunterteilte Gruppen während des *IWalks*

Parameter	Haupteffekt <i>Task</i>			
	Männer		Frauen	
	p	η^2	p	η^2
RoM Trunk [°]				
Frontal	0,1	0,1	0,02	0,2
Horizontal	0,8	0,01	0,08	0,1
Sagittal	0,2	0,09	0,08	0,1
Phase Coordination Index [%]	0,2	0,1	0,79	0,01
Swing Asymmetrie [%]	0,05	0,2	0,97	0,002

In der anschließend durchgeführten Post hoc-Analyse zeigte sich bei den Männern wie zu erwarten kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Parametern unter verschiedenen Messbedingungen. (Tabelle 16) Für die Frauen konnte wie oben genannt ein signifikanter Effekt durch die verschiedenen Zusatzaufgaben gezeigt werden. Im anschließenden Mittelwertvergleich äußerte sich dieser durch eine Abnahme des Bewegungsumfangs des Oberkörpers in der frontalen Ebene während des motorischen *Tasks* ($p = 0,05$).

Tabelle 16: Veränderung der einzelnen Parameter durch eine Zusatzaufgabe in geschlechtsunterteilten Gruppen während des *IWalks*

Frauen				
Parameter	Kognitiver Task		Motorischer Task	
	Änderung	p	Änderung	p
Phase Coordination Index [%]	- 0,22	1,0	- 0,28	1,0
Swing Asymmetry [%]	- 0,09	1,0	- 0,05	1,0
RoM Trunk [°]				
Frontal	- 0,36	1,0	- 1,28	0,05
Horizontal	- 0,51	0,11	- 0,005	1,0
Sagittal	- 0,28	0,13	- 0,36	0,16
Männer				
Parameter	Kognitiver Task		Motorischer Task	
	Änderung	p	Änderung	p
Phase Coordination Index [%]	- 0,2	0,79	+0,4	0,9
Swing Asymmetry [%]	+0,3	0,7	+0,8	0,1
RoM Trunk [°]				
Frontal	- 0,96	0,13	- 0,25	1,0
Horizontal	- 0,17	1,0	- 0,02	1,0
Sagittal	- 0,02	1,0	- 0,26	0,56

- entspricht einer Abnahme, + einer Zunahme im Vergleich zu Messdurchgang A

Neben den Veränderungen der Oberkörperbewegungen konnte ebenfalls ein signifikanter Einfluss des Geschlechts auf die Parameter *Phase Coordination Index* und *Swing Asymmetry* beobachtet werden. (Tabelle 13, S.51) In der anschließenden geschlechtsgetrennten Varianzanalyse konnte kein Haupteffekt der Zusatzaufgabe auf den *Phase Coordination Index* ermittelt werden. Für den Parameter *Swing Asymmetry* war bei den Männern ein statistisch signifikanter Einfluss der Zusatzaufgabe nachweisbar ($p = 0,46$). In der abschließenden Post hoc-Analyse zeigte sich durch beide *Tasks* eine geringe Zunahme der Asymmetrie, welche jedoch nicht das Signifikanzniveau erreichte. (Tabelle 16)

4.2.2.4 Zusammenhang zwischen der kognitiven Leistung und den Parametern

Abschließend wurde für die längere Gangstrecke ebenfalls eine Untersuchung hinsichtlich eines Zusammenhangs zwischen der kognitiven Leistungsfähigkeit der Probanden, beurteilt durch den MoCA, und den Parametern des Gangbilds durchgeführt. Das Rechenverfahren war analog zu den Regressionsanalysen der kurzen Gangstrecke.

Nur für die Parameter *RoM Trunk sagittal MT*, *RoM Shank MT* und *RoM Trunk frontal KT* konnte in der Regressionsanalyse der einzelnen Parameter ein Zusammenhang mit der Punktzahl des MoCA erkannt werden. Die sonstigen während der Messung erhobenen Parameter konnten durch eine *Backward Elimination* aus der Regressionsanalyse ausgeschlossen werden.

Für die drei genannten Parameter wurde erneut eine übergreifende Regressionsanalyse durchgeführt. Im Rahmen der *Backward Elimination* konnten die Parameter *RoM Trunk sagittal + MT* und *RoM Shank + MT* eliminiert werden, da für diese kein signifikanter Einfluss des MoCA auf die Parameter angenommen werden konnte.

Für den Parameter *RoM Trunk frontal + KT* zeigte sich ein signifikanter Zusammenhang mit den Werten des MoCA ($p=0,003$, korrigiertes $r^2=0,21$, Regressionskoeffizient = $+0,46$). Bei einer Zunahme des MoCA kann eine Zunahme der Oberkörperbewegungen in der frontalen Ebene während des Gehens mit kognitiver Zusatzaufgabe beobachtet werden. Dies entsprach einer vermehrten Beweglichkeit des Oberkörpers bei Probanden welche über eine bessere kognitive Leistungsfähigkeit verfügten.

4.3 Ergebnisse der Posturographie

Für die Posturographie berücksichtigten wir die Parameter *Jerk*, *Total Sway Area*, *RMS*, *Mean Velocity*, *Mean Distance*, *Path Length* und *Mean Frequency*. Die Bedeutung der einzelnen Parameter wurde bereits unter dem Punkt 3.3.2, S.32 genauer aufgeführt. Sofern dies möglich war, wurden die Parameter in mediolateraler (ML) sowie anteroposteriorer (AP) Bewegungsrichtung beurteilt. Die Tabellen 17 und 18 zeigen die Ergebnisse der unterschiedlichen Messdurchgänge. Analog zur Darstellung der Ergebnisse des freien Gehens werden hier erneut Mittelwert und Standardabweichung für normalverteilte, bzw. Median und Interquartilsabstand für nicht normalverteilte Werte angegeben.

Tabelle 17: Ergebnisse des *I*Sways in der Gruppe der Männer

Parameter	AO	AG	FB	AO+DT	AG+DT
Jerk [m²/s⁵]	0,09 ± 0,08	0,1 ± 0,015	0,1 ± 0,07	0,06 ± 0,5	0,1 ± 0,1
Mean Distance AP [m/s²]	0,03 ± 0,02	0,04 ± 0,02	0,03 ± 0,01	0,03 ± 0,01	0,04 ± 0,02
Mean Distance ML [m/s²]	0,01 ± 0,01	0,02 ± 0,004	0,01 ± 0,004	0,01 ± 0,01	0,01 ± 0,01
Mean Frequency AP [Hz]	0,5 ± 0,2	0,6 ± 0,2	0,6 ± 0,1	0,6 ± 0,1	0,6 ± 0,2
Mean Frequency ML [Hz]	1,0 ± 0,23	1,0 ± 0,34	1,0 ± 0,38	1,1 ± 0,46	1,1 ± 0,44
Mean Velocity AP [m/s]	0,07 ± 0,07	0,08 ± 0,05	0,06 ± 0,04	0,06 ± 0,03	0,1 ± 0,07
Mean Velocity ML [m/s]	0,02 ± 0,03	0,03 ± 0,02	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,03	0,02 ± 0,05
Total Sway Area [m²/s⁵]	0,002 ± 0,001	0,003 ± 0,001	0,002 ± 0,002	0,002 ± 0,001	0,003 ± 0,002
RMS [m/s²]	0,05 ± 0,03	0,05 ± 0,02	0,05 ± 0,01	0,04 ± 0,01	0,06 ± 0,03

AO = Augen offen, AG = Augen geschlossen, FB = Feedback, AO + DT = Augen offen + *Dual Task*, AG + DT = Augen geschlossen + *Dual Task*

Tabelle 18: Ergebnisse des /Sways in der Gruppe der Frauen

Parameter	AO	AG	FB	AO+DT	AG+DT
Jerk [m²/s⁵]	<u>0,06</u> ± 0,1	<u>0,08</u> ± 0,14	<u>0,1</u> ± 0,15	<u>0,06</u> ± 0,12	<u>0,08</u> ± 0,11
Mean Distance AP [m/s²]	0,04 ± 0,02	0,05 ± 0,01	0,05 ± 0,03	0,04 ± 0,02	0,05 ± 0,02
Mean Distance ML [m/s²]	<u>0,02</u> ± 0,01	<u>0,02</u> ± 0,01	<u>0,03</u> ± 0,01	0,02 0,01	<u>0,02</u> ± 0,01
Mean Frequency AP [Hz]	<u>0,46</u> ± 0,24	<u>0,54</u> ± 0,21	<u>0,51</u> ± 0,23	0,54 ± 0,21	0,56 ± 0,18
Mean Frequency ML [Hz]	<u>0,88</u> ± 0,48	0,97 ± 0,37	0,89 ± 0,29	0,97 ± 0,30	0,96 ± 0,43
Mean Velocity AP [m/s]	0,1 ± 0,06	<u>0,09</u> ± 0,07	0,09 ± 0,05	0,09 ± 0,05	<u>0,08</u> ± 0,08
Mean Velocity ML [m/s]	<u>0,03</u> ± 0,04	<u>0,03</u> ± 0,03	<u>0,04</u> ± 0,03	<u>0,03</u> ± 0,03	<u>0,03</u> ± 0,02
Total Sway Area [m²/s⁵]	<u>0,002</u> ± 0,001	<u>0,002</u> ± 0,002	<u>0,004</u> ± 0,004	<u>0,003</u> ± 0,003	<u>0,002</u> ± 0,003
RMS [m/s²]	<u>0,05</u> ± 0,02	<u>0,06</u> ± 0,03	<u>0,07</u> ± 0,04	0,06 ± 0,02	0,06 ± 0,02

Zunächst führten wir analog zur Analyse des freien Gehens einen Vergleich der Geschlechter während des freien Stehens mit geöffneten Augen, entsprechend dem Messdurchgang „Augen geöffnet“, im Folgenden AO genannt, als Ausgangsmessung durch.

Hierfür wurden die genannten Parameter mittels Shapiro Wilk Test hinsichtlich der Normalverteilung geprüft. Ausschließlich für den Parameter *Mean Frequency* konnten normalverteilte Ergebnisse angenommen werden. Daher wurde für diesen ein t-Test für ungepaarte Stichproben, mit dem Geschlecht als gruppendifinierende Variable, durchgeführt. Hier fand sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Geschlechtern ($p = 0,4$). Für die anderen untersuchten Parameter konnte hingegen keine Normalverteilung angenommen werden, weshalb für diese zum Vergleich der beiden Geschlechtergruppen der Mann Whitney U Test angewandt wurde. Für keinen der Messwerte wurde ein signifikanter Unterschied der Geschlechter nachgewiesen.

Die Parameter *Mean Distance*, *-Velocity* und *-Frequency* wurden zudem noch in der AP- und ML- Bewegungsrichtung untersucht. Für keinen dieser Parameter konnte eine Normalverteilung angenommen werden. Bei der Betrachtung in den unterschiedlichen Bewegungsrichtungen fand wiederum sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Geschlechtern.

4.3.1 Einfluss visueller Informationen und *Dual Tasks*

Während der Posturographie wurden neben dem Einfluss von kognitiven Zusatzaufgaben zudem Veränderungen, welche durch das Schließen der Augen bzw. eine optische Feedbacksituation, entstanden untersucht. Der Einfluss der unterschiedlichen Messbedingungen wurde primär, analog zur statistischen Auswertung der Ganganalyse, mittels einer zweifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung auf einem Faktor analysiert. So konnte zusätzlich beurteilt werden, welchen Einfluss das Geschlecht auf die Messungen hatte.

Für die Parameter RMS, *Mean Velocity* in ML Bewegungsrichtung, *Mean Distance* allgemein und in ML- Bewegungsrichtung sowie für die Parameter *Mean frequency* in AP- und ML- Bewegungsrichtung konnte die Sphärizität angenommen werden.

Tabelle 19: Einfluss einer Zusatzaufgabe und des Geschlechts auf das Gesamtkollektiv während des *ISways*

Parameter	Mauchly-Test	Task		Geschlecht	
	ρ	ρ	η^2_{ρ}	ρ	η^2_{ρ}
Jerk [m²/s⁵]	< 0,001	0,09	0,7	0,4	0,02
Total Sway Area [m²/s⁵]	< 0,001	0,2	0,05	0,1	0,07
RMS [m/s²]	0,1	0,05	0,07	0,09	0,08
Mean Velocity [m/s]	< 0,001	0,4	0,3	0,4	0,3
AP	< 0,001	0,2	0,04	0,8	0,001
ML	0,1	0,7	0,02	0,09	0,08
Mean Distance [m/s²]	0,06	0,06	0,06	0,09	0,08
AP	< 0,001	0,1	0,06	0,2	0,05
ML	0,09	0,2	0,05	0,04	0,1
Path length [m²/s⁵]	0,013	<0,001	0,2	0,7	0,004
Mean frequency [Hz]	< 0,001	0,4	0,03	0,2	0,05
AP	0,3	0,02	0,08	0,1	0,06
ML	0,1	0,7	0,02	0,1	0,08

Lediglich für die Parameter *Path Length* und *Mean Frequency* in AP Bewegungsrichtung konnte ein statistisch signifikanter Unterschied durch die verschiedenen Messbedingungen nachgewiesen werden. (Tabelle 19) Für alle anderen Parameter konnte kein statistisch sicher signifikanter Einfluss der Zusatzaufgabe festgestellt werden.

Für die beiden genannten Parameter wurde anschließend ein Mittelwertvergleich mit Bonferroni-Korrektur durchgeführt. Für den Parameter *Path Length* zeigte sich eine statistisch signifikante Zunahme der Strecke durch das Schließen der Augen sowie während der Feedbackmessung. (Tabelle 20)

Tabelle 20: Veränderung der einzelnen Parameter durch eine Zusatzaufgabe und unterschiedliche visuelle Bedingungen im Gesamtkollektiv während des *ISways*

Parameter	AG		FB		AO + DT		AG + DT	
	Änderung	p	Änderung	p	Änderung	p	Änderung	p
Path length [m ² /s ⁵]	+ 0,83	0,01	+1,24	0,008	- 0,16	1,0	+ 0,59	1,0
Mean frequency AP [Hz]	+ 0,09	0,09	+ 0,09	0,05	+ 0,042	1,0	+ 0,06	0,94

- entspricht einer Abnahme, + einer Zunahme im Vergleich zu Messdurchgang AO

In Bezug auf die Schwingungsfrequenz in der AP Bewegungsrichtung konnte durch alle Messbedingungen eine Tendenz zur Zunahme der Frequenz beobachtet werden. Im direkten Vergleich der Mittelwerte erreichte jedoch keiner dieser Unterschiede ein statistisch signifikantes Niveau nach Bonferroni-Korrektur. (Diagramm 5)

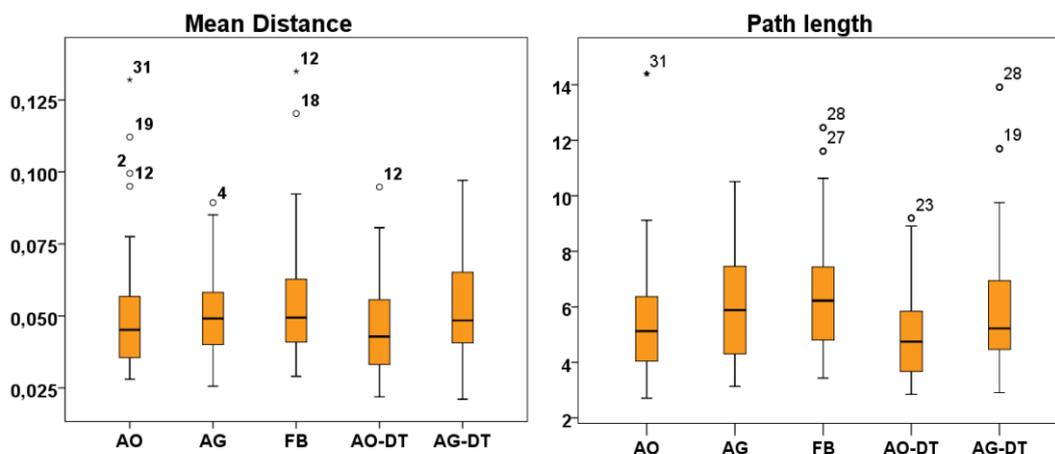


Diagramm 5: Grafische Darstellung signifikanter Veränderungen des *ISways* unter DT

Da keiner der untersuchten Parameter statistisch signifikant durch eine kognitive Zusatzaufgabe beeinflusst wurde, wurde von der Ermittlung einer möglichen Korrelation der kognitiven Leistungsfähigkeit und der Parameter unter Dual Tasking abgesehen.

4.3.2 Einfluss des Geschlechts

Ausschließlich für den Parameter *Mean Distance* zeigte sich in der durchgeführten Varianzanalyse in ML-Bewegungsrichtung ein statistisch signifikanter Einfluss des Hauptfaktors Geschlecht. (Tabelle 19, S. 58) Für diesen Parameter wurde erneut eine Varianzanalyse mit Messwiederholung durchgeführt, diesmal jedoch nach vorheriger Zuordnung der Messergebnisse zu dem jeweiligen Geschlecht. Bei den Männern wurde nach Aufteilung der Geschlechter kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Messdurchgängen nachgewiesen. (Tabelle 21) Bei den Frauen fand sich hingegen ein signifikanter Haupteffekt durch die verschiedenen Messbedingungen.

Tabelle 21: Einfluss einer Zusatzaufgabe und unterschiedlicher visueller Bedingungen auf geschlechtsunterteilte Gruppen während des *ISways*

Parameter	Haupteffekt Task					
	Mauchly		Männer		Frauen	
	Männer	Frauen	p	η^2p	p	η^2p
Mean Distance ML [m/s²]	0,1	0,4	0,7	0,03	0,05	0,1

In der Post hoc-Analyse konnte zwar eine Zunahme der Auslenkungen des Körperschwerpunkts bei den Frauen beobachtet werden, jedoch waren diese Unterschiede nicht signifikant. (Tabelle 22)

Tabelle 22: Veränderung der einzelnen Parameter durch eine Zusatzaufgabe und unterschiedliche visuelle Bedingungen in geschlechtsunterteilten Gruppen während des *ISways*

Frauen								
Parameter	AO		FB		AO + KT		AG + KT	
	Änderung	p	Änderung	p	Änderung	p	Änderung	p
Mean Distance ML [m/s²]	+ 0,008	1,0	+ 0,01	0,1	+ 0,004	1,0	+ 0,006	1,0
Männer								
Parameter	AG		FB		AO + KT		AG + KT	
	Änderung	p	Änderung	p	Änderung	p	Änderung	p
Mean Distance ML [m/s²]	+ 0,001	1,0	- 0,004	1,0	- 0,01	0,5	- 0,001	1,0

4.4 Ergebnisse der kognitiven *Tasks*

Die Tabellen 23 und 24 zeigen die Ergebnisse der gestellten Zusatzaufgaben während der Messungen. Während des *IWalks* gelang es nur zwei Männern die richtige Anzahl an Wörtern zu zählen. Bei den Frauen gelang es keiner Probandin die Aufgabe richtig zu lösen.

Die Leistungen während des *ISways* waren in beiden Gruppen ähnlich. Bei geöffneten Augen gelang es fünf Männern und vier Frauen die richtige Anzahl an Wörtern zu nennen. Bei geschlossenen Augen verschlechterten sich die Ergebnisse geringfügig. Hier waren nur noch zwei Männer und drei Frauen in der Lage die Aufgabe richtig zu lösen. Zwei Probandinnen schafften es bei beiden Durchgängen des *ISways* die Aufgabe richtig zu lösen. Jedoch gab es weder bei den Männern noch unter den Frauen eine/n Teilnehmer/In, der/die alle kognitiven Zusatzaufgaben fehlerfrei bearbeiten konnte.

Tabelle 23: Ergebnisse der kognitiven *Tasks* in der Gruppe der Männer

Proband	<i>ISway</i> AO-DT (Lösung = 7)	<i>ISway</i> AG-DT (Lösung = 7)	<i>IWalk</i> KT (Lösung = 14)
C04	8	10	8
C07	7	6	13
C09	9	4	14
C10	3	5	10
C14	8	6	17
C16	4	3	8
C18	7	6	12
C23	7	4	12
C26	6	5	10
C31	6	8	10
C33	4	2	8
C34	6	3	12
C35	7	5	19
C36	3	4	14
C37	9	7	15
C38	6	7	10
C39	7	5	13
C40	8	8	9
Mittelwert	6,3	5,4	11,8

Tabelle 24: Ergebnisse der kognitiven *Tasks* in der Gruppe der Frauen

Proband	<i>ISway</i> AO-DT (Lösung = 7)	<i>ISway</i> AG-DT (Lösung = 7)	<i>IWalk</i> KT (Lösung = 14)
C01	6	4	10
C02	5	6	4
C03	7	5	8
C05	9	6	16
C06	7	7	0
C08	9	6	13
C11	4	4	8
C12	7	6	17
C13	6	0	3
C17	6	4	11
C19	5	4	5
C22	4	7	7
C25	2	3	5
C27	10	9	12
C28	6	8	11
C29	7	7	12
C30	7	6	7
Mittelwert	6,2	5,4	8,7

4.5 Zusammenfassung der Ergebnisse

Während des freien Gehens gingen die Frauen auf beiden Streckenlängen schneller als die Männer. Diese Änderung setzte sich aus einer erhöhten Schrittfrequenz und einer kürzeren Dauer eines Gangzyklus zusammen. Zudem fiel auf, dass die Beweglichkeit des Oberkörpers bei den Frauen größer war. Zeitgleich zeigte das Gangbild der männlichen Probanden eine Tendenz zu einer stärkeren Asymmetrie.

Auf beiden Streckenlängen konnte nachgewiesen werden, dass eine Ablenkung durch eine zusätzlich gestellte Aufgabe das Gangbild der Probanden beeinflusst. Sowohl während der kurzen, als auch der langen Gehstrecke führte eine Zusatzaufgabe dazu, dass die Probanden langsamer gingen und mehr Zeit in Phasen mit beidseitigem Fußkontakt verbrachten. Die gesamt benötigte Zeit für die Beendigung der Aufgaben nahm zu.

Während der kurzen Gehstrecke waren sowohl die kognitive als auch die motorische Aufgabe geeignet, um die besagten Änderungen hervorzurufen. Auf der längeren Strecke konnten diese nur durch die kognitive Aufgabe nachgewiesen werden. Die motorische Zusatzaufgabe beeinflusste die Probanden hier nicht maßgeblich.

Ein Einfluss des Geschlechts auf das Verhalten bei gestellten Zusatzaufgaben konnte nur für die Parameter der Oberkörperbewegung und der Gangasymmetrie gezeigt werden. Hier ließ sich erkennen, dass männliche Probanden stärker durch die gestellte Zusatzaufgabe beeinflusst wurden als die weiblichen.

Das freie Stehen der Patienten wurde mittels der Posturographie untersucht. Es ließen sich keine geschlechtsspezifischen Unterschiede feststellen. Insgesamt ließ sich für beide Geschlechter kein starker Einfluss durch manipulierte visuelle Informationen oder das Stellen von kognitiven Aufgaben nachweisen. Bei zunehmendem Anspruch der gestellten Aufgaben war eine leichte Tendenz zu stärkeren Körperschwankungen bei einer höheren Frequenz zu erkennen.

Die Ergebnisse für die Lösung der kognitiven Aufgaben unterschieden sich nicht eindeutig zwischen den beiden Gruppen.

Ergebnisse im Überblick:

- Die weiblichen Probanden gingen schneller bei einer höheren Schrittgeschwindigkeit und kürzeren *Gait Cycle Time*. Zudem war die Oberkörperbeweglichkeit bei den Frauen größer.
- Das Gangbild der männlichen Probanden war asymmetrischer.
- Auf der kürzeren Gehstrecke bewirkten sowohl die motorische als auch die kognitive Zusatzaufgabe messbare Veränderungen des Gangbilds.
- Während der langen Gehstrecke hatte die motorische Zusatzaufgabe keinen ausschlaggebenden Einfluss auf das Gangbild der Probanden.
- Das Geschlecht hatte keinen generellen Einfluss auf das Ansprechverhalten der Probanden auf die gestellte Zusatzaufgabe.
- Während des freien Stehens beeinflussten weder das Geschlecht noch die Zusatzaufgaben die Probanden in hohem Maße.
- Das Ergebnis des MoCA Test korrelierte auf beiden Gehstrecken positiv mit dem Bewegungsumfang des Oberkörpers.

5 Diskussion

5.1 Methodische Aspekte

Zunächst sollen methodische Aspekte der vorliegenden Arbeit kritisch diskutiert werden. Dazu werden das Teilnehmerkollektiv sowie das verwendete Messsystem einer analytischen Betrachtung im Hinblick auf Vor- und Nachteile unterzogen.

5.1.1 Teilnehmerkollektiv

Für die vorliegende Arbeit gelang es einen Pool an gesunden Probanden beider Geschlechter für die Teilnahme an der Studie zu motivieren. Ab einem Alter von etwa 60 Jahren kommt es zunehmend zu altersbedingten Gangbildveränderungen, welche durch die Auswahl unserer Altersgruppe untersucht werden konnten. [102] Da zukünftig mit den verwendeten Sensoren auch beginnende Krankheitssymptome erkannt werden sollen, ist es wichtig über ein Vergleichskollektiv zu verfügen, welches die physiologischen Veränderungen des Alters widerspiegelt. Somit kann verhindert werden, dass mögliche physiologische Veränderungen des Alters als Pathologie missverstanden werden.

In der Auswertung der klinischen Skalen zeigte sich, wie bei einem gesunden Kollektiv zu erwarten, keine größeren, motorischen Einschränkungen welche durch den UPDRS erfasst wurden. Auch im STRATIFY-Test konnte innerhalb des Kollektivs keine erhöhte Sturzgefahr oder Angst vor einem Sturzereignis erkannt werden, weshalb diese Faktoren in unseren Untersuchungen nicht weiter einbezogen wurden. Die erhobenen Werte werden vorwiegend für die weiteren Arbeiten mit Parkinsonpatienten von größerem Interesse sein.

Die Anzahl der in die Auswertung eingehenden Probanden war trotz der Durchführung der Messungen an einem Zentrum der Maximalversorgung eher gering. Hierfür kommen unterschiedliche Ursachen in Betracht. Zum einen kann ein geringeres Interesse an einer Studienteilnahme bei gesunden Probanden angenommen werden. Erkrankte Personen können in der Teilnahme an einer klinischen Studie einen Beitrag zum Fortschritt der Erforschung diagnostischer und therapeutischer Mittel der eigenen Krankheit sehen. Dieser Faktor ist bei Gesunden weniger gegeben. Eine weitaus bedeutendere Ursache für das geringere Interesse an einer Studienteilnahme ist aber wahrscheinlich der hohe Zeitaufwand der durchgeführten Messungen. Mit der Bearbeitung der Fragebögen vorab und der eigentlichen Messung dauerte ein Versuchsdurchlauf im Schnitt zwischen einer und eineinhalb Stunden.

Ebenso birgt die Auswahl der Altersgruppe eine gewisse Problematik bei der Rekrutierung gesunder Probanden. Um das Gangbild eines älteren Menschen unverfälscht darzustellen, ist es wichtig, dass die Probanden nicht durch mögliche Erkrankungen in ihrem Gang eingeschränkt sind. Neben dem Morbus Parkinson, welcher in dieser Untersuchung von Interesse war, gibt es weitere Erkrankungen, die solche Auswirkungen haben sowie z. B. Arthrose oder muskuloskeletale Einschränkungen, welche bei älteren Menschen gehäuft auftreten. Daher ergab sich eine hohe Rate von Ausschlusskriterien für mögliche interessierte Probanden. Interessenten, welche angaben an einer das Gangbild beeinflussenden Krankheit zu leiden, wurden von der Teilnahme ausgeschlossen.

5.1.2 Vor- und Nachteile des verwendeten Messsystems

Für die vorliegende Arbeit wurde ein sensorbasiertes System zur Ganganalyse verwendet. Diese Systeme erfreuen sich zunehmender Beliebtheit, da sie dazu beitragen können, Untersuchungen des Gangbilds objektiver zu gestalten. Im Gegensatz zu herkömmlichen Messsystemen, welche auf Kamera- oder Kraftsensordaten beruhen, können mehrere Körpersegmente zeitgleich vermessen werden. Dadurch wird der Verlust an Informationen möglichst geringgehalten.

Bergmann und McGregor beschäftigten sich mit der Frage, welche Wünsche Patienten und Untersucher an ein nicht invasives Messverfahren stellen. Sie erarbeiteten einen Katalog mit den am häufigsten genannten Bedürfnissen. Hierfür werteten sie die Ergebnisse von Studien, welche Befragungen bei geriatrischen Patienten, Patienten mit einem Schlaganfall, einer kardialen Grunderkrankung oder einer spinal bedingten Gangstörung durchführten, aus. [12] Die Patienten wünschten sich zunächst vor allem eine nicht-invasiv, schmerzfreie Messmethode. Fragte man eingehend nach, so stand der Wunsch nach einem kompakten System, welches den Alltag nicht einschränkt und unabhängig von einem klinischen Betreuer leicht anzuwenden ist, bei allen Patientengruppen im Vordergrund. [12] Mit den Sensoren, welche wir verwendeten, konnten alle diese Wünsche berücksichtigt werden. Das APDM Mobility Lab ist im Alltag einfach anzuwenden. Wie bereits zuvor erwähnt, sind die Sensoren sehr klein und leicht, sodass sie die Patienten im Alltag nicht stören und nicht in ihren natürlichen Bewegungsabläufen beeinträchtigen. Die Patienten konnten sich im Empfangsbereich der Basisstation frei bewegen und mussten keine vorgegebenen Korridore beachten. Auch die Bedienung der zugehörigen Software war leicht zu erlernen.

Mancini et al. konnten in einer von ihnen durchgeführten Arbeit zeigen, dass es älteren Menschen und Parkinsonpatienten problemlos möglich war, die Sensoren des APDM Mobility Labs an sieben aufeinanderfolgenden Tagen selbstständig zu nutzen. [94]

Ein weiterer Faktor, der vor allem bei den älteren Patientengruppen entscheidend war, ist der Wunsch nach einer Reduktion der Klinikbesuche durch eine verwendete Messmethode. Dieser Wunsch erklärt sich daher, dass ältere Menschen oft weniger mobil sind und häufig auf ihre Angehörigen angewiesen sind, um Termine in einem Krankenhaus wahrzunehmen. [12] Da die verwendeten Sensoren über eine Speicherfunktion verfügen, ist es möglich Messungen im häuslichen Umfeld aufzuzeichnen und die Ergebnisse zu einem späteren Zeitpunkt, beispielsweise im Rahmen einer geplanten ambulanten Vorstellung, auszuwerten.

Bei der Befragung des klinischen Personals wünschte dieses sich, neben der bereits oben beschriebenen Speicherfunktion, ein System, dessen Nutzung schnell erlernt werden kann und dessen dynamische Anwendbarkeit in verschiedenen Situationen gewährleistet ist. Für die Verwendung im klinischen Alltag wünschten sich viele eine Trainings- oder Erklärungsfunktion für die Patienten. [12] Diese Bedürfnisse können ebenfalls durch das APDM Mobility Lab erfüllt werden. Um den Patienten die Durchführung verschiedener Messungen zu erleichtern, stellt die mitgelieferte Software für jedes Versuchsprotokoll eine kurze, erklärende Videosequenz zur Verfügung.

Das in dieser Arbeit angewendete Messsystem vereint somit viele Eigenschaften, welche sowohl von Seiten der Patienten, sowie des klinischen Personals als vorteilhaft für die Integration in den medizinischen Alltag angesehen werden. Dennoch ist auch das verwendete Messsystem mit einigen Nachteilen behaftet. Bei jeder Messung wird ein enorm umfangreicher Datensatz generiert. Für die Berechnung dieser Parameter sind äußerst komplexe mathematische Formeln und Rechner mit entsprechender Rechenleistung notwendig. [101] Um die Ergebnisse für die Untersucher anschaulich und vergleichbar zu machen, sind oft weitere Rechenschritte notwendig. [132] Eine schnelle Auswertung der Ergebnisse aus dem primär generierten Datensatz ist im oft schnelllebigen klinischen Alltag schwer möglich. Nicht jeder Parameter gibt nützliche Informationen bezüglich krankheitsspezifischer Fragen, so dass vorab eine Auswahl der für die Fragestellung sinnvollen Parameter getroffen werden muss. Somit wählten wir wie oben aufgeführt für unsere Arbeit ein bestimmtes Set an Parametern, basierend auf den zu erwarteten Veränderungen hinsichtlich der Frage des Ansprechens auf Zusatzaufgaben. Durch den generierten Datensatz können diese Untersuchungen in Zukunft jedoch noch weiter ausgeweitet werden.

Bei der Einführung neuer Messsysteme in den klinischen Gebrauch muss zudem die Validität der erhobenen Ergebnisse kritisch betrachtet werden. Um diese sicher zu stellen, wurden in den letzten Jahren vermehrt Untersuchungen zu diesem Thema durchgeführt. Vor allem bei der Anwendung bei einem gesunden Kollektiv zeigen die Untersuchungen zufriedenstellende Ergebnisse. Die Erfassung zeitlich-räumlicher Parameter, wie beispielsweise der Schrittgeschwindigkeit, -frequenz und -länge, mittels inertialer Sensoren ist in medizinischen Studien den Ergebnissen welche durch bisherige Goldstandard-Systeme wie Videosysteme oder Kraftsensorplatten erhoben wurden ebenbürtig. [38,103] Schlechtere Ergebnisse finden sich bei der Erfassung der unterschiedlichen Phasen eines Gangzyklus. Im Vergleich zu Messungen mit herkömmlichen Kraftsensorplatten erkennen die Sensoren den initialen und den abschließenden Fußkontakt eines Gangzyklus verzögert. [5,82,150] Dies führt wiederum dazu, dass vor allem die Stand- und Schwungphasen sowie die Zeit der Doppelfußunterstützung von den Sensoren anders bewertet werden. [103,150] Eine mögliche Erklärung für diese Unterschiede ist die Lokalisation, von welcher ausgehend das jeweilige Messsystem seine Berechnungen kalkuliert. Sensoren werden häufig leicht über den Sprunggelenken der Probanden befestigt, wohingegen Kraftsensorplatten die Druckverteilung unter dem Fuß vermessen. Somit liegt der Ausgangspunkt der Messungen bei den Sensoren einige Zentimeter oberhalb des Niveaus der Sensorplatte. Dies kann dazu führen, dass die Abhebung der Zehen zu Beginn der Schwungphase verzögert registriert wird.

Die Abhängigkeit der Messgenauigkeit von der Sensorplatzierung legen auch die Beobachtungen von Washabaugh et al. nahe. Ihre Arbeitsgruppe untersuchte die Validität inertialer Sensoren im Vergleich zu einer Kraftsensorplatte und legte ein Augenmerk darauf, ob die unterschiedliche Platzierung des Fußsensors die Ergebnisse beeinflussen würde. Sie stellten eine Verzögerung der Registrierung des finalen Zehenabdrucks von im Schnitt 15,2 ms fest, wenn der Sensor auf dem Fußrücken der Probanden platziert war. Jedoch waren die Ergebnisse deutlich exakter im Vergleich zu der Positionierung des Sensors auf Höhe des Knöchels. [150] Diese Ergebnisse legen nahe, dass die Registrierung der Gangzyklusereignisse umso exakter ist, je geringer der Abstand der Sensoren zum Untergrund ist. Da bei den bisherigen Systemen meist eine Positionierung des Fußsensors auf Höhe des Sprunggelenks angedacht ist, muss aufgrund dieser neuen Erkenntnisse ein Umdenken in der Konfiguration der Sensoren angestrebt werden. Dies stellt aktuell einen kritischen Punkt in der Anwendung der beschriebenen Sensorsysteme dar. Bis zum Stand der oben genannten Untersuchungen war es das gängige Vorgehen, die Sensoren auf Höhe des oberen Sprunggelenks zu positionieren. Daher ergibt sich, dass die meisten Normwerte auf

Basis dieser Protokolle entstanden sind. Die von uns erhobenen Messdaten wurden ebenfalls mit der bis dato gängigen Positionierung des Sensors auf Höhe des Fußgelenks durchgeführt, so dass eine Vergleichbarkeit mit den Ergebnissen der Literatur gegeben ist.

Kritisch für die Ableitung klinischer Relevanz der Ergebnisse müssen auch die bisher eher geringen Erfahrungswerte für Ganganalysen mit inertialen Sensoren gesehen werden. Es konnten in mehreren Studien, wie bereits ausgeführt, valide Ergebnisse im Vergleich zu den bisherigen Standardmethoden erzielt werden, wobei diese Analysen aber meist mit gesunden Probanden durchgeführt. [82,103,150,153] Diese lassen sich nicht vollständig auf Personen mit pathologischen Gangbildern übertragen. Im Fall des APDM Mobility Labs liegen bereits mehrere Publikationen vor, welche die Sensoren des Systems nutzten, dennoch besteht weiterhin ein großer Bedarf an weiterführenden Arbeiten zur Erforschung der Anwendbarkeit des Systems. Es muss weiter untersucht und hinterfragt werden, wie gut die Sensoren für Ganganalysen geeignet sind, wenn störende Faktoren wie ein Tremor oder plötzliche, schleudernde Bewegungen bzw. Phasen von Bewegungsarmut, wie beispielweise bei Freezing-Phänomenen möglich, auftreten. Die Untersuchungen von Schmitz-Hübsch et al. bei einer Gruppe von Patienten mit zerebellärer Ataxie weisen darauf hin, dass die Sensoren eventuell nicht bei allen Patientengruppen gleich gut einsetzbar sind. Mit verschiedenen Messmethoden konnten etwa vergleichbare Ergebnisse für Parameter des Ganges erhoben werden, jedoch zeigte sich im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe eine erhöhte Rate an Fehlmessungen. Beispielsweise konnten Gangzyklen nicht optimal registriert werden, da die Probanden im Rahmen der Erkrankung neben der Vorwärtsbewegung teilweise auch Schritte rückwärts vollführten, sodass die Registrierung eines Gangzyklus eingeschränkt war. [132]

5.1.3 Auswahl der Parameter

Ein Ziel der vorliegenden Arbeit war es altersspezifische Veränderungen während des freien Gehens sowie bei Auftreten einer zusätzlichen Ablenkung zu untersuchen. Zusätzlich sollten die erhobenen Daten als Vergleichswert für weiterführende Untersuchungen bei Parkinsonpatienten dienen. Daher richtete sich die Auswahl der Parameter auch nach möglichen wegweisenden Markern in der Diagnostik und Beurteilung des Krankheitsverlaufs bei späteren Patienten. Zudem musste sich die Auswahl an bereits bestehenden Arbeiten orientieren, um einen Vergleich der Ergebnisse mit anderen Arbeiten zu gewährleisten und somit die Eignung des Sensorsystems zur Erfassung jener Parameter zu überprüfen.

Wie eingangs beschrieben (2.1.2, S. 8) kann mit zunehmendem Alter eine Abnahme der Ganggeschwindigkeit sowie ein zunehmend protektives Gangbild mit reduziertem Bewegungsumfang der Gelenke beobachtet werden. Das Gangbild eines Parkinsonpatienten ist vor allem durch das kleinschrittige, vorübergebeugte Gehen definiert. [78,114,117] Um die besagten Änderungen objektiv abzubilden, wurden die Parameter *Cadence*, *Double Support Time*, *Gait Cycle Time* und *Stride Length* ausgewählt.

Ein weiteres Merkmal des Krankheitsverlaufs ist die zunehmende Einschränkung der Bewegungsfreiheit der Gelenke. Es kommt beispielsweise zu einer verstärkten Flexion des Knies in Ruhe, welche aber während der Schwungphase eines Gangzyklus nicht adäquat variiert werden kann. [78] Aus diesen Überlegungen heraus wählten wir den Parameter *RoM Knee* und *RoM Shank* aus.

Die Oberkörperbewegung der Probanden wird bislang meist in semi-subjektiven Ganganalysen beschrieben. Mit unseren Messungen ist es jedoch möglich den Bewegungsumfang des Oberkörpers der Patienten objektiv zu erfassen und auszuwerten. Dies erfolgte über die Parameter *RoM Trunk* in der frontalen, horizontalen und sagittalen Ebene.

Alle bisher genannten Parameter konnten für den *ITug* als auch den *IWalk* erfasst werden. Somit ist es möglich zu beurteilen, ob eventuell bei einer längeren Gehstrecke ein Gewöhnungseffekt auftritt und nach einer gewissen „Einlaufphase“ weniger Pathologien zu beobachten sind. Denkbar ist ebenso die Verstärkung von möglichen Auffälligkeiten durch die eintretende Ermüdung mit zunehmender Gehstrecke.

Der reduzierte Armschwung ist ebenfalls ein häufiges Symptom im Krankheitsverlauf des Morbus Parkinson. [78] Da für unsere Messung für den motorischen *Task* die Hände der Probanden Bewegungen durchführen mussten, konnte eine Bewertung des natürlichen Armschwungs während der Messungen leider nicht erfolgen.

Neben der Bestimmung dieser Parameter bietet die Anwendung eines neuen Messsystems die Möglichkeit zur Untersuchung neuerer Parameter. Daher erfolgte für den *IWalk* die Auswahl zweier neuer Parameter, *Phase Coordination Index* und *Swing Asymmetry*, durch welche ein Rückschluss auf die Stabilität eines Gangbilds gezogen werden soll. Während des *ITugs* ergab sich die Möglichkeit die Fähigkeit der flüssigen Änderung der Körperposition und währenddessen den Erhalt des Gleichgewichts in den Phasen des Aufstehens, Setzens und Drehens genauer zu beobachten.

Daher erfolgte die zusätzliche Auswahl der Parameter *Sit to Stand Duration*, *Sit to Stand RoM Trunk*, *Turn Duration*, *Turn Number of Steps*, *Step Time before Turn*, *Turn Step Time*, *Turn to Sit Duration*, *Turn to Sit RoM Trunk*.

Während der Messungen war neben den neuen Analyseansätzen auch die Erfassung klassischer Parameter der Ganganalyse möglich. Die Zeit, welche für das Zurücklegen einer definierten Strecke benötigt wird, ist ein recht unspezifischer Parameter, seine Zunahme kann jedoch dazu dienen eine Verschlechterung des Gangbildes anzuzeigen. Daher wurde dieser Parameter, genannt *Total Duration*, in der Auswertung berücksichtigt.

5.1.4 Vorteile und Einschränkungen der *Dual Task* Untersuchungen

Stürze stellen vor allem für ältere Menschen und Patienten, die bereits an einer den Alltag einschränkenden Erkrankung leiden, eine große Gefahr dar. Sie betreffen jährlich bis zu 1/3 der Menschen im höheren Lebensalter. [99] Meist geschehen diese Ereignisse aber nicht in ruhigen, konzentrierten Situationen, sondern wenn ungeahnte Veränderungen der Umgebung auftreten. Ein unerwartetes Hindernis, dem ausgewichen werden muss oder ein lautes Geräusch, das kurz die Aufmerksamkeit der Sturzgefährdeten abschweifen lässt. [13,61] Auf Grund dieser Überlegungen ist es folgerichtig sich zu fragen, inwieweit eine Ganganalyse ohne Ablenkungen dazu geeignet ist, die Anpassungsfähigkeit von Menschen auf neue Situationen und somit die Stabilität des Gangbildes hinlänglich der Sturzgefahr richtig zu beurteilen.

Durch *Dual Task* Untersuchungen steht ein Lösungsansatz für diese Untersuchungen zur Verfügung. Anstoß, auch für die vorliegende Arbeit, war die Ursprungsarbeit von Lundin - Olsson et al., welche bei der Beobachtung von Parkinsonpatienten feststellten, dass Patienten, welche stehenbleiben mussten, um sich mit ihren Angehörigen zu unterhalten, häufiger stürzten, als diejenigen, die während des Sprechens ungestört weiterliefen. [88] Weitere Arbeiten zeigten den Nutzen von *Dual Tasks* Untersuchungen in vielen zusätzlichen Bereichen. Der Erkenntnisgewinn entsteht aus dem unterschiedlichen Ansprechen verschiedener Gruppen auf *Dual Tasks*. So können bereits in einem frühen Krankheitsstadium Parkinson- und MS-Patienten von einem gesunden Kollektiv anhand ihres Gangbildes unterschieden werden. [34,93,140] Dies ist auch dann möglich, wenn während des freien Gehens noch keine Unterschiede erkennbar sind. Ebenso können Menschen, die an keiner diagnostizierten Krankheit leiden, aber gefährdet sind in der Zukunft ein Sturzereignis zu erleiden, durch diese Form der Untersuchung besser identifiziert werden. [61,69,105]

Kritisiert wird an dieser Form der Untersuchungen jedoch, dass auch durch sie kein realitätsgetreues Bild wiedergespiegelt wird. Die Anforderungen, die im normalen Alltag an verschiedene Systeme des Gehirns gestellt werden, treten meist plötzlich und unerwartet auf. Die Schwierigkeit besteht darin die automatisierten Prozesse des Gehens an die unerwarteten Anforderungen anzupassen. *Dual Tasks* stellen jedoch in den überwiegenden Fällen eine recht kontinuierliche Anforderung an das Gehirn dar und sind in ihrer Form meist nicht sehr alltagsnah, wie beispielsweise der beliebte *Task* des fortlaufenden Kopfrechnens. [13]

Ein möglicher Kompromiss zur Behebung dieser Problematik ist die Perturbationsreize auch innerhalb der Laboratorien unerwartet und in unterschiedlichen Intervallabständen darzubieten. Bock und Beurskens versuchten dies beispielsweise mit einer Vielzahl an Monitoren, auf welchen zu unterschiedlichen Zeitpunkten visuelle Signale für die Probanden aufleuchteten. [17] Sie konnten zeigen, dass auch diese Art des *Dual Taskings* geeignet ist, um Unterschiede zwischen älteren und jüngeren Patienten zu identifizieren. Es kann aber auch hier argumentiert werden, dass die Probanden zumindest im Ansatz wussten, welche Aufgabe auf sie zukommen wird. Ob diese Methodik tatsächlich besser geeignet ist, um sturzgefährdete Patienten zu identifizieren, muss daher weiter untersucht werden.

Ferner ist noch nicht hinreichend geklärt, welcher Prozess zugunsten des anderen zurückgestellt wird. Einerseits ist es möglich, dass kognitive Aufgaben schlechter bearbeitet werden, um das Gangbild und die aufrechte Position des Körpers sicher zu erhalten. Andererseits gibt es auch Hinweise darauf, dass einer kognitiven Aufgabe mehr Aufmerksamkeit geschenkt wird und somit die Sicherheit des Gangs und Stands vernachlässigt wird. [13,128] Unklar ist, ob die Wahl, welcher *Task* bevorzugt wird, abhängig von dem Alter, dem Geschlecht oder der Art des zweiten *Tasks* ist.

Die vorliegende Arbeit orientiert sich an den Entdeckungen von Lundin-Olsson et al., weshalb der Blickpunkt vor allem auf den Veränderungen verschiedener Parameter des Gang- und Standbildes lag. Um zu kontrollieren, ob die zusätzlichen *Tasks* nicht vollkommen vernachlässigt wurden, erfolgte zur Qualitätssicherung auch die Dokumentation der Ergebnisse der kognitiven Aufgaben und wie gut die Patienten mit der feinmotorischen Aufgabe zurechtkamen. In der Literatur finden sich zudem Ansätze, um auch die Veränderungen der kognitiven Leistungsfähigkeit zu verifizieren. Hierfür wird zumeist ein Durchgang einer kognitiven Aufgabe im entspannten Sitzen verwendet, um einen Basiswert zu schaffen, und anschließend die Zahl der Fehler während der *Dual Task* Messungen ins Verhältnis zu diesem Ausgangswert gesetzt. Nimmt die Zahl der Fehler bei doppelter Belastung zu, kann davon ausgegangen werden, dass die

Zusatzaufgabe von den Probanden mit weniger Aufmerksamkeit belegt wird. [84] Diese Beurteilung wäre bei der vorliegenden Arbeit vor allem für die Untersuchung der posturalen Stabilität von Interesse. Da sich hier keine Veränderungen durch den zusätzlichen *Task* zeigten, ist es möglich, dass zu Gunsten des sicheren Stehens die kognitive Aufgabe vernachlässigt wurde. Tatsächlich gelang es nur zwei Teilnehmern in beiden Durchgängen die korrekte Anzahl an Wörtern wiederzugeben. Weitere Überlegungen zu möglichen Ursachen dieses Umstandes werden im folgenden Diskussionsteil über die erhobenen Ergebnisse eingehender ausgeführt. Zur besseren Beurteilung sollte für künftige Arbeiten darüber nachgedacht werden, ebenfalls einen Basiswert für die kognitive Leistungsfähigkeit der Probanden zu erheben.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass *Dual Task* Untersuchungen einen wichtigen Schritt zur besseren Abbildung des Gangbildes in realitätsnahen Situationen darstellt und somit das Spektrum der Ganganalysen gewinnbringend erweitert hat. In der Zukunft können diese durch die Weiterentwicklung der gestellten Aufgaben und verbreitete Anwendung im klinischen Bereich einen wichtigen Beitrag in der medizinischen Diagnostik aber auch der Präventionsarbeit leisten.

5.1.5 Einfluss unterschiedlicher *Dual Tasks* auf die Messergebnisse

Die Ergebnisse der bisherigen themaspezifischen Literatur legen nahe, dass verschiedene *Dual Task* Aufgaben in unterschiedlichem Ausmaß Auswirkungen auf das Gangbild haben. [128] Für die vorliegende Arbeit Messungen wurden unterschiedliche Zusatzaufgaben verwendet. Die fortlaufende Subtraktion während einer Messung stammt aus dem Formenkreis der *Mental Tracking Tasks*. Die Aufgabe besteht darin, dass die Probanden sich eine gegebene Information merken müssen, um sie anschließend weiter zu verarbeiten. In der Literatur lassen sich viele Belege finden, dass diese Art des *Dual Tasks* gut dazu geeignet ist Veränderungen des Gangbildes hervorzurufen. [52,53,60]

In unseren Untersuchungen konnte durch die Anwendung eines *Mental Tracking Task* während des *ITugs* eine statistisch signifikante Veränderung von acht von zehn Parametern nachgewiesen werden (4.2.1.2, S. 39, Tabelle 4) Während der längeren Gehstrecke verwendeten wir einen anderen *Task*, um die Probanden zusätzlich zu beanspruchen. Hierfür nutzten wir eine auditorische Aufgabe, bei welcher die Probanden konzentriert einen Text anhören hatten und nach Abschluss der Aufgabe Informationen wiedergeben sollten. Diese Entscheidung begründete sich aus den Rahmenbedingungen für die Messungen. Da sich die längere Gehstrecke im Erdgeschoss der neurologischen Klinik befand und die Patienten diese allein bewältigen

sollten, wurde eine Methode gewählt, bei der am Ende der Messung ein Ergebnis kontrolliert werden konnte. Bei dieser Form der Aufgabe zeigte sich nur bei sechs der zehn untersuchten Parameter eine statistisch signifikante Veränderung.

Anhand der gewonnenen Daten kann somit geschlussfolgert werden, dass die Aufgabe aus dem Formenkreis des *Mental Trackings* stärkere Auswirkungen auf die Probanden zeigte. Ähnliche Beobachtungen machten Hausdorff et al. bei der Untersuchung von 228 gesunden Erwachsenen unter verschiedenen *Dual Task* Bedingungen. Für ihre Messungen verwendeten sie ebenfalls einen phonematischen *Task* und ließen in einer weiteren Messung die Probanden fortlaufend Zahlen subtrahieren. Auch hier ließ sich zwar während des phonematischen *Tasks* bei 88% der Probanden eine Veränderung der Schrittgeschwindigkeit nachweisen, während des *Mental Tracking Task* traten die Veränderungen jedoch deutlicher zum Vorschein und waren in 97% der Fälle nachweisbar. [60]

Unsere Ergebnisse weisen wie die von Hausdorff et al. darauf hin, dass ein *Mental Tracking Task* besser geeignet ist, um das Gangbild von gesunden Erwachsenen zu beeinflussen. Allerdings gilt es bei den Ergebnissen unserer Arbeit zu beachten, dass hier ein Vergleich zwischen Untersuchungen verschiedener Streckenlängen gezogen wird. Die absolvierte Streckenlänge und Faktoren, die das Gehen erschweren wie z. B. ein weicher Untergrund aus Schaumstoffplatten, haben ebenfalls Auswirkungen auf das menschliche Gangbild. [14,98] Daher ist es in unserer Arbeit nicht möglich das unterschiedliche Ansprechen rein auf den veränderten *Dual Task* zurückzuführen. Hierfür wäre noch eine zusätzliche *ITug* Messung mit einer auditorischen Aufgabe notwendig, um zu sehen welche Auswirkungen diese während der kurzen Gehstrecke zeigt.

Der direkte Vergleich der Ergebnisse durch die Zusatzaufgaben auf verschiedenen Streckenlängen war bei dem feinmotorischen *Task* möglich, da dieser bei beiden Streckenlängen vollführt wurde. Hier ließ sich die unterschiedliche Reaktion auf eine Zusatzaufgabe bei unterschiedlichen Grundvoraussetzungen noch deutlicher erkennen. Während auf der kürzeren Strecke neun von zehn Parametern signifikante Veränderungen durch die motorische Zusatzaufgabe zeigten, ließ sich auf der langen Strecke nur bei einem Parameter eine signifikante Veränderung aufzeigen. Daraus lässt sich folgern, dass das unterschiedliche Ansprechen während des *ITugs* eher auf die Veränderung der Streckenlänge, als auf die Insuffizienz des zweiten *Tasks* zurückzuführen ist. Es ist denkbar, dass bei der längeren Gehstrecke ein Gewöhnungseffekt besteht und die Probanden nach einer Phase des Einlaufens ihren

generierten Gangrhythmus besser beibehalten können. Weitere Überlegungen hierzu werden in der folgenden Diskussion der Ergebnisse ausgeführt.

5.2 Interpretation und Diskussion der Ergebnisse der Ganganalyse

5.2.1 Interpretation der Ergebnisse der *Single Task* Messung

5.2.1.1 Gegenüberstellung der Ergebnisse mit gängigen Messmethoden

Als Vergleichswerte für die Gangparameter im höheren Erwachsenenalter liegen viele Ergebnisse vor, welche jedoch vorwiegend mit optischen Systemen oder Druckmesssystemen erfasst wurden. Durch den technischen Aufbau dieser Messsysteme konzentrieren sie sich vorwiegend auf die Eigenschaften der unteren Extremitäten. [21,66,110] Repräsentativ für die bisher gültigen Normen der Literatur sollen unsere Ergebnisse nun in Relation zu Ergebnissen von Hollmann et al. gesetzt werden, die Ganganalysen bei 1750 Patienten im höheren Alter durchführten. Für die Messungen verwendete die Arbeitsgruppe eine Matte mit integrierten Drucksensoren. Durch diese methodisch bedingte Vorgabe einer Streckenlänge wurde die mögliche Anzahl der Schritte auf im Schnitt 14 reduziert. [66]

Es ist bekannt, dass die Länge der untersuchten Gehstrecke einen Einfluss auf die verschiedenen Parameter hat. So konnten Najafi et al. nachweisen, dass die Verdopplung der Gehstrecke eine Zunahme der Ganggeschwindigkeit von 5,2 % sowie eine Abnahme der *Gait Cycle Time* von 3,7 % bewirkt. [104] Daher musste für die Gegenüberstellung der Ergebnisse darauf geachtet werden, dass für die Arbeiten eine ähnliche Gehstrecke gewählt wurde. Aus diesem Grund werden die Ergebnisse des *ITugs* in Relation zu den Ergebnissen von Hollmann et al. gesetzt, um eine Verzerrung der Ergebnisse durch die unterschiedliche Gehstrecke zu minimieren.

Da für die vorliegende Arbeit eine neuere Art der Messung durch inertielle Sensorsysteme verwendet wurde, ist zu beurteilen, inwieweit die erhobenen Ergebnisse die der bisherigen Literatur widerspiegeln. Es ist zudem interessant zu sehen, ob mögliche Differenzen durch die verschiedenen Messungsansätze entstehen. Als Vergleichswert für Messungen mit Sensorsystemen soll zusätzlich die Arbeit von Park et al. dienen, welche mit ihrer Arbeit Referenzwerte für die Messungen mit Beschleunigungssensoren in verschiedenen Altersgruppen zur Verfügung stellten. Ihre Messungen wurden mittels des *ISaw*-Tests ermittelt, welcher eine 30-sekündige Standphase mit einer anschließenden Gehstrecke von 7 m beinhaltet. Somit sind auch diese Werte mit denen des *ITugs* am ehesten vergleichbar. [116]

Bei Betrachtung der in unseren Messungen erhobenen Ergebnisse fiel auf, dass im Vergleich zu den Ergebnissen von Hollmann et al. die Schrittfrequenz (M +0,97%; W +1,7%), -geschwindigkeit (M +11,1%; W +9,4%) und -länge (M +12%; W +13,5%) in unserer Probandengruppe höher lagen. Gleichzeitig waren die *Gait Cycle Time* (M - 2,54%; W -0,9%) und die *Double Support Time* (M -3,76%; W -4,63%) geringer als von Hollmann et al. beschrieben. Diese Beobachtungen decken sich mit denen von Najafi et al., welche für ihre Messungen gleichzeitig Daten mit einer Matte aus Drucksensoren und am Körper getragenen Sensoren erhoben. Die Gegenüberstellung der Ergebnisse zeigte auch hier im Vergleich zur Erhebung mittels Drucksensoren eine Zunahme der Schrittgeschwindigkeit von 6,8% und eine Abnahme der *Gait Cycle Time* von bis zu 4,4% bei der Verwendung inertialer Sensoren. [104]

Eine Erklärung für die Unterschiede zwischen den verschiedenen Messsystemen ist die zusätzliche Bewegungsfreiheit, die die Messung mit am Körper getragenen Sensoren bietet. Die Messung mit Drucksensormatten lässt zwar eine freie Bewegung der Extremitäten zu, jedoch müssen die Probanden einen vorgegebenen Korridor einhalten, in welchem die Schritte platziert werden. Bei einem aktiven Sensorkorridor mit einer Breite von 61 cm müssen die Patienten stärker auf die Platzierung ihrer Schritte achten, als es bei den Messungen mit unseren Sensoren der Fall war. [51] Beurskens & Bock fanden bei ihren Messungen mit verschiedenen breiten Gehstrecken heraus, dass ein eng gewählter Korridor selbst bei jungen Probanden zu einer Reduzierung der Schrittgeschwindigkeit führt. Im Alter nimmt dieser Effekt noch stärker zu. [14] Dies deckt sich mit der Beobachtung, dass unsere Probanden eine höhere Schrittgeschwindigkeit zeigten.

Beim Vergleich unserer Ergebnisse mit denen von Park et al. fanden sich ebenfalls einige Unterschiede. Die Schrittlänge (-2,8%) wie auch die Geschwindigkeit (-9,7%) waren bei unserer Probandengruppe niedriger. Der größte Unterschied zeigte sich im Vergleich der Schrittfrequenzen. Die Probanden von Park et al. führten ca. 7 Schritte mehr innerhalb einer Minute aus (+9,7%). Dagegen war die *Gait Cycle Time* in dieser Gruppe kürzer und Parks Probanden verbrachten weniger Zeit des Gangzyklus in der *Double Support Phase* (-0,4%).

Bei der Betrachtung der Ergebnisse Parks muss die Zusammensetzung der Probandengruppe berücksichtigt werden. Für ihre Arbeit unterschieden die Autoren nicht zwischen den Geschlechtern. So entstanden für die Parameter Mittelwerte, welche beide Geschlechter miteinbeziehen. Betrachtet man nun die Teilnehmer, so lässt sich vor allem

in der Gruppe der 60-69-Jährigen ein Ungleichgewicht der Geschlechter zu Gunsten der Frauen erkennen. Wie bereits eingangs erwähnt, ist es nicht ungewöhnlich, dass Frauen mit einer höheren Schrittfrequenz als Männer laufen. [18] Die ungleiche Geschlechtsverteilung innerhalb des Probandenkollektivs kann somit Unterschiede in den Messergebnissen erklären, auch wenn für die Untersuchungen ähnliche Systeme verwendet wurden.

Für den Bewegungsumfang des Oberkörpers stehen zum Vergleich nur Normwerte zur Verfügung, die mit ähnlichen Messsystemen erfasst wurden. In der horizontalen Ebene ähnelten die Ergebnisse unserer Messungen denen von Park et al. (-1,7%). Der Bewegungsumfang in der sagittalen Ebene war hingegen in Parks Untersuchungen erkennbar größer (+10,4%).

Eine mögliche Erklärung für die beobachteten Unterschiede zwischen den Ergebnissen von Park et al. und denjenigen aus unseren Messungen kann im gewählten Untersuchungsablauf liegen. Der von uns verwendete *ITug* beinhaltet eine Phase des Aufstehens und Hinsetzens. Beide Phasen gehen mit einer Beugung des Oberkörpers, sowie einer anschließenden Stabilisierung des Körperschwerpunkts einher, welche andere Bewegungsabläufe als das freie Stehen erfordert. [80] In der frontalen Ebene stehen keine Vergleichswerte zur Verfügung. Die unterschiedlichen Geschwindigkeiten können in dieser zusätzlichen Herausforderung begründet liegen. Unsere Probanden mussten aus dem Aufstehen heraus ihre normale Ganggeschwindigkeit generieren und diese rasch wieder anpassen, um das sichere Setzen aus dem vollen Gang zu ermöglichen. Diese Anpassungen der Geschwindigkeit an unterschiedliche Herausforderungen war in den Messungen von Park et al. nicht notwendig. Zusammenfassend zeigt der Vergleich unserer Messungen mit den bisherigen Messwerten die aktuelle Problematik welche durch die Einführung neuer Messsysteme entsteht deutlich auf. Der Vergleich zweier unterschiedlicher Messsysteme untereinander ist nicht vollkommen problemlos möglich. Unterschiedliche Werte zeigen sich bei paralleler Anwendung zweier Systeme, wie bei Najafi et al. [104] sowie im retrospektiven Vergleich verschiedener Studien, wie in der vorliegenden Arbeit.

Ebenso zeigen sich beim Vergleich von Messergebnissen, welche mit inertialen Sensoren erhoben wurden, Schwächen. Diese sind zum einen in der bisher nicht ausreichend breiten Datenlage begründet, welche sich aus der relativ neuen und damit noch nicht standardmäßigen Anwendung ergibt. Zum anderen stellen diese Systeme eine neue, vielfältigere Breite an Anwendungsmöglichkeiten zur Verfügung. Dies kann einen Vorteil darstellen, da nicht wie bei den bisherigen Messsystemen der mögliche Messkorridor auf eine vorgegebene Strecke eingeschränkt wird. Gleichzeitig bedingt dies

eine schlechtere Vergleichbarkeit der Messergebnisse durch die vielen unterschiedlichen Untersuchungsabläufe. Es ist daher dringend notwendig, weitere Arbeiten mit hohen Fallzahlen durchzuführen, um für die sich neu auftuenden Möglichkeiten belastbare Referenzwerte zu schaffen.

Für weiterführende Arbeiten, eventuell sogar im häuslichen Umfeld der Patienten, muss zudem beachtet werden, dass alle vorgestellten Arbeiten Normwerte für das Gehen innerhalb von eigens dafür ausgelegten Laboratorien liefern. Diese können nur bedingt auf die Messungen im alltäglichen Umfeld der Patienten übertragen werden. Bock et al. konnten bei der Gegenüberstellung von Ganganalysen innerhalb eines Labors und in einem Park feststellen, dass beim freien Gehen in der Natur einige Parameter andere Werte, wie z.B. eine längere *Gait Cycle Time*, zeigten und auch die Variabilität der Weg-Zeit-Parameter unterschiedlich war. [16] Dies erklärt sich am ehesten durch den unterschiedlichen Untergrund und die verschiedenen Umweltbedingungen, welche im freien Raum das Gangbild beeinflussen. Unter Laborbedingungen werden diese Störgrößen minimiert. Daher sollten kommende Untersuchungen in diesem Arbeitsfeld darum bemüht sein, Normwerte für das Gehen unter verschiedenen Umgebungsbedingungen zu erarbeiten.

5.2.1.2 Geschlechtsspezifische Unterschiede des Gangbilds

Zur Frage, ob sich das Gangbild von Männern und Frauen signifikant voneinander unterscheidet, gibt es in der Literatur verschiedene Ansichten. [79,134]

Bei der Auswertung unserer Messergebnisse war es möglich statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern zu erkennen. Beim Vergleich der beiden Gruppen fiel auf, dass die Frauen mit einer höheren Schrittfrequenz bei gleichzeitig kürzerer Dauer eines Gangzyklus gingen.

Weitere Unterschiede fanden sich in der Beweglichkeit des Oberkörpers. Hier war der Bewegungsumfang der Frauen in der horizontalen Ebene geringer, gleichzeitig in der sagittalen und frontalen Ebene aber größer als bei den Männern. All diese Beobachtungen ließen sich sowohl auf der kurzen, als auch auf der langen Gehstrecke nachweisen. Dies spricht dafür, dass diese Messergebnisse weniger von den äußeren Begebenheiten abhängig sind, sondern das individuelle charakteristische Gangbild der Personen widerspiegeln.

Eine erhöhte Schrittfrequenz bei den Frauen wurde bereits von vielen anderen Autoren beschrieben. [8,18,30,133,134] Eine plausible Erklärung weshalb Frauen mit einer höheren Schrittfrequenz laufen, liegt in den unterschiedlichen Körpergrößen beider

Geschlechter und der Generierung der gewünschten Schrittgeschwindigkeit. Generell stehen dem Menschen zwei verschiedene Mechanismen zur Steigerung der Schrittgeschwindigkeit zur Verfügung: Entweder kann die Schrittlänge erhöht werden oder die Schrittfrequenz. [53] Verschiedene Autoren konnten nachweisen, dass die Schrittlänge zwischen den Geschlechtern keine großen Unterschiede aufzeigt, wenn man sie in Relation zur individuellen Körpergröße betrachtet.[18,30] Da die Durchschnittsgröße der Frauen geringer ist als die der Männer, ist für das Generieren derselben Schrittgeschwindigkeit bei den Frauen eine höhere Schrittfrequenz notwendig.

In unseren Ergebnissen konnten wir keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der Schrittgeschwindigkeit der Männer und der der Frauen feststellen. Auch für die Schrittlänge konnte kein Unterschied erkannt werden. Durch das verwendete Messsystem wird diese direkt in % der individuellen Körpergröße der Probanden angegeben. Wie oben beschrieben würde dies bei den kleineren Frauen in SI-Einheiten umgerechnet einer kürzeren Schrittlänge in cm entsprechen. Daher müssen die Frauen zum Ausgleich der geringeren Schrittlänge bei einer geringeren Körpergröße auf eine andere Möglichkeit der Geschwindigkeitsgenerierung zurückgreifen, um mit den männlichen Probanden Schritt zu halten. Dies äußert sich in der registrierten höheren Schrittfrequenz.

Die erhöhte Schrittfrequenz der Frauen bei gleichzeitig geringerer Schrittlänge wird auch von einigen anderen Autoren beschrieben. Vor allem in älteren Kollektiven kristallisiert sich ein unterschiedliches Gangverhalten zwischen den Geschlechtern deutlicher heraus. Für beide Geschlechter konnte in mehreren Studien die Abnahme der Geschwindigkeit mit zunehmendem Alter festgestellt werden. [152] Um diese Verlangsamung zu kompensieren, greifen vor allem die Frauen auf eine Zunahme der Kadenz zurück, um ihre Ganggeschwindigkeit willkürlich zu erhöhen. Diese Anpassung zeigt sich auch beim Vergleich älterer Frauen mit jüngeren Probandinnen. [66,71,74,102,133]

Es gibt einige Autoren, die bei Gangstudien keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Geschlechtern finden konnten. Wiederum andere Studien fanden zwar keine Unterschiede bei Betrachtung der räumlich-zeitlichen Parameter, jedoch bei Betrachtung verschiedener Gelenke. So wurden Differenzen im Bewegungsumfang von Knie, Oberkörper und Fußgelenken beschrieben, welche wiederum durch andere Arbeiten in Frage gestellt wurden. [25,73,74]. Vor allem für die Bewegungen des Oberkörpers und der oberen Extremität besteht bisher kein guter Datensatz. [47] Neuere Ansätze untersuchen, ob die Auslenkungen des Oberkörpers während des Gehens zukünftig als

objektives Maß zur Beurteilung der Stabilität eines Gangbildes genutzt werden können. [36,54] Stärkere Schwingungen des Oberkörpers während des Laufens würden einer stärkeren Unsicherheit der Probanden entsprechen. [54] In unserer Arbeit würde dies auf ein instabileres Gangbild der Frauen hinweisen. Dies deckt sich mit den Beobachtungen, dass vor allen Dingen das Gangbild der Frauen im Alter stärker anfällig für Störungen ist und das Geschlecht einen eigenständigen Risikofaktor für Stürze im Alter darstellt. [131,142]

Eine mögliche Erklärung für die Variation der Ergebnisse, vor allem bei Betrachtung der Gelenke, sind wiederum die Messungen mit verschiedenen Methoden. Viele der älteren Arbeiten verwendeten für ihre Analysen ein Kamerasystem zur Datenerfassung. [18,30] Für diese Messungen werden reflektierende Sensoren an der Körperoberfläche befestigt. Zur exakten Berechnung von Winkeln der Gelenke oder deren Bewegungsumfang, wird vor Beginn der Messungen ein Fixpunkt festgelegt, zu dem andere Parameter in Relation gesetzt werden. Für Betrachtungen der unteren Extremität wird hierfür meist das Zentrum des Hüftgelenks (hip joint center, HJC) gewählt, welches zu den nicht palpablen anatomischen Landmarkern zählt. [138,141] Stagni et al. konnten zeigen, dass unterschiedlich festgelegte Zentren die Ergebnisse anderer Parameter stark beeinflussen. Schon eine geringe Verschiebung des HJC um 30 mm in anteriore Richtung bewirkte einen Fehler von bis -22% bei Betrachtung der Bewegungsgrade anderer Gelenke. [141]

Um herauszufinden, ob neben der Schrittfrequenz, -länge und -geschwindigkeit noch weitere Parameter geschlechtsbedingten Einflüssen unterliegen, muss bei zukünftigen Untersuchungen und auch für die mögliche klinische Anwendung ein einheitliches Untersuchungsprotokoll angewandt werden. Ebenso sollten neuere Studien vermehrt darauf achten, weitere Parameter wie beispielsweise die Bewegungen des Oberkörpers verstärkt in ihre Betrachtungen einzubeziehen, um weiter zu erforschen, welche zusätzlichen Unterschiede zwischen den Geschlechtern zu erkennen sind.

5.2.2 Veränderungen unter *Dual Task* Bedingungen

Die Ganganalyse unter *Dual Task* Bedingungen soll dem Untersucher zusätzliche Informationen über Charakteristika eines Gangbilds wie beispielsweise krankheitsbedingte Änderungen ermöglichen, wenn diese unter normalen Bedingungen ggf. noch nicht erkennbar sind. Wie bereits zuvor beschrieben, ist das Gehen ein komplexer Prozess, welcher die reibungslose Zusammenarbeit verschiedener Systeme erfordert. Mit fortschreitendem Alter werden die Kapazitäten einiger dieser Systeme zunehmend geringer, wobei sie zunächst durch die vermehrte Arbeit anderer

kompensiert werden. [13] Kommt es nun zu einer zusätzlichen Anforderung an unser Nervensystem, kann dies zur Überlastung der zur Verfügung stehenden Ressourcen führen, was dann in einer Veränderung des Gangbildes resultiert. [111] Für diese Arbeit stellten wir die Hypothese auf, dass auch gesunde Erwachsene von zusätzlichen Aufgaben in ihrem Gangbild beeinflusst werden. Durch die zusätzliche Aufgabe werden die zur Verfügung stehenden Ressourcen knapper und dadurch das Gangbild protektiver. Diese Theorie lässt sich durch die von uns gewonnenen Daten bestätigen.

Der kognitive *Task* bewirkte eine Verlangsamung des Gehens durch die Abnahme der Schrittfrequenz und -länge. Gleichzeitig nahm die Dauer eines Gangzyklus sowie die *Double Support Time* zu. Gerade die Zunahme der *Double Support Time* weist auf ein vermehrtes Sicherheitsbedürfnis der Probanden hin. Diese Phase ist eine der stabilsten des Gangzyklus, in welcher die Probanden sicheren Kontakt zum Boden halten können. [53] Entsprechende Ergebnisse finden sich auch in der gängigen Literatur. Mehrere Autoren beschreiben ebenfalls eine Abnahme der Schrittgeschwindigkeit, -länge und -frequenz bei gleichzeitiger Zunahme der *Double Support Time*. [29,69]

Für die genannten Parameter konnten gleichsinnige Veränderungen durch den motorischen *Task* nachgewiesen werden. Unterschiede fanden sich bei den Bewegungen des Oberkörpers. Während es durch den kognitiven *Task* zu einer Zunahme der Bewegungen des Oberkörpers in allen drei Ebenen kam, nahmen die Bewegungen während des motorischen *Tasks* ab. Angelehnt an die Theorie, dass vermehrte Schwingungen des Oberkörpers Ausdruck einer zunehmenden Unsicherheit des Gangbildes sind, kann eine entsprechende Störung der Probanden durch den kognitiven *Task* angenommen werden.

Während des motorischen *Tasks* waren die beobachteten Änderungen jedoch weniger prägnant. Hierfür gibt es verschiedene Erklärungsmöglichkeiten. Einerseits ist es denkbar, dass der motorische *Task* schlicht nicht anspruchsvoll genug war, um das Gangbild der Probanden ausreichend zu stören. Zum anderen wäre es möglich, dass während der motorischen Zusatzaufgabe die protektiven Gegenmaßnahmen ausgeprägter oder effektiver vorhanden waren. Hierfür ist es nützlich auch den Vergleich anderer Parameter zwischen den beiden Messdurchgängen zu bemühen. Es zeigte sich, dass die Probanden auf der kurzen Strecke während des motorischen *Tasks* im Vergleich zur Messung während des kognitiven *Tasks* mit einer höheren Schrittfrequenz und zudem schneller gingen. Gleichzeitig war der Anteil der *Double Support Time* an einem Gangzyklus geringer. (4.2.1.2, S.39) All diese Beobachtungen deuten eher auf ein sichereres und weniger gestörtes Gangbild während des motorischen *Task* hin. Dies

spricht gegen die Theorie, dass die Probanden sich während des *Task* mehr auf protektive Maßnahmen stützten und lässt die Schlussfolgerung zu, dass der motorische *Task* nicht in der Lage war die Probanden in gleichem Maß zu stören, wie es durch den kognitiven *Task* möglich war.

Im Bezug auf die von uns gestellte Hypothese konnten wir somit nachweisen, dass auch gesunde Menschen von einer Zusatzaufgabe in der Stabilität ihres Gangbilds beeinflusst werden. Dies lässt sich jedoch nicht generell auf alle Formen des *Dual Task* übertragen. Bei gesunden Probanden scheint es nötig zu sein ein höheres Anspruchsniveau zu überschreiten, um das Gangmuster zu beeinflussen. Dies steht im Einklang mit der eingangs beschriebenen Kapazitätstheorie des *Dual Task*. [118] Nach dieser hängt die Wirksamkeit eines *Tasks* stark von individuellen Faktoren ab. Bei vorerkrankten Patienten ist eine Einschränkung der zum *Dual Task* nötigen Ressourcen zu erwarten. Ob der motorische *Task* in der Gruppe der Parkinsonpatienten anspruchsvoll genug war um das Gangbild zu beeinflussen wird in einer weiterführenden Arbeit dieser Arbeitsgruppe erörtert.

5.2.2.1 Auswirkung des Geschlechts unter *Dual Task* Bedingungen

Bei der Auswertung der *Dual Task* Ergebnisse fand sich entsprechend der Ergebnisse der *Single Task* Messungen ein statistisch signifikanter Effekt des Geschlechts auf alle Parameter der Oberkörperbewegungen. Zudem konnte für die Schrittgeschwindigkeit ein Einfluss durch das Geschlecht nachgewiesen werden.

In der themenspezifischen Literatur finden sich bisher nur wenige Arbeiten, welche sich explizit mit möglichen Unterschieden zwischen den Geschlechtern während *Dual Task* Messungen auseinandersetzen. Hollmann et al. konnten keinen Unterschied in Bezug auf klassische Parameter wie beispielweise die Ganggeschwindigkeit nachweisen. Nur die Schrittlängenvariabilität, welche häufig als Parameter zur Einschätzung einer Sturzgefahr genutzt wird, war bei Männern unter *Dual Task* Bedingungen ausgeprägter. [67] Hausdorff et al. untersuchten ebenfalls, welche Faktoren zu den Veränderungen von Gangparametern unter *Dual Task* Bedingungen beitragen. Auch ihre Arbeitsgruppe konnte keinen statistisch signifikanten Effekt durch das Geschlecht belegen. [59]

Entscheidender als die Zuordnung zu einem Geschlecht scheinen weitere individuelle Faktoren, welche auf beide Geschlechter gleichermaßen zutreffend sein können. Vorrangig ist hier das Alter zu nennen, welches mit einer Verschlechterung der Fähigkeit zum *Dual Task* einhergeht. [19,65] Auch ein Nachlassen der Fähigkeit zur Ausübung

exekutiver Funktionen, wie sie mit fortschreitendem Alter und vor allen Dingen bei demenziellen Entwicklungen auftreten können, hat nachweislich einen Einfluss auf die Ausprägung der *Dual Task* Effekte. [112] Es muss jedoch beachtet werden, dass diese Veränderungen für jeden Menschen sehr individuell sind und von verschiedenen Faktoren wie Trainingszustand, Umweltfaktoren, Bildung oder Erkrankungen abhängig sein können. [27,124]

Ein weiterer Faktor, welcher sich darauf auswirkt, ob das Gangbild durch eine zusätzliche Aufgabe stärker beeinflusst wird, ist die Tatsache, ob bei einem Probanden in der Vorgeschichte bereits ein Sturzgeschehen beschrieben wurde. [69] Bereits gestürzte Patienten zeigen sich häufig stärker gestört durch eine zusätzliche Aufgabe und verfallen in ein sehr zurückhaltendes, protektives Gangmuster. [135,147] Auch hier sind die Beobachtungen stark von dem individuellen Sturzrisiko und der Angst zu Stürzen abhängig. [139] Da Frauen im Alter, wie bereits beschrieben, häufiger von Stürzen betroffen sind, ist ein möglicher Effekt des Geschlechts bei Untersuchungen der Sturzvorhersage durchaus denkbar. Untersucht man bisher nicht gestürzte Kollektive hinsichtlich möglicher zukünftiger Ereignisse, lässt sich kein Unterschied in der *Dual Task* Leistung zwischen den Geschlechtern ausmachen. [147]

Auch aus unseren Ergebnissen lässt sich nicht schließen, dass das Geschlecht einen Einfluss auf die Auswirkung der verschiedenen *Tasks* hat. Die Faktoren, welche sich unter *Dual Task* Bedingungen durch das Geschlecht beeinflusst zeigten, waren es auch schon während der *Single Task* Messung. Wir konnten dadurch die Theorie stützen, dass das Ansprechen von Probanden auf verschiedene *Tasks* weniger von dem Geschlecht abhängig ist. Vielmehr beeinflussen die Art der Aufgabe an sich und weitere individuelle Faktoren wie Sturzgefahr und Alter das Ergebnis der *Dual Task* Messungen. Die Auffälligkeiten in Bezug auf die Bewegungen des Oberkörpers sind eher auf individuelle Faktoren wie beispielsweise verschiedene Anpassungsstrategien an den Alterungsprozess zu sehen, welche Gegenstand weiterer Forschungen sein sollten.

5.2.2.2 Einfluss der unterschiedlichen Streckenlängen

Neben den Einflüssen der *Dual Task* und des Geschlechts soll nun zudem noch beurteilt werden, ob sich die gefundenen Ergebnisse auf beide Streckenlängen übertragen lassen. Durch die Varianzanalyse konnte zunächst gemittelt über die Messungen mit beiden Zusatzaufgaben ein signifikanter Unterschied zwischen den Messungen mit und ohne Zusatzaufgabe nachgewiesen werden. In der ANOVA zeigte sich dieser Effekt auf der kurzen Gehstrecke für alle Parameter, auf der längeren Gehstrecke für sieben der zehn Parameter. Dies würde unsere Annahme unterstützen, dass ein zusätzlicher *Task*

die Probanden auch unabhängig von der Streckenlänge in ihrem Gangverhalten beeinflusst.

In der post Hoc-Analyse fand sich ein differenzierteres Bild. Auf der kürzeren Strecke konnte beim anschließenden Mittelwertvergleich eine Veränderung aller Parameter durch beide *Tasks* aufgezeigt werden. Anders stellte sich das Bild auf der längeren Strecke dar. Durch den kognitiven *Task* veränderten sich nur fünf der untersuchten Parameter signifikant. Noch klarer zeigte sich dieses unterschiedliche Ansprechverhalten zwischen den beiden Gehstrecken während der Messung mit der motorischen Zusatzaufgabe. Auf der langen Strecke wurde kein einziger Parameter durch die Hinzunahme des motorischen *Tasks* statistisch signifikant beeinflusst. Für dieses Bild lassen sich zwei mögliche Erklärungen ausmachen. Zum einen können die unterschiedlichen Ergebnisse durch die verschiedenen Streckenlängen bedingt sein. Zum anderen muss hinterfragt werden, ob die ausgewählten *Tasks* in der Lage waren das Gangbild der Probanden ausreichend zu beeinflussen.

Durch das Design unseres Versuchsablaufs ist die Frage der Suffizienz des kognitiven *Task* auf der langen Gehstrecke wie zuvor schon beschrieben nicht ausreichend zu beurteilen. Für die beiden Gehstrecken verwendeten wir unterschiedliche kognitive *Tasks*. Dies begründete sich daher, dass auf der kurzen Strecke eine direkte Kontrolle der genannten Ergebnisse einer Subtraktionsaufgabe möglich war. Für die längere Strecke sollte eine Aufgabe gewählt werden, für welche nach Abschluss der Aufgabe eine Kontrolle möglich war. So entstanden Unterschiede, welche die beiden *Tasks* nicht ausnahmslos miteinander vergleichbar machen. Während die fortlaufende Subtraktion aus dem Formenkreis der *Mental Tracking Tasks* stammt und die Speicherung und sofortige Weiterverarbeitung einer Information beinhaltet, berücksichtigt die Hörverständnisaufgabe vor allem die Merkfähigkeit der Probanden. [4] Zudem ist diese Form der Aufgabenstellung auch von der Leistungsfähigkeit des peripheren und zentralen auditiven Systems abhängig. Die geringeren Veränderungen der Messergebnisse des *IWalks* können somit nicht sicher der längeren Gehstrecke zugeordnet werden. Hierfür sind weitere Untersuchungen mit den gleichen kognitiven Zusatzaufgaben notwendig.

Hinsichtlich des motorischen *Tasks* kann diese Gegenüberstellung jedoch vorgenommen werden, da hierfür die gleiche Aufgabe gestellt wurde. Wie oben ausgeführt, kann davon ausgegangen werden, dass der motorische *Task* die Probanden nicht in gleichem Maß irritierte wie die fortlaufende Subtraktion. Obwohl die Veränderungen während der motorischen Aufgabe geringer ausgeprägt waren als während der kognitiven, konnte auf der kurzen Strecke durch beide ein Einfluss auf das

Gangbild bewirkt werden. Auf der langen Strecke konnte allerdings nur für einen Parameter eine statistisch signifikante Veränderung durch die motorische Zusatzaufgabe gezeigt werden. (4.2.2.2, S.49) Dies lässt darauf schließen, dass die festgestellten Unterschiede auf der Auswahl der untersuchten Strecke beruhen. Zu diesem Schluss kamen auch Beurskens & Bock, die in ihrer Arbeitsgruppe untersuchten welchen Einfluss verschiedene Konfigurationen der gewählten Gehstrecken auf die Ergebnisse von *Dual Task* Messungen haben. [14] Sie konnten zeigen, dass die Eigenschaften der Gehstrecke einen starken Einfluss auf die verschiedenen Parameter des Ganges haben. Diese Effekte waren bei den älteren Probanden deutlich erkennbar, aber sogar jüngere Teilnehmer verlangsamten beispielsweise ihre Ganggeschwindigkeit, wenn die Breite der Gehstrecke verengt wurde. Wurde die Gehstrecke durch angebrachte Hindernisse zusätzlich schwerer gestaltet, konnten Veränderungen durch *Dual Task* noch deutlicher zum Vorschein gebracht werden. [14] Sie schlussfolgerten, dass der Einfluss von *Dual Task* umso stärker wird, je schwieriger die gewählte Gehstrecke gestaltet wird.

Übertragen auf unsere Strecke würde dies bedeuten, dass der *ITug* für die Probanden anspruchsvoller als der *IWalk* war. Die beiden Aufgaben unterscheiden sich zunächst offensichtlich in der Länge der gewählten Strecke. Die längere Strecke scheint auf die Probanden jedoch keine negativen Auswirkungen gehabt zu haben. Ein Erschöpfungseffekt lässt sich anhand unserer Ergebnisse nicht ablesen. Es ist aber denkbar, dass die Probanden während des *IWalks* längere Zeit haben, um ein sicheres, rhythmisches Gangbild zu generieren und für die gewählte Zeit auch stabil beizubehalten. Dies würde dafürsprechen, dass das Gangbild zunächst im Sinne einer „Einlaufphase“ generiert wird. Zum Vergleich unterschiedlicher Streckenlängen gibt es bisher wenige Untersuchungen. Es konnte jedoch schon gezeigt werden, dass beim Vergleich von kurzen und längeren Gehstrecken die längere Strecke besser dazu geeignet ist das Gangbild außerhalb von Ganganalyselaboren zu reproduzieren. [22] Vor allem die Schrittgeschwindigkeit wird bei Messungen auf kürzeren Gehstrecken häufig zu hoch bewertet. [22]

In der weiteren Überlegung weshalb der *ITug* für die Probanden anspruchsvoller als der *IWalk* war muss aufgeführt werden, dass der *ITug* eine Phase des Aufstehens und Hinsetzens auf einem Stuhl beinhaltet. Das Aufstehen stellt eine alltägliche Aufgabe dar, ist bei genauerer Betrachtung jedoch anspruchsvoller als es auf den ersten Blick erscheint. Das Erreichen einer sicheren Standposition aus dem Sitzen stellt eine Herausforderung an das posturale System dar und bedarf einer dynamischen Regulierung des Gleichgewichts. [80] Der Körperschwerpunkt muss innerhalb einer

kurzen Zeit beschleunigt, abgebremst und in seiner neuen Position stabilisiert werden. Der Körperschwerpunkt liegt während des Aufstehens außerhalb der *Base of Support*, was, wie eingangs beschrieben, einen instabilen Gleichgewichtszustand zur Folge hat. [80] Die Fähigkeit den sicheren Stand zu erlangen hängt zudem von weiteren Faktoren wie der sensomotorischen Leistungsfähigkeit, dem Gewicht, der Vitalität und vor allen dem Alter ab. [87] Die zum Aufstehen benötigte Zeit nimmt mit dem Alter zu und kann auch als Indikator für Sturzgefahr und Pathologien verwendet werden. [31,40]

In Bezug auf die Fragestellung dieser Arbeit, welcher Versuchsablauf im klinischen Alltag die beste Anwendbarkeit bei gleichzeitig hoher Aussagekraft bietet bestehen somit Vorteile bei Anwendung des *ITugs*. Durch die höhere Schwierigkeit des Versuchsablaufs zeigt er sich im direkten Vergleich aussagekräftiger bei der Frage nach altersbedingten Änderungen und Reaktionen auf Störungen des generierten Gangbilds. Zudem bietet er durch die kurze Dauer und den geringen Platzbedarf Vorteile in der praktischen Umsetzung.

5.2.3 Zusammenhang zwischen kognitiver Leistungsfähigkeit und Gangbild

Neben der motorischen Leistung der Probanden überprüften wir vorab auch die aktuelle kognitive Leistungsfähigkeit anhand des MoCA-Tests. Für unsere Arbeit definierten wir einen Cut-off Wert von 26 Punkten, bis zu welchem das Ergebnis als normal anzusehen ist. Ab einem Wert ≤ 26 Punkten kann von einer milden kognitiven Einschränkung ausgegangen werden. [106] Wie aus unseren Ergebnissen ersichtlich, zeigten sich in unserem Probandenkollektiv keine gravierenden Einschränkungen der kognitiven Leistung. Jedoch ergab sich in Teilen ein grenzwertiges Ergebnis, welches sich in einer durchschnittlichen Punktzahl von 26,5 bei den Frauen und 26,8 Punkten bei den Männern widerspiegelt.

In unseren Untersuchungen konnte während der Messung des *ITugs* ein signifikanter Zusammenhang zwischen sechs Parametern und den Ergebnissen des MoCA gesehen werden. (4.2.1.4, S. 45) Auf der längeren Gehstrecke des *IWalks* zeigte sich eine positive Korrelation zwischen der Oberkörperbewegung in frontaler Richtung während der kognitiven Zusatzaufgabe und dem MoCA Score. (4.2.2.4 S. 54)

Die Zusammenhänge während des *ITugs* ließen sich sowohl während des freien Gehens, als auch während der beiden Durchgänge mit unterschiedlichen Ablenkungen erkennen. Die Art der Zusatzaufgabe hatte hierbei keinen Einfluss auf die Ergebnisse. Dies deckt sich mit Ergebnissen aus der Literatur, welche ebenfalls stärkere Effekte während des *Dual Task* in einer Gruppe von Patienten mit einer milden kognitiven

Einschränkung im Vergleich zu Gesunden feststellen konnten. Auch hier zeigten sich diese Auswirkungen unabhängig von der Auswahl der Zusatzaufgabe. [105]

In unseren Ergebnissen ging eine bessere kognitive Leistungsfähigkeit mit einer größeren Schrittlänge, einer besseren Vorbereitung der 180° Drehung, dem schnelleren Aufstehen von einem Stuhl sowie mit mehr Beweglichkeit im Oberkörper einher. (4.2.1.4, S. 45) In der gängigen Literatur herrscht ein Konsens darüber, dass eine abnehmende kognitive Leistung mit einem langsameren, kleinschrittigen und insgesamt unsicheren Gangbild korreliert. [41,148] Zeitgleich lässt sich bei Patienten mit kognitiven Einschränkungen eine erhöhte Sturzprävalenz nachweisen. [90]

Bezüglich der Beweglichkeit des Oberkörpers gibt es unterschiedliche Interpretationsansätze. Wie bereits im vorausgegangenen Punkt beschrieben, können vermehrte Auslenkungen des Oberkörpers entsprechend mehr Schwingungen des Oberkörpers, als eine zunehmende Instabilität und Gangunsicherheit interpretiert werden. [54] Auch während der Posturographie werden vermehrte Auslenkungen des Oberkörpers im Sinne einer größeren Instabilität des Körpers gedeutet. [76] Hierauf wird im entsprechenden Diskussionsteil genauer eingegangen.

Bezüglich der Oberkörperbeweglichkeit während des Gehens wird von einigen Autoren ein größerer Bewegungsspielraum als Zeichen besserer Kompensationsmechanismen und damit höherer Gangstabilität gewertet. Verminderte Rumpfneigungswinkel können gehäuft bei Parkinsonpatienten beobachtet werden, einem Krankheitsbild welches wie eingangs beschrieben mit einer erhöhten posturalen Instabilität und Sturzgefahr einhergeht. [7,37] Diese Beobachtungen sprächen eher dafür, dass eine vermehrte Steifigkeit des Oberkörpers ein Hinweis auf eine erhöhte posturale Instabilität darstellt. Durch eine geringere Beweglichkeit im Oberkörper nehmen die Möglichkeiten Störungen des Gleichgewichts durch *Fixed-Support* Strategien zu korrigieren ab. Diese Theorie würde sich mit unseren Beobachtungen decken, dass bei Probanden mit einer besseren kognitiven Leistung die Beweglichkeit des Oberkörpers höher ist. Somit wäre ihr Gangbild nach dieser These als sicherer anzusehen, da diese Probanden auf ein größeres Repertoire an Gegenmaßnahmen im Falle einer Störung des Gangbilds zurückgreifen könnten.

Wie bereits angesprochen sind die Parameter der Oberkörperbewegung ein vielversprechender Ansatz, um in Zukunft Veränderungen des Gehens bereits in frühen Krankheitsstadien zu erkennen oder wertvolle Zusatzinformationen im Gebiet der Sturzprävention zu liefern. Hierfür sind unter Anwendung neuer Messsysteme weitere Untersuchungen mit größeren Patientenzahlen von Nöten.

5.3 Interpretation und Diskussion der Ergebnisse der Posturographie

5.3.1 Interpretation der Ergebnisse der *Single Task* Messung

Während des freien Stehens fand sich bei keinem der Parameter ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Geschlechtern. Auch in der Literatur finden sich Belege dafür, dass das Schwingungsverhalten primär nicht von dem Geschlecht der Probanden abhängig ist. [58]

Untersuchungen zum Einfluss des Geschlechts auf posturale Schwankungen wiesen jedoch darauf hin, dass andere individuelle Faktoren durchaus einen Einfluss auf die Messergebnisse haben können. In den Untersuchungen von Bryant et al. fand sich zunächst ein signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern für verschiedene Parameter. Bei der Anpassung dieser Ergebnisse an die jeweilige Körpergröße fanden sie heraus, dass diese Unterschiede nur dadurch entstanden waren, dass die Männer durchschnittlich größer waren als die Frauen. Nach einer Normierung der Ergebnisse anhand der Körpergröße konnten keine Unterschiede mehr erkannt werden. [20] In anderen Studien konnten Unterschiede zwischen den Geschlechtern durch das abweichende Gewicht der beiden Gruppen erklärt werden. [45]

Ein weiterer Faktor, welcher auch häufig mit Gewichtsunterschieden assoziiert sein kann, ist ein unterschiedlicher Grad an körperlicher Fitness. Diese hat ebenfalls eine starke Auswirkung auf die Körperschwingungen der Probanden. Torres et al. konnten einen Einfluss des Geschlechts nur unter untrainierten Probanden nachweisen. In einer Gruppe von körperlich aktiven Teilnehmern fand sich kein Unterschied mehr. [145] Bei den Untersuchungen zeigte sich, dass ein untrainierter Zustand vor allem auf die Männer negative Auswirkungen hat. Die Auslenkung des Körperschwerpunkts war bei ihnen deutlich größer und nahm stärker zu, wenn die Augen geschlossen wurden. Männer kompensieren mangelnde körperliche Fitness stärker durch Vision als Frauen und sind daher auch durch das Schließen der Augen stärker in ihrem Gleichgewicht gestört. [145] Auch das Alter ist mit einer Zunahme von Körperschwingungen assoziiert. [76] Diese Veränderungen betreffen jedoch beide Geschlechter in gleichem Maß. [20]

Unsere Ergebnisse decken sich mit den Beobachtungen der Literatur, dass das Geschlecht keinen eindeutigen Einfluss auf die posturalen Schwankungen während des freien Stehens hat. Da sich zwischen den Gruppen keine Unterschiede fanden, spricht dies auch für eine homogene Verteilung der Gruppen hinsichtlich anderer Einflussfaktoren wie beispielsweise der körperlichen Aktivität.

Für den direkten Vergleich der durch uns erhobenen Messwerte liegen nur geringe Datensätze vor. Die Messung der posturalen Stabilität wird weiterhin meist mittels Kraftsensorplatten durchgeführt. Zur Überprüfung der Validität der von uns verwendeten Sensoren beschäftigt sich eine weitere Arbeit dieser Arbeitsgruppe mit dem Vergleich der Daten aus der zeitgleichen Erhebung durch die Sensoren und die klinikeigene Kraftsensorplatte.

5.3.2 Veränderungen durch Augenschluss

Wie eingangs beschrieben ist das posturale Kontrollsystem von einer Vielzahl von sensorischen und motorischen Systemen abhängig. Mit zunehmendem Alter unterliegen diese Systeme degenerativen Prozessen, welche eine Zunahme von posturaler Instabilität mit daraus resultierender Sturzgefahr bedingen können. [39] Um die Fähigkeit des sicheren Stehens im Alter zu überprüfen, werden häufig verschiedene Manipulationsmanöver verwendet, um zu sehen, ob der sichere Stand auch unter schwierigeren Bedingungen sicher beibehalten werden kann. [85] Eine häufig verwendete und simple Methode ist das Schließen der Augen. Verschiedene Autoren beschrieben die Zunahme von verschiedenen Parametern der Körperschwingungen durch den Wegfall visueller Informationen, vor allem bei älteren Probanden. [39,48] Hierbei wird eine Zunahme der Schwingungen durch unterschiedliche Parameter repräsentiert wie beispielsweise die Auslenkung des Körperschwerpunkts, der Geschwindigkeit der Bewegungen oder deren Frequenz. [42]

In unseren Ergebnissen spiegeln sich diese Veränderungen nur bedingt wider. Lediglich die insgesamt zurückgelegte Streckenlänge der Schwingungen des Körperschwerpunkts während eines Messdurchgangs nahm durch das Schließen der Augen zu. Für andere Parameter, wie die mittlere Auslenkung des Körperschwerpunktes, deren Geschwindigkeit und Frequenz lässt sich zwar eine Tendenz zur Zunahme bei geschlossenen Augen erkennen, jedoch kein statistisch signifikanter Unterschied. Daraus lässt sich schließen, dass unsere Probanden nicht in starkem Maß durch den Wegfall visueller Informationen beeinflusst wurden. Dies kann einerseits bedeuten, dass die Teilnehmer sich weniger auf visuelle Informationen verlassen und somit der Wegfall dieser keinen großen Unterschied für das posturale Kontrollsystem darstellte. Zum anderen war es den Probanden möglich den Ausfall eines Informationssystems über andere Faktoren zu kompensieren.

Neuere Untersuchungen vertreten ebenfalls die Ansicht, dass eine Verschlechterung der posturalen Stabilität im Alter durch mehrere Faktoren bedingt wird. Entscheidend ist die Betrachtung des Zusammenspiels verschiedener Testbedingungen. Sarabon et al.

konnten mit ihren Untersuchungen keinen Zusammenhang zwischen der Abhängigkeit von visuellen Informationen und dem Alter herstellen. Entscheidender war die Beschaffenheit des Untergrundes. [130] Auch Wiesmeier et al. stellten fest, dass ältere Menschen vorwiegend auf propriozeptive Informationen angewiesen sind. [151]

Weitergehend waren die Untersuchungen von Lord et al., welche 13 verschiedene Testsituationen mit Manipulationen visueller, vestibulärer und sensomotorischer Informationen bei älteren Probanden durchführten. [84] Es bestätigte sich die Beobachtung von Sarabon et al., dass vor allem die Untergrundbeschaffenheit mit über die posturale Stabilität bestimmt. [129] Auf einem festen Untergrund führte nur eine Störung propriozeptiver Reize zu einer Veränderung der Körperschwingungen. Visuelle Veränderungen hatten keinen Einfluss auf die Stabilität der Probanden. [85] In weiteren Untersuchungen konnten Lord und Menz zeigen, dass auf einem nachgiebigen Untergrund der Verlust der visuellen Informationen stärker ins Gewicht fällt. Hier führte das Schließen der Augen zu einer deutlichen Zunahme der Schwankungen. [86] Es scheint also, dass ältere Menschen sich zunächst vorwiegend auf propriozeptive Informationen verlassen, um einen stabilen, aufrechten Stand zu sichern. Bei Abnahme dieser Informationen hingegen gewinnen die visuellen Einflüsse zunehmend an Relevanz.

Unsere Ergebnisse stützen somit die Schlussfolgerung von Lord et al., dass auf einem festen Untergrund die visuellen Informationen nicht vorwiegend entscheidend für die posturale Stabilität sind.

5.3.3 Veränderungen durch *Dual Task*

Ähnlich wie das Schließen der Augen hatten auch die von uns verwendeten zusätzlichen Tasks nur geringen Einfluss auf die posturale Stabilität der Probanden. Für keinen der Parameter konnte ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Ausgangsmessung und den beiden Messungen unter *Dual Task* Bedingungen nachgewiesen werden. Auch der unterschiedliche visuelle Informationsgehalt der beiden *Dual Task* Durchgänge hatte darauf keinen Einfluss.

Bei der Untersuchung von *Dual Task* Auswirkungen auf das posturale Kontrollsystem zeichnet sich ein sehr heterogenes Bild ab. Mehrere Autoren beschreiben verschiedene Änderungen der Körperschwingungen. Einige geben eine zunehmende Instabilität an. [96,120,154] Andere Untersuchungen wiederum beobachteten eine zunehmende Sicherheit durch kognitive Tasks. [122,123] Für diese unterschiedlichen Ergebnisse gibt

es viele verschiedene Erklärungsansätze. Entscheidend ist aber vorwiegend die Auswahl der geeigneten Untersuchungsmethoden.

Ob Veränderungen der posturalen Stabilität durch eine Zusatzaufgabe entstehen, hängt wiederum von der Schwierigkeit des ausgewählten *Tasks* ab. [120] Pellicchia fand in ihrer Arbeit heraus, dass durch eine recht simple auditive Aufgabe nur geringe Änderungen hervorgerufen wurden. Im gleichen Kollektiv bedingte das fortlaufende Kopfrechnen jedoch eine starke Zunahme der Körperschwankungen. [120] Diese Beobachtungen ähneln sich auch den zuvor beschriebenen Theorien über *Dual Task* während des Gehens.

Die Art des verwendeten *Tasks* scheint auch mitbestimmend für die Art der auftretenden Veränderungen zu sein. Aufgaben wie beispielsweise Kopfrechnen oder das Vervollständigen von Sätzen führen meist zu einer Zunahme der Schwankungen. [120,136] Dem entgegen wird bei visuellen *Task* häufig eine Abnahme von Körperschwankungen beschrieben. Dies tritt jedoch nur auf, wenn das Zielfeld der visuellen Aufgabe nah an dem Probanden ist. Bei weiter entfernten Aufgaben nehmen die Schwankungen durch einen zusätzlichen *Task* wieder zu. [123] Diese unterschiedlichen Ergebnisse zeigen, wie spezifisch die Ergebnisse für die unterschiedlichen *Tasks* sind. Einige Autoren führen dies darauf zurück, dass durch stark anspruchsvolle *Tasks* mit ablenkender Wirkung weniger willkürliche Eingriffe in die Prozesse der posturalen Kontrolle vorkommen und automatisierte Prozesse besser ablaufen können. [122] Andere Ansätze führen diese unterschiedlichen Ergebnisse in Abhängigkeit von der Zusatzaufgabe vorwiegend darauf zurück, ob für die Durchführung des gestellten *Tasks* eine aktive Sprachproduktion notwendig ist. Die Aktivierung motorischer Bahnen für die Artikulation und dadurch mögliche zusätzliche Interferenzen mit Prozessen der posturalen Kontrolle werden als ursächlich für größere Schwankungen während dieser Aufgaben angesehen. [32] Jedoch sind die verschiedenen Mechanismen bisher nicht hinlänglich erforscht.

Der zweite Faktor, welcher Einfluss auf die Ergebnisse von *Dual Task* Untersuchungen während der Posturographie hat, ist der Anspruch an das posturale Kontrollsystem schon ohne den zusätzlichen *Task*. Das Ausbleiben von Veränderungen während *Dual Task* Messungen kann häufig darauf zurückgeführt werden, dass die primäre Aufgabe des freien Stehens nicht anspruchsvoll genug war. [120,136,137] Analog zu den Messungen ohne *Dual Task* scheinen hierfür vor allem die somatosensorischen Informationen entscheidender zu sein als die visuellen Informationen. Mehrere Autoren beschrieben, dass zunächst ausbleibende Veränderungen durch *Dual Tasks* bei einer zusätzlichen Manipulation des Untergrundes deutlich hervorgerufen werden

konnten. [28,136,137] Shumway-Cook und Woollacott untersuchten den Einfluss von verschiedenen Untergründen und visuellen Informationen auf *Dual Task* Untersuchungen. Hierfür führten sie Messungen bei offenen sowie geschlossenen Augen durch und projizierten zudem ein sich bewegendes Umfeld auf eine die Probanden vollkommen umgebende Leinwand. Während keiner der Messungen auf stabilem Untergrund führten *Dual Tasks* zu einer Zunahme von Körperschwingungen. Auf einem nicht festen Untergrund jedoch nahmen die Schwankungen unter *Dual Task* zu. Diese Veränderung war unter erschwerten visuellen Bedingungen prägnanter als bei geöffneten Augen. [137] Ähnliche Ergebnisse fanden auch Condrón & Hill, bei deren Messungen auch nur auf einem weichen Untergrund ein Ansprechen auf einen zweiten Task vermerkt werden konnte. Auf festem Untergrund hatte die Zusatzaufgabe keinen Effekt. [28] Dies deckt sich mit den vorherigen Überlegungen, dass ältere Menschen zum Erhalt des aufrechten Stands sich zunächst mehr auf somatosensorische Informationen verlassen. Die Bedeutung visueller Informationen hingegen nimmt zu, wenn die somatosensorischen Informationen abnehmen.

Unsere Ergebnisse decken sich mit diesen Beobachtungen, da auch bei uns der *Dual Task* keinen Einfluss auf die Stabilität der Probanden zeigte, sowohl bei geschlossenen als auch bei geöffneten Augen. Der stabile Untergrund ist eine plausible Erklärung für das Ausbleiben von Veränderungen durch die *Tasks*. Eine Schwäche der zusätzlichen Aufgabe, im Einklang mit den Beobachtungen von Pellecchia bezüglich auditiver *Tasks*, muss in Betracht gezogen werden. Bereits während des *IWalks* zeigte der Task eine schwächere Wirkung auf die Probanden als das fortlaufende Kopfrechnen während des *ITugs*. Zur weiteren Beurteilung der Suffizienz des Tasks wäre es interessant zu sehen, welche Wirkungen die gestellte Aufgabe auf Probanden auf einem nachgiebigen Untergrund hat.

5.4 Interpretation und Diskussion der Ergebnisse der zusätzlichen Tasks

Die kognitiven Tasks zeigten stark unterschiedliche Ergebnisse. Der *Mental Tracking Task*, das fortlaufende Subtrahieren während der kurzen Gangstrecke, bewirkte bei beiden Geschlechtern eine Veränderung des Gangbildes. Die Aufgabe selbst wurde von den Probanden gut gelöst. Die meisten Probanden schafften es, die Rechnungen fehlerfrei durchzuführen. Nur sechs Teilnehmer nannten eine falsche Lösung, bei einem Probanden waren es zwei. Zu erwähnen gilt hierbei, dass es sich bei der genannten Aufgabe um eine fortlaufende Subtraktion handelte. Zwar nannten die Teilnehmer überwiegend richtige Lösungen, teilweise wurden in der vorgegebenen Zeit dafür nur ein

bis zwei Rechenschritte durchgeführt. Wie bereits angesprochen, liegt für die Aufgabe „Kopfrechnen“ kein Ergebnis aus einer *Single Task* Messung vor, weswegen nicht zu eruieren ist, ob ohne die zusätzliche Belastung des Gehens bessere Ergebnisse in der Kopfrechenaufgabe hätten erzielt werden können. Trotzdem lassen sich durch unsere Ergebnisse die Ansichten von Jiang et al. und Beurskens & Bock unterstützen, dass *Mental Tracking* Aufgaben gut geeignet sind, um Änderungen des Gangbildes hervorzurufen. [13,60]

Bei der Auswertung der auditorischen Aufgabe zeigten sich für die Probanden eher schlechte Ergebnisse. Diese Aufgabenform wurde während des *IWalks* und der beiden *ISway* Messungen verwendet. Keinem einzigen Teilnehmer gelang, in allen drei Aufgaben die richtige Lösung zu nennen. Lediglich zwei Frauen gaben in beiden Posturographiemessungen die richtige Antwort an. Während des *IWalks* wurde nur von einem Mann die richtige Anzahl an Worten erkannt. Für diese Ergebnisse gibt es verschiedene Erklärungsmöglichkeiten. Zum einen müssen Faktoren berücksichtigt werden, welche durch den Versuchsablauf Einfluss auf die Ergebnisse haben könnten. Beispielsweise kann eine Einschränkung des Hörvermögens ein schlechteres Abschneiden in auditorischen Aufgaben bedingen. Zum Ausschluss dieser Störgröße wurden die Probanden jedoch zuvor nach solchen Pathologien befragt. Vor Beginn der eigentlichen Aufzeichnung wurde zur Überprüfung des Hörvermögens eine kurze Sequenz der während der Messung zu hörenden Audiodatei abgespielt, welche alle Teilnehmer als „gut hörbar“ einstufen. Für den *IWalk* muss jedoch erwähnt werden, dass die Messung im Untergeschoss der neurologischen Klinik durchgeführt wurde. Hier kann eine Störung, beispielsweise durch Krankentransporte, nicht gänzlich ausgeschlossen werden.

Zur Beurteilung der Ergebnisse der kognitiven Tasks müssen diese stetes in Relation zu den Ergebnissen des primären Tasks, des Gehens oder Stehens, gesetzt werden. Nach der Theorie des *Dual Task* Paradigmas, verschlechtert sich die Leistung in einer oder beiden Aufgaben, wenn sie parallel ausgeführt werden. [118,129] Bei Betrachtung der Ergebnisse des *ISways* lässt sich keine eindeutige Verschlechterung des *Single Tasks* durch die Zusatzaufgabe erkennen. In Zusammenspiel mit den schlechten kognitiven Ergebnissen lässt sich daraus schließen, dass die Konzentration vorwiegend zugunsten der motorischen Primäraufgabe verteilt wurde.

Ähnliche Feststellungen machten Oh-Park et al., als sie das Verhalten von jüngeren und älteren Menschen in Dual Task Situationen untersuchten. Sie ließen die Probanden hierfür ein Tablett halten, eine Aufgabe welche auch die obere Extremität mit einbeziehen sollte. Dadurch sollte eine möglichst realitätsnahe Situation simuliert

werden. Auch hier konnte nachgewiesen werden, dass eher ältere Teilnehmer den zweiten Task zugunsten des sicheren Gehens bzw. Stehens vernachlässigten. [111]

Es scheint so, dass ältere Menschen vorwiegend darauf bedacht sind ihre Körperposition stabil zu halten und dafür eine zweite Aufgabe vernachlässigen. Dies erscheint sinnhaft, da sie bei geteilter Aufmerksamkeit stärker gefährdet sind ein Sturzereignis zu erleiden als jüngere Menschen. Chen et al. untersuchten, wie gut Probanden einen Hindernisparcours kontaktfrei durchqueren konnten, während sie eine zusätzliche Aufgabe durchführten. Es zeigte sich, dass beide Gruppen den Parcours schlechter bewältigen konnten, jedoch blieben die jüngeren Teilnehmer weiter sicher in ihrem Gang, während bei den Älteren deutlich häufiger ein Kontakt mit einem Hindernis provoziert wurde. [23] Um auch das Gangbild zu beeinflussen, müssen die Probanden entweder dazu angewiesen werden den zusätzlichen *Task* so gut wie möglich zu bearbeiten und sich stärker auf ihn zu konzentrieren, oder der *Task* muss ein bestimmtes Anspruchslevel übersteigen. [111]

Bei der gesunden Gruppe war der auditorische Task nicht anspruchsvoll genug, um Störungen des Gleichgewichts oder starke Änderungen des Gangbilds hervorzurufen. Dies spricht aber auch dafür, dass unser Kollektiv weitestgehend in der Lage war ein sicheres Stand- und Gangbild zu generieren. Es bleibt abzuwarten, wie Patienten, welche schon an einer Einschränkung der Bewegungsfähigkeit leiden, mit dieser *Task*-Form umgehen können.

5.5 Fazit und Ausblicke

In der vorliegenden Arbeit sollten die Auswirkungen von *Dual Tasks* auf ein Kollektiv gesunder, älterer Erwachsener sowie ein möglicher Zusammenhang mit der kognitiven Leistungsfähigkeit im Alter untersucht werden.

In unserer Arbeit gelang es nachzuweisen, dass auch bei gesunden Probanden eine Veränderung des Gangbildes auftritt, sobald diese mit zusätzlichen Aufgaben konfrontiert werden. Hierbei zeigte sich, dass im direkten Vergleich eine kognitive Aufgabe aus dem *mental tracking* Formenkreis stärkere Veränderungen hervorrief, als eine motorische Zusatzaufgabe und somit die Aussagekraft der Untersuchungen verbessert. Zudem bieten kognitive Aufgaben den Vorteil, dass motorische Abläufe des Gehens nicht von vornherein eingeschränkt werden und so auch die Bewegungen der Arme mit beurteilt werden können. Demnach ist für die klinische Anwendung eine kognitive Zusatzaufgabe von Vorteil.

Als weiteres Ziel sollte beurteilt werden, ob verschiedene Versuchsaufbauten und unterschiedliche Gehstrecken einen Einfluss auf die Ergebnisse der Ganganalyse haben. In unseren Untersuchungen konnte klar aufgezeigt werden, dass eine kurze Gehstrecke mit Zusatzelementen wie Drehungen und Phasen des Aufstehens im Vergleich zu einer einfachen längeren Strecke ohne Hindernisse in einer Gruppe gesunder Erwachsener eine erhöhte Aussagekraft hatte. Auf einer anspruchloseren Strecke konnten Auffälligkeiten des Gangbildes noch nicht dargestellt werden, obwohl sie in anspruchsvolleren Versuchsabläufen bereits signifikant nachweisbar waren. In Hinsicht auf die Anwendung von Ganganalysen auch in der Sturzprävention ist daher der *ITug* besser geeignet, um schon frühe Veränderungen zu registrieren.

Unsere Ergebnisse spiegeln einen Zusammenhang zwischen einer abnehmenden kognitiven Leistung und einem unsicheren Gangbild wider. Dies lässt sich unabhängig von der Auswahl der Zusatzaufgabe erkennen. Es zeigt sich auch hier, dass auf einer einfachen Gehstrecke diese Veränderungen noch kompensiert werden können und erst bei einer anspruchsvolleren Aufgabe zu Tage treten, was wiederum die mögliche zukünftige Bedeutung des *ITugs* im Rahmen der präventiven Ganganalyse unterstreicht.

Mehrere Arbeiten zeigen, dass mittels *Dual Task* Messungen Patienten, welche bereits gestürzt waren, von nicht-gestürzten Patienten unterschieden werden können. [57,97,139] Uneinigkeit herrscht jedoch in der Meinung, ob auch Gesunde, bisher noch nicht-gestürzte Patienten, welche Gefahr laufen in der nächsten Zeit ein Sturzereignis zu erleiden, vorab identifiziert werden können. Während beispielsweise Lundin-Olsson et al. durch die Messung mit einem zeitgleichen motorischen Task sturzgefährdete Patienten anhand eines langsameren Gangbildes identifizieren konnten [89], fanden Menant et al. keinen zusätzlichen Nutzen einer Zweitaufgabe während der Ganganalyse. [97]

Es ist weiterhin schwer, eine allgemein gültige Aussage über den Nutzen der *Dual Task* Untersuchungen zur Vorhersage von Sturzwahrscheinlichkeiten zu treffen. Einerseits liegt dies an der noch ausbaubaren Datenlage zu diesem Thema, da diese Form der Ganganalyse erst über einen relativ kurzen Zeitraum betrieben wird. Des Weiteren herrscht eine hohe Variabilität in Bezug auf die Ganganalyse an sich. Viele Autoren verwenden verschiedene Streckenlängen, welche Drehungen beinhalten können oder aus dem Stehen bzw. Sitzen beginnen. Somit entstehen verschiedene Ausgangssituationen, welche die Ergebnisse beeinflussen können.

Bislang fokussierten sich die bisherigen Arbeiten zum Thema Sturzvorhersage unter *Dual Task* Bedingungen vor allem auf den Parameter der Ganggeschwindigkeit. [97,146] Dies bietet den Vorteil, dass dieser Parameter leicht mit den aus *Single Task* Messungen gewonnenen Ergebnissen vergleichbar ist. Es bedeutet hingegen nicht, dass der Parameter am besten geeignet ist, um eine Aussage über die Sturzwahrscheinlichkeit zu treffen. In unseren Ergebnissen konnte ein starkes Ansprechen des Bewegungsumfangs des Oberkörpers auf die unterschiedlichen Tasks gezeigt werden. Es gibt bereits Ansätze, die Stabilität des Oberkörpers als neuen Parameter zur Bewertung der Gangsicherheit zu etablieren. [54] Unsere Ergebnisse zeigen ebenfalls ein eindeutiges Ansprechen der entsprechenden Parameter auf erschwerte Umgebungsbedingungen.

In zukünftigen Untersuchungen sollte daher das Potential, welches die neueren Sensorsysteme bieten weiter ausgeschöpft werden, um nicht nur bereits gestürzte Patienten zu identifizieren, sondern gefährdete Personen bereits vorab zu erkennen und bereits präventiv aktiv werden zu können. Hierfür wird sich zeigen müssen, ob bei Probanden welche im Verlauf von *Follow up*- Messungen einen Sturz erlitten bereits in den initialen Messungen Veränderungen der Parameter zu erkennen sind. Da die bisher bekannten Parameter hierfür nicht ausreichend geeignet scheinen, sollten Parameter wie die der beschriebenen Beweglichkeit des Oberkörpers, aber auch solche die eine Aussage über asymmetrische Bewegungsabläufe treffen, mehr in den Fokus des Interesses rücken.

Zu diesem Zweck wurde mit den Patienten unserer Studie eine erneute Kontaktaufnahme nach einem Jahr und eine Befragung bezüglich eventueller Sturzereignisse im Zeitraum nach der ersten Messung vereinbart. Zudem sind erneute Messungen mit den Teilnehmern der Studie geplant. Die ersten *Follow up*-Messungen wurden August 2018 begonnen.

6 Literaturverzeichnis

1. Aboutorabi A, Arazpour M, Bahramizadeh M, Hutchins SW, Fadayevatan R (2016) The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: a literature review. *Aging Clin Exp Res* 28:393–405
2. Abrahamová D, Hlavacka F (2008) Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiol Res* 57:957–964
3. Adkin AL, Frank JS, Jog MS (2003) Fear of falling and postural control in Parkinson's disease. *Mov Disord* 18:496–502
4. Al-Yahya E, Dawes H, Smith L, Dennis A, Howells K, Cockburn J (2011) Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis. *Neurosci Biobehav Rev* 35:715–728
5. Aminian K, Najafi B, Büla C, Leyvraz PF, Robert P (2002) Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *J Biomech* 35:689–699
6. APDM Inc., Mobility Lab, Portland, OR. Retrieved from <https://apdm.com/mobility/> on 27.05.2017
7. Artigas NR, Franco C, Leão P, Rieder CRM (2016) Postural Instability and Falls Are More Frequent in Parkinson's Disease Patients with Worse Trunk Mobility. *Arq Neuropsiquiatr* 74:519–523
8. Auvinet B, Berrut G, Touzard C, Moutel L, Collet N, Chaleil D, Barrey E (2002) Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait Posture* 16:124–134
9. Baloh RW, Corona S, Jacobson KM, Enrietto JA, Bell T (1998) A prospective study of posturography in normal older people. *J Am Geriatr Soc* 46:438–43
10. Baltadjieva R, Giladi N, Gruendlinger L, Peretz C, Hausdorff JM (2006) Marked alterations in the gait timing and rhythmicity of patients with de novo Parkinson's disease. *Eur J Neurosci* 24:1815–1820
11. Benatru I, Vaugoyeau M, Azulay JP (2008) Postural disorders in Parkinson's disease. *Neurophysiol Clin* 38:459–465

12. Bergmann JHM, McGregor AH (2011) Body-worn sensor design: What do patients and clinicians want? *Ann Biomed Eng* 39:2299–2312
13. Beurskens R, Bock O (2012) Age-Related Deficits of Dual-Task Walking: A Review. *Neural Plast* 2012:1–9
14. Beurskens R, Bock O (2013) Does the walking task matter? Influence of different walking conditions on dual-task performances in young and older persons. *Hum Mov Sci* 32:1456–1466
15. Blin O, Ferrandez AM, Serratrice G (1990) Quantitative analysis of gait in Parkinson patients: increased variability of stride length. *J Neurol Sci* 98:91–97
16. Bock O, Beurskens R (2010) Changes of locomotion in old age depend on task setting. *Gait Posture* 32:645–649
17. Bock O, Beurskens R (2011) Effects of a Visual Distracter Task on the Gait of Elderly versus Young Persons. *Curr Gerontol Geriatr Res* 2011:1–7
18. Bruening DA, Frimenko RE, Goodyear CD, Bowden DR, Fullenkamp AM (2015) Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds. *Gait Posture* 41:540–545
19. Brustio PR, Magistro D, Zecca M, Rabaglietti E, Liubicich ME (2017) Age-related decrements in dual-task performance: Comparison of different mobility and cognitive tasks. A cross sectional study. *PLoS One* 12:1–15
20. Bryant EC, Trew ME, Bruce AM, Kuisma RME, Smith AW (2005) Gender differences in balance performance at the time of retirement. *Clin Biomech* 20:330–335
21. Callisaya ML, Blizzard L, Schmidt MD, McGinley JL, Srikanth VK (2010) Ageing and gait variability—a population-based study of older people. *Age Ageing* 39:191–197
22. Carvalho C, Sunnerhagen KS, Willén C (2010) Walking speed and distance in different environments of subjects in the later stage post-stroke. *Physiother Theory Pract* 26:519–527
23. Chen HC, Schultz AB, Ashton-Miller JA, Giordani B, Alexander NB, Guire KE (1996) Stepping over obstacles: dividing attention impairs performance of old more than young adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 51:M116–M122

24. Chong RK, Jones CL, Horak FB (1999) Postural set for balance control is normal in Alzheimer's but not in Parkinson's disease. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 54:M129–M135
25. Chung CY, Park MS, Lee SH, Kong SJ, Lee KM (2010) Kinematic aspects of trunk motion and gender effect in normal adults. *J Neuroeng Rehabil* 7:1–7
26. Cohen, J. (1977). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. New York: Academic Press
27. Colcombe SJ, Kramer AF, Erickson KI, Scalf P (2005) The implications of cortical recruitment and brain morphology for individual differences in inhibitory function in aging humans. *Psychol Aging* 20:363–375
28. Condron JE, Hill KD (2002) Reliability and validity of a dual-task force platform assessment of balance performance: effect of age, balance impairment, and cognitive task. *J Am Geriatr Soc* 50:157–62
29. Coulthard JT, Treen TT, Oates AR, Lanovaz JL (2015) Evaluation of an inertial sensor system for analysis of timed-up-and-go under dual-task demands. *Gait Posture* 41:882–887
30. Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R (1997) Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait Posture* 5:13–20
31. Csuka M, McCarty DJ (1985) Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. *Am J Med* 78:77–81
32. Dault MC, Yardley L, Frank JS (2003) Does articulation contribute to modifications of postural control during dual-task paradigms? *Cogn Brain Res* 16:434–440
33. Davis D, Creavin S, Yip J, Noel-Storr A, Brayne C, Cullum S (2015) Montreal Cognitive Assessment for the Diagnosis of Alzheimer's Disease and Other Dementias. *Cochrane Database Syst Rev* No.: CD010775.
34. Dewey DC, Miocinovic S, Bernstein I, Khemani P, Query R, Chitnis S, Dewey RB (2014) Automated gait and balance parameters diagnose and correlate with severity in Parkinson disease. *J Neurol Sci* 345:131–138
35. Dillmann U, Ohlmann D, Fur C, Krick C, Crundmann M, Schimrigk RMK (1996) Ganganalyse bei Gesunden und Patienten mit Morbus Parkinson. *Klinische Neurophysiologie* 27:158–163

36. Dingwell JB, Marin LC (2006) Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *J Biomech* 39:444–452
37. Domellöf ME, Elgh E, Forsgren L (2011) The relation between cognition and motor dysfunction in drug-naive newly diagnosed patients with Parkinson's disease. *Mov Disord* 26:2183–2189
38. 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 Posture* 49:371–374
39. Du Pasquier RA, Blanc Y, Sinnreich M, Landis T, Burkhard P, Vingerhoets FJG (2003) The effect of aging on postural stability: A cross sectional and longitudinal study. *Neurophysiol Clin* 33:213–218
40. Duncan RP, Leddy AL, Earhart GM (2011) Five Times Sit-to-Stand Test Performance in Parkinson's Disease. *Arch Phys Med Rehabil* 92:1431–1436
41. Eggermont LH, Gavett BE, Volkens KM, Blankevoort CG, Scherder EJ, Jefferson AL, Steinberg E, Nair A, Green RC, Stern RA (2010) Lower-Extremity Function in Cognitively Healthy Aging, Mild Cognitive Impairment, and Alzheimer's Disease. *Arch Phys Med Rehabil* 91:584–588
42. Era P, Avlund K, Jokela J, Gause-Nilsson I, Heikkinen E, Steen B, Schroll M (1997) Postural balance and self-reported functional ability in 75-year-old men and women: a cross-national comparative study. *J Am Geriatr Soc* 45:21–9
43. Era P, Sainio P, Koskinen S, Haavisto P, Vaara M, Aromaa A (2006) Postural balance in a random sample of 7,979 subjects aged 30 years and over. *Gerontology* 52:204–213
44. Falbo S, Condello G, Capranica L, Forte R, Pesce C (2016) Effects of Physical-Cognitive Dual Task Training on Executive Function and Gait Performance in Older Adults: A Randomized Controlled Trial. *Biomed Res Int* 2016:1–12
45. Farenc I, Rougier P, Berger L (2003) The influence of gender and body characteristics on upright stance. *Ann Hum Biol* 30:279–294
46. Fialka-Moser V. (2001) *Kompandium der Physikalischen Medizin und Rehabilitation*. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-7091-3780-2>
47. Frimenko R, Whitehead C, Bruening D (2014) Do Men and Women Walk

Differently? A Review and Meta-Analysis of Sex Difference in Non-Pathological Gait Kinematics. Defence technical Information Center, Interim rep. Retrieved from <http://www.dtic.mil/docs/citations/ADA597428> on 12.12.2018

48. Fujita T, Nakamura S, Ohue M, Fujii Y, Miyauchi A, Takagi Y, Tsugeno H (2005) Effect of age on body sway assessed by computerized posturography. *J Bone Miner Metab* 23:152–156
49. Gabel J (2014) Funktionsanalyse des Fußes. *Trauma und Berufskrankheit* 17:4–9
50. Gabell A, Nayak USL (1984) The Effect of Age on Variability in Gait. *J Gerontol* 39:662–666
51. CIR Systems Inc.,GAITRite,Franklin NJ, Retrieved from <https://www.gaitrite.com/> on 21.02.2017
52. Goetz CG, Tilley BC, Shaftman SR, Stebbins GT, Fahn S, Martinez-Martin P, Poewe W, Sampaio C, Stern MB, Dodel R, Dubois B, Holloway R, Jankovic J, Kulisevsky J, Lang AE, Lees A, Leurgans S, LeWitt PA, Nyenhuis D, Olanow CW, Rascol O, Schrag A, Teresi JA, van Hilten JJ, LaPelle N, Agarwal P, Athar S, Bordelan Y, Bronte-Stewart HM, Camicioli R, Chou K, Cole W, Dalvi A, Delgado H, Diamond A, Dick JP, Duda J, Elble RJ, Evans C, Evidente VG, Fernandez HH, Fox S, Friedman JH, Fross RD, Gallagher D, Goetz CG, Hall D, Hermanowicz N, Hinson V, Horn S, Hurtig H, Kang UJ, Kleiner-Fisman G, Klepitskaya O, Kompoliti K, Lai EC, Leehey ML, Leroi I, Lyons KE, McClain T, Metzger SW, Miyasaki J, Morgan JC, Nance M, Nemeth J, Pahwa R, Parashos SA, Schneider JSJS, Schrag A, Sethi K, Shulman LM, Siderowf A, Silverdale M, Simuni T, Stacy M, Stern MB, Stewart RM, Sullivan K, Swope DM, Wadia PM, Walker RW, Walker R, Weiner WJ, Wiener J, Wilkinson J, Wojcieszek JM, Wolfrath S, Wooten F, Wu A, Zesiewicz TA, Zweig RM (2008) Movement Disorder Society-Sponsored Revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): Scale presentation and clinimetric testing results. *Mov Disord* 23:2129–2170
53. Götz-Neumann K (2011) Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie. <http://dx.doi.org/10.1055/b-003-127005>
54. Goutier KMT, Jansen SL, Horlings CGC, Küng UM, Allum JHJ (2010) The influence of walking speed and gender on trunk sway for the healthy young and older adults. *Age Ageing* 39:647–650

55. Gowers WR (1886) A manual of diseases of the nervous system. J. & A. Churchill, London
56. Granacher U, Gollhofer A, Zahner L (2010) Kraft und posturale Kontrolle im Alter: Auswirkungen von Training. in Granacher U, Zahner L. (Eds.) Kräftig altern: die positiven Effekte von Muskeltraining in der 3. Lebensphase (pp. 7-30). Retrieved from <https://www.pr.uni-freiburg.de/pm/2011/studie-sport-im-alter-gollhofer-granacher.pdf> on 12.12.2018
57. Greene BR, Doheny EP, Walsh C, Cunningham C, Crosby L, Kenny RA (2012) Evaluation of falls risk in community-dwelling older adults using body-worn sensors. *Gerontology* 58:472–480
58. Hageman P a, Leibowitz JM, Blanke D (1995) Age and gender effects on postural control measures. *Arch Phys Med Rehabil* 76:961–965
59. Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK (2001) Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil* 82:1050–1056
60. Hausdorff JM, Schweiger A, Herman T, Yogev-Seligmann G, Giladi N (2008) Dual-task decrements in gait: contributing factors among healthy older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 63:1335–43
61. Hageman J, Weerdesteyn V, Van den Bemt B, Nienhuis B, Van Limbeek J, Duysens J (2012) Dual-tasking interferes with obstacle avoidance reactions in healthy seniors. *Gait Posture* 36:236–240
62. Heinzl S, Maechtel M, Hasmann SE, Hobert MA, Heger T, Berg D, Maetzler W (2016) Motor dual-tasking deficits predict falls in Parkinson's disease: A prospective study. *Park Relat Disord* 26:73–77
63. Hely MA, Morris JGL, Reid WGJ, Trafficante R (2005) Sydney Multicenter Study of Parkinson's disease: Non-L-dopa-responsive problems dominate at 15 years. *Mov Disord* 20:190–199
64. Hoehn MM, Yahr MD (1967) Parkinsonism: onset, progression, and mortality. *Neurology* 17:427–427
65. Hollman JH, Kovash FM, Kubik JJ, Linbo RA (2007) Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait Posture* 26:113–119
66. Hollman JH, McDade EM, Petersen RC (2011) Normative spatiotemporal gait

- parameters in older adults. *Gait Posture* 34:111–118
67. Hollman JH, Youdas JW, Lanzino DJ (2011) Gender differences in dual task gait performance in older adults. *Am J Mens Health* 5:11–17
 68. Horak FB, Nashner LM (1986) Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 55:1369–1381
 69. Howcroft J, Kofman J, Lemaire ED, McIlroy WE (2016) Analysis of dual-task elderly gait in fallers and non-fallers using wearable sensors. *J Biomech* 49:992–1001
 70. Hytönen M, Pyykkö I, Aalto H, Starck J (1993) Postural control and age. *Acta Otolaryngol* 113:119–122
 71. Imms FJ, Edholm OG (1981) *Studies of Gait and Mobility in the Elderly*. *Age Ageing* 10:147–156
 72. Julayanont P, Tangwongchai S, Hemrungron S, Tunvirachaisakul C, Phanthumchinda K, Hongswat J, Suwichanarakul P, Thanasirorat S, Nasreddine ZS (2015) The Montreal Cognitive Assessment - Basic: A Screening Tool for Mild Cognitive Impairment in Illiterate and Low-Educated Elderly Adults. *J Am Geriatr Soc* 63:2550–2554
 73. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME (1990) Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res* 8:383–92
 74. Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U, Lipsitz LA, Collins JJ (1998) Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting impairments. *Arch Phys Med Rehabil* 79:317–322
 75. Kerrigan DC, Lee LW, Collins JJ, Riley PO, Lipsitz LA (2001) Reduced hip extension during walking: Healthy elderly and fallers versus young adults. *Arch Phys Med Rehabil* 82:26–30
 76. Kim JW, Eom GM, Kim CS, Kim DH, Lee JH, Park BK, Hong J (2010) Sex differences in the postural sway characteristics of young and elderly subjects during quiet natural standing. *Geriatr Gerontol Int* 10:191–198
 77. Kim SD, Allen NE, Canning CG, Fung VSC (2013) Postural instability in patients with Parkinson's disease: Epidemiology, pathophysiology and management. *CNS*

78. Knutsson E (1972) An analysis of parkinsonian gait. *Brain* 95:475–486
79. Ko S, Tolea MI, Hausdorff JM, Ferrucci L (2012) Sex-specific differences in gait patterns of healthy older adults: Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *J Biomech* 44:1974–1979
80. Kralj A, Jaeger RJ, Muni M (1990) Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. *J Biomech* 23:1123–38
81. Larish DD, Martin PE, Mungiole M (1988) Characteristic Patterns of Gait in the Healthy Old. *Ann N Y Acad Sci* 515:18–32
82. Lee JK, Park EJ (2011) Quasi real-time gait event detection using shank-attached gyroscopes. *Med Biol Eng Comput* 49:707–712
83. Lin SI, Woollacott MH (2002) Postural muscle responses following changing balance threats in young, stable older, and unstable older adults. *J Mot Behav* 34:37–44
84. Lindenberger U, Marsiske M, Baltes PB (2000) Memorizing while walking: Increase in dual-task costs from young adulthood to old age. *Psychol Aging* 15:417–436
85. Lord SR, Clark RD, Webster IW (1991) Postural Stability and Associated Physiological Factors in a Population of Aged Persons. *J Gerontol* 46:M69–M76
86. Lord SR, Menz HB (2000) Visual Contributions to Postural Stability in Older Adults. *Gerontology* 46:306–310
87. Lord SR, Murray SM, Chapman K, Munro B, Tiedemann A (2002) Sit-to-Stand Performance Depends on Sensation, Speed, Balance, and Psychological Status in Addition to Strength in Older People. *Journals Gerontol Ser A Biol Sci Med Sci* 57:M539–M543
88. Lundin-olsson L, Nyberg L, Gustafson Y, Himbert D, Seknadji P, Karila-cohen D (1997) “ Stops walking when talking ” as a predictor of falls in elderly people Myocardial contrast echocardiography to assess spontaneous reperfusion during myocardial infarction. *Lancet* 349:617
89. Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y (1998) Attention, Frailty, and Falls: The Effect of a Manual Task on Basic Mobility. *J Am Geriatr Soc* 46:758–761

90. M. Christopher AMLS (2016) Falls, Cognitive Impairment, and Gait Performance. *Physiol Behav* 176:100–106
91. Mahlknecht P, Kiechl S, Bloem BR, Willeit J, Scherfler C, Gasperi A, Rungger G, Poewe W, Seppi K (2013) Prevalence and Burden of Gait Disorders in Elderly Men and Women Aged 60-97 Years: A Population-Based Study. *PLoS One* 8:1–7
92. Mancini M, Horak FB, Zampieri C, Carlson-Kuhta P, Nutt JG, Chiari L (2011) Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease. *Park Relat Disord* 17:557–562
93. Mancini M, Salarian A, Carlson-Kuhta P, Zampieri C, King L, Chiari L, Horak FB (2012) ISway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. *J Neuroeng Rehabil* 9:59
94. Mancini M, Schlueter H, El-Gohary M, Mattek N, Duncan C, Kaye J, Horak FB (2016) Continuous Monitoring of Turning Mobility and Its Association to Falls and Cognitive Function: A Pilot Study. *Journals Gerontol - Ser A Biol Sci Med Sci* 71:1102–1108
95. Massion J (1994) Postural control system. *Curr Opin Neurobiol* 4:877–887
96. Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J (2006) Age-related changes of postural control: effect of cognitive tasks. *Gerontology* 47:189–94
97. Menant JC, Schoene D, Sarofim M, Lord SR (2014) Single and dual task tests of gait speed are equivalent in the prediction of falls in older people: A systematic review and meta-analysis. *Ageing Res Rev* 16:83–104
98. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC (2003) Age-related differences in walking stability. *Age Ageing* 32:137–142
99. Montero-Odasso M, Verghese J, Beauchet O, Hausdorff JM (2012) Gait and Cognition: A Complementary Approach to Understanding Brain Function and the Risk of Falling. *J Am Geriatr Soc* 60:2127–2136
100. Morris ME, Iansek R, Matyas T a, Summers JJ (1994) Ability to modulate walking cadence remains intact in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 57:1532–1534
101. Muro-de-la-Herran A, Garcia-Zapirain B, Mendez-Zorrilla A (2014) Gait Analysis

Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors* 14:3362–3394

102. Murray MP, Kory RC, Clarkson BH (1969) Walking patterns in healthy old men. *J Gerontol* 24:169–78
103. Myllymäki A (2018) Concurrent Validity and repeatability of inertial sensor gait analysis system for the measurement of gait parameters of young healthy adults . *Cogent Med* 5:1–9
104. Najafi B, Helbostad JL, Moe-Nilssen R, Zijlstra W, Aminian K (2009) Does walking strategy in older people change as a function of walking distance? *Gait Posture* 29:261–266
105. Nascimbeni A, Caruso S, Salatino A, Carezza M, Rigano M, Raviolo A, Ricci R (2015) Dual task-related gait changes in patients with mild cognitive impairment. *Funct Neurol* 30:59–65
106. Nasreddine ZS, Phillips NA, Bédirian V, Charbonneau S, Whitehead V, Collin I, Cummings JL, Chertkow H (2005) The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: A brief screening tool for mild cognitive impairment. *J Am Geriatr Soc* 53:695–699
107. Nieschalk M, Delank K-W, Stoll W (1995) Quantitative Auswertung des Romberg-Testes. *Laryngo-Rhino-Otologie* 74:489–494
108. Nigg BM, Fisher V, Allinger TL, Ronsky JR, Engsberg JR (1992) Range of motion of the foot as a function of age. *Foot Ankle* 13:336–343
109. O’Shea S, Morris ME, Iansek R (2002) Dual task interference during gait in people with Parkinson disease effects of motor versus cognitive secondary tasks. *Phys Ther* 82:888–897
110. Oh-Park M, Holtzer R, Xue X, Verghese J (2010) Conventional and robust quantitative gait norms in community-dwelling older adults. *J Am Geriatr Soc* 58:1512–8
111. Oh-Park M, Holtzer R, Mahoney J, Wang C, Raghavan P, Verghese J (2013) Motor dual-task effect on gait and task of upper limbs in older adults under specific task prioritization: Pilot study. *Aging Clin Exp Res* 25:99–106
112. Ohsugi H, Ohgi S, Shigemori K, Schneider EB (2013) Differences in dual-task performance and prefrontal cortex activation between younger and older adults.

113. Oliver D, Britton M, Seed P, Martin FC, Hopper AH (1997) Development and evaluation of evidence based risk assessment tool (STRATIFY) to predict which elderly inpatients will fall.pdf. *Br Med J* 315:1049–1053
114. Panyakaew P, Bhidayasiri R (2013) The spectrum of preclinical gait disorders in early Parkinson's disease: Subclinical gait abnormalities and compensatory mechanisms revealed with dual tasking. *J Neural Transm* 120:1665–1672
115. Panzer VP, Bandinelli S, Hallett M (1995) Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. *Arch Phys Med Rehabil* 76:151–157
116. Park J-H, Mancini M, Carlson-Kuhta P, Nutt JG, Horak FB (2016) Quantifying effects of age on balance and gait with inertial sensors in community-dwelling healthy adults. *Exp Gerontol* 85:48–58
117. Parkinson J (2002) An Essay on the Shaking Palsy. *J Neuropsychiatry Clin Neurosci* 14:223–236
118. Pashler H (1994) Dual-task interference in simple tasks: Data and theory. *Psychol Bull* 116:220–244
119. Peel NM, Kassulke DJ, McClure RJ (2002) Population based study of hospitalised fall related injuries in older people. *Inj Prev* 8:280–3
120. Pellecchia GL (2003) Postural sway increases with attentional demands of concurrent cognitive task. *Gait Posture* 18:29–34
121. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ (1999) What is balance ? *Clin Rehabil* 14:402–406
122. Potvin-Desrochers A, Richer N, Lajoie Y (2017) Cognitive tasks promote automatization of postural control in young and older adults. *Gait Posture* 57:40–45
123. Prado JM, Stoffregen TA, Duarte M (2007) Postural sway during dual tasks in young and elderly adults. *Gerontology* 53:274–281
124. Raz N (1999) Aging of the brain and its impact on cognitive performance: Integration of structural and functional findings. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/239061239_Aging_of_the_brain_and_its_impact_on_cognitive_performance_Integration_of_structural_and_functional

findings on 08.02.2019

125. Riley PO, Della Croce U, Kerrigan DC (2001) Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait Posture* 14:264–270
126. Roecker K, Mahler H, Heyde C, Röhl M, Gollhofer A (2017) The relationship between movement speed and duration during soccer matches. *PLoS One* 12:e0181781
127. Rubenstein LZ (2006) Falls in older people: Epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age Ageing* 35:37–41
128. Ruffieux J, Keller M, Lauber B, Taube W (2015) Changes in Standing and Walking Performance Under Dual-Task Conditions Across the Lifespan. *Sport Med* 45:1739–1758
129. Ruthruff E, Pashler HE, Klaassen A (2001) Processing bottlenecks in dual-task performance: structural limitation or strategic postponement? *Psychon Bull Rev* 8:73–80
130. Sarabon N, Panjan A, Latash M (2013) The effects of aging on the rambling and trembling components of postural sway: Effects of motor and sensory challenges. *Gait Posture* 38:637–642
131. Schiller JS, Kramarow EA, Dey AN (2007) Fall injury episodes among noninstitutionalized older adults: United States, 2001-2003. *Adv Data* 21:1–16
132. Schmitz-Hübsch T, Brandt AU, Pfueller C, Zange L, Seidel A, Kühn AA, Paul F, Minnerop M, Doss S (2016) Accuracy and repeatability of two methods of gait analysis - GaitRite™ und Mobility Lab™ - in subjects with cerebellar ataxia. *Gait Posture* 48:194–201
133. Schwesig R, Leuchte S, Fischer D, Ullmann R, Kluttig A (2011) Inertial sensor based reference gait data for healthy subjects. *Gait Posture* 33:673–678
134. Senden R, Grimm B, Heyligers IC, Savelberg HHCM, Meijer K (2009) Acceleration-based gait test for healthy subjects: Reliability and reference data. *Gait Posture* 30:192–196
135. Shumway-cook A (2000) Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther* 80:896–903

136. Shumway-Cook A, Woollacott M, Kerns KA, Baldwin M (1997) The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 52:M232-40
137. Shumway-Cook A, Woollacott M (2000) Attentional demands and postural control: the effect of sensory context. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 55:M10–M16
138. Simon SR (2004) Quantification of human motion: Gait analysis - Benefits and limitations to its application to clinical problems. *J Biomech* 37:1869–1880
139. Soangra R, Lockhart TE (2017) Dual-Task Does Not Increase Slip and Fall Risk in Healthy Young and Older Adults during Walking. *Appl Bionics Biomech* 2017:1–12
140. Spain RI, St. George RJ, Salarian A, Mancini M, Wagner JM, Horak FB, Bourdette D (2012) Body-worn motion sensors detect balance and gait deficits in people with multiple sclerosis who have normal walking speed. *Gait Posture* 35:573–578
141. Stagni R, Leardini A, Cappozzo A, Grazia Benedetti M, Cappello A (2000) Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *J Biomech* 33:1479–1487
142. Stevens JA, Sogolow ED (2005) Gender differences for non-fatal unintentional fall related injuries among older adults. *Inj Prev* 11:115–119
143. Swanenburg J, de Bruin ED, Uebelhart D, Mulder T (2010) Falls prediction in elderly people: A 1-year prospective study. *Gait Posture* 31:317–321
144. Timmann-Braun D (2012) Posturographie. *Neurophysiologie-Labor* 34:113–118
145. Torres SF, Reis JG, Abreu DCC (2014) Influence of gender and physical exercise on balance of healthy young adults. *Fisioter em Mov* 27:399–406
146. Vance RC, Healy DG, Galvin R (2015) Dual tasking with the timed up and go test improves detection of risk of falls in people with Parkinson disease. *Phys Ther* 95:95–102
147. Verghese J, Buschke H, Viola L, Katz M, Hall C, Kuslansky G, Lipton R (2002) Validity of Divided Attention Tasks In Predicting Falls in Older Individuals: A Preliminary Study. *J Am Geriatr Soc* 50:1572–1576
148. Verghese J, Robbins M, Holtzer R, Zimmerman M, Wang C, Xue X, Lipton RB (2008) Gait dysfunction in mild cognitive impairment syndromes. *J Am Geriatr Soc* 56:1244–1251

149. Visser JE, Carpenter MG, van der Kooij H, Bloem BR (2008) The clinical utility of posturography. *Clin Neurophysiol* 119:2424–2436
150. Washabaugh EP, Kalyanaraman T, Adamczyk PG, Claflin ES, Krishnan C (2017) Validity and repeatability of inertial measurement units for measuring gait parameters. *Gait Posture* 55:87–93
151. Wiesmeier IK, Dalin D, Maurer C (2015) Elderly use proprioception rather than visual and vestibular cues for postural motor control. *Front Aging Neurosci* 7:1–14
152. Winter DA, Patla AE, Frank JS, Walt SE (1990) Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther* 70:340–7
153. Wong WY, Wong MS (2008) Trunk posture monitoring with inertial sensors. *Eur Spine J* 17:743–753
154. Woollacott M, Shumway-Cook A (2002) Attention and the control of posture and gait: A review of an emerging area of research. *Gait Posture* 16:1–14
155. Yang YR, Lee YY, Cheng SJ, Lin PY, Wang RY (2008) Relationships between gait and dynamic balance in early Parkinson's disease. *Gait Posture* 27:611–615

7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Darstellung des Gangzyklus mit Schrittlänge und Spurbreite. [53].....	7
Abbildung 2: Schematische Darstellung eines Gangzyklus. [49].....	8
Abbildung 3: Illustration der Parkinson-Krankheit von Sir William Richard Gowers. [55]	10
Abbildung 4: Schematische Darstellung der Funktionen des posturalen Kontrollsystems. [121].....	12
Abbildung 5: Beispielhafte Abbildung eines Sensors des APDM Mobility Labs (A), der Empfängereinheit (B) sowie der Anbringung der Sensoren an Extremitäten und Rumpf (Die für die vorliegende Arbeit verwendeten sechs Sensoren sind farblich hervorgehoben) (C). [6].....	24
Abbildung 6: Schematische Darstellung des <i>IWalk</i> -Tests. [6].....	26
Abbildung 7: Schematische Darstellung des <i>ITug</i> -Tests. [6].....	27
Abbildung 8: Ausgangsposition des <i>ISways</i> und exemplarische Darstellung eines ermittelten Stablogramms.[6]	28

8 Tabellen- & Diagrammverzeichnis

Tabelle 1: Charakteristika der Teilnehmergruppe	35
Tabelle 2: Ergebnisse des <i>ITugs</i> in der Gruppe der Männer	36
Tabelle 3: Ergebnisse des <i>ITugs</i> in der Gruppe der Frauen.....	37
Tabelle 4: Einfluss einer Zusatzaufgabe und des Geschlechts auf das Gesamtkollektiv während des <i>ITugs</i>	39
Tabelle 5: Veränderung der einzelnen Parameter durch eine Zusatzaufgabe im Gesamtkollektiv während des <i>ITugs</i>	40
Tabelle 6: Einfluss einer Zusatzaufgabe und des Geschlechts auf das Gesamtkollektiv in den Phasen Aufstehen und 180° Drehung.....	42
Tabelle 7: Veränderungen durch eine Zusatzaufgabe im Gesamtkollektiv während 180° Drehung	43
Tabelle 8: Einfluss einer Zusatzaufgabe auf geschlechtsunterteilte Gruppen während des <i>ITugs</i>	44
Tabelle 9: Veränderung der einzelnen Parameter durch eine Zusatzaufgabe in geschlechtsunterteilten Gruppen während des <i>ITugs</i>	44
Tabelle 10: Ergebnisse der abschließenden multiplen linearen Regression	47
Tabelle 11: Ergebnisse des <i>IWalks</i> in der Gruppe der Männer	49
Tabelle 12: Ergebnisse des <i>IWalks</i> in der Gruppe der Frauen	50
Tabelle 13: Einfluss einer Zusatzaufgabe und des Geschlechts auf das Gesamtkollektiv während des <i>IWalks</i>	51
Tabelle 14: Veränderung der einzelnen Parameter durch eine Zusatzaufgabe im Gesamtkollektiv während des <i>IWalks</i>	52
Tabelle 15: Einfluss einer Zusatzaufgabe auf geschlechtsunterteilte Gruppen während des <i>IWalks</i>	53
Tabelle 16: Veränderung der einzelnen Parameter durch eine Zusatzaufgabe in geschlechtsunterteilten Gruppen während des <i>IWalks</i>	54
Tabelle 17: Ergebnisse des <i>ISways</i> in der Gruppe der Männer.....	56

Tabelle 18: Ergebnisse des <i>ISways</i> in der Gruppe der Frauen	57
Tabelle 19: Einfluss einer Zusatzaufgabe und des Geschlechts auf das Gesamtkollektiv während des <i>ISways</i>	58
Tabelle 20: Veränderung der einzelnen Parameter durch eine Zusatzaufgabe und unterschiedliche visuelle Bedingungen im Gesamtkollektiv während des <i>ISways</i>	59
Tabelle 21: Einfluss einer Zusatzaufgabe und unterschiedlicher visueller Bedingungen auf geschlechtsunterteilte Gruppen während des <i>ISways</i>	60
Tabelle 22: Veränderung der einzelnen Parameter durch eine Zusatzaufgabe und unterschiedliche visuelle Bedingungen in geschlechtsunterteilten Gruppen während des <i>ISways</i>	60
Tabelle 23: Ergebnisse der kognitiven Tasks in der Gruppe der Männer	61
Tabelle 24: Ergebnisse der kognitiven Tasks in der Gruppe der Frauen	62
Tabelle 25: Ausgeschlossene Variablen der abschließenden multiplen linearen Regression (Ergebnisse Punkt 4.2.1.4)	114
Diagramm 1: Grafische Darstellung signifikanter Veränderungen des <i>IWalks</i> unter DT	41
Diagramm 2: Zusammenhang Punktzahl MoCAs und Sit to Stand Duration	46
Diagramm 3: Zusammenhang Punktzahl MoCA und Gangparametern.....	48
Diagramm 4: Grafische Darstellung signifikanter Veränderungen des <i>IWalks</i> unter DT . KT: Zunahme der Gait Cycle Time & Double Support Time; Abnahme der Cadence, Stride Velocity & RoM Knee	52
Diagramm 5: Grafische Darstellung signifikanter Veränderungen des <i>ISways</i> unter DT	59

9 Anhang

9.1 Verwendeter Fragebogen zum persönlichen Gesundheitszustand



Liebe Studienteilnehmerin, lieber Studienteilnehmer,

um die Aussagekraft unserer Untersuchung zu gewährleisten, bitten wir Sie die folgenden Fragen zu beantworten.

Leiden Sie an...	Ja	Nein
einer Knochen-oder Muskelerkrankung (z.B. Arthrose in Hüft-/Kniegelenk, Knochenbrüche, Muskel-/Sehnenverkürzungen, etc.)? Wenn ja, welche?		
einer rheumatischen Erkrankung, die Sie in Ihrer Bewegung beeinträchtigt? Wenn ja, welche?		
Unfall- oder Operationsbedingte Einschränkungen im Bewegungsapparat? Wenn ja, welche?		
Neurologischen Erkrankungen (z. B. stattgehabter Schlaganfall mit derzeitiger Bewegungseinschränkung, Dystonien, Multiple Sklerose, etc.) Wenn ja, welche?		
Gleichgewichtsstörungen?		
starken Seheinschränkungen?		
Hörbeeinträchtigungen?		
einer starken Herz-/Kreislaufschwäche (z.B. ausgeprägte pAVK, starke Herzinsuffizienz, etc.)? Wenn ja, welche?		
Lungenfunktionseinschränkungen (z.B. hochgradige COPD, etc.)?		

9.2 Tabellarisch Anhang – statistische Berechnung

Tabelle 25: Ausgeschlossene Variablen der abschließenden multiplen linearen Regression (Ergebnisse Punkt 4.2.1.4)

Ausgeschlossene Variablen ^a								
Modell		Beta In	T	Sig.	Partielle Korrela- tion	Kollinearitätsstatistik		
						Toler- anz	VIF	Minimale Toleranz
2	StS Duration C	-,019 ^b	-,135	,894	-,032	,408	2,448	,045
3	StS Duration C	-,016 ^c	-,117	,908	-,027	,414	2,414	,047
	St Time bef. Turn C	-,028 ^c	-,175	,863	-,040	,294	3,405	,049
4	StS Duration C	-,094 ^d	-,804	,431	-,177	,565	1,771	,068
	St Time bef. Turn C	-,044 ^d	-,272	,788	-,061	,295	3,386	,062
	RoM Knee B	-,237 ^d	-1,409	,174	-,301	,256	3,906	,052
5	StS Duration C	-,129 ^e	-1,258	,222	-,265	,712	1,404	,068
	St Time bef. Turn C	-,014 ^e	-,087	,931	-,019	,303	3,300	,063
	RoM Knee B	-,178 ^e	-1,063	,300	-,226	,271	3,694	,054
	StS Rom Trunk A	-,187 ^e	-1,163	,258	-,246	,292	3,426	,068
6	StS Duration C	-,136 ^f	-1,339	,194	-,275	,717	1,395	,237
	St Time bef. Turn C	,017 ^f	,106	,917	,023	,317	3,150	,236
	RoM Knee B	-,082 ^f	-,535	,598	-,113	,338	2,960	,215
	StS Rom Trunk A	-,137 ^f	-,876	,390	-,184	,313	3,195	,230
	TTS Duration C	-,196 ^f	-,913	,371	-,191	,166	6,028	,068
7	StS Duration C	-,121 ^g	-1,207	,240	-,244	,735	1,361	,273
	St Time bef. Turn C	,036 ^g	,233	,818	,049	,327	3,056	,273
	RoM Knee B	-,062 ^g	-,414	,683	-,086	,347	2,884	,240
	StS Rom Trunk A	-,156 ^g	-1,039	,309	-,212	,330	3,029	,277
	TTS Duration C	,017 ^g	,147	,884	,031	,589	1,697	,273
	Total Duration C	,133 ^g	,749	,462	,154	,243	4,117	,243
8	StS Duration C	-,109 ^h	-1,103	,281	-,220	,745	1,341	,574
	St Time bef. Turn C	,021 ^h	,139	,891	,028	,332	3,013	,332
	RoM Knee B	-,013 ^h	-,097	,924	-,020	,400	2,501	,400

	StS Rom Trunk A	-,151 ^h	-1,008	,323	-,202	,331	3,023	,331
	TTS Duration C	,006 ^h	,049	,961	,010	,598	1,671	,562
	Total Duration C	,082 ^h	,484	,633	,098	,265	3,767	,265
	RoM Shank B	,132 ^h	,806	,428	,162	,277	3,605	,277
9	StS Duration C	-,112 ⁱ	-1,121	,273	-,219	,746	1,341	,746
	St Time bef. Turn C	-,048 ⁱ	-,344	,734	-,069	,399	2,509	,399
	RoM Knee B	-,028 ⁱ	-,201	,842	-,040	,403	2,480	,403
	StS Rom Trunk A	-,168 ⁱ	-1,131	,269	-,221	,335	2,986	,335
	TTS Duration C	,025 ⁱ	,220	,827	,044	,612	1,634	,612
	Total Duration C	,003 ⁱ	,019	,985	,004	,308	3,249	,308
	RoM Shank B	,168 ⁱ	1,052	,303	,206	,292	3,420	,292
	A	,133 ⁱ	1,177	,250	,229	,574	1,741	,574

a. Abhängige Variable: Moca

b. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), TTS Trunk B, Trunk front. B, St. Time bef. Turn B, StS RoM Trunk C, StS Duration A, Stride Length C, Trunk Sag A, TTS Duration C, A, RoM Knee B, St Time bef. Turn C, RoM Shank B, StS Rom Trunk A, Total Duration C

c. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), TTS Trunk B, Trunk front. B, St. Time bef. Turn B, StS RoM Trunk C, StS Duration A, Stride Length C, Trunk Sag A, TTS Duration C, A, RoM Knee B, RoM Shank B, StS Rom Trunk A, Total Duration C

d. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), TTS Trunk B, Trunk front. B, St. Time bef. Turn B, StS RoM Trunk C, StS Duration A, Stride Length C, Trunk Sag A, TTS Duration C, A, RoM Shank B, StS Rom Trunk A, Total Duration C

e. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), TTS Trunk B, Trunk front. B, St. Time bef. Turn B, StS RoM Trunk C, StS Duration A, Stride Length C, Trunk Sag A, TTS Duration C, A, RoM Shank B, Total Duration C

f. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), TTS Trunk B, Trunk front. B, St. Time bef. Turn B, StS RoM Trunk C, StS Duration A, Stride Length C, Trunk Sag A, A, RoM Shank B, Total Duration C

g. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), TTS Trunk B, Trunk front. B, St. Time bef. Turn B, StS RoM Trunk C, StS Duration A, Stride Length C, Trunk Sag A, A, RoM Shank B

h. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), TTS Trunk B, Trunk front. B, St. Time bef. Turn B, StS RoM Trunk C, StS Duration A, Stride Length C, Trunk Sag A, A

i. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), TTS Trunk B, Trunk front. B, St. Time bef. Turn B, StS RoM Trunk C, StS Duration A, Stride Length C, Trunk Sag A

10 Danksagung

Zunächst gilt mein Dank Herrn Professor Dr. med. U. Dillmann, Oberarzt der Universitätsklinik Neurologie, für die Überlassung des Themas und Unterstützung während der Phase der Datensammlung. Ich möchte mich herzlich für die das übliche Maß bei weitem überschreitende Unterstützung während der Schreibphase, die Begleitung bei der Findung meines weiteren Ausbildungswegs und in den Anfängen meines Berufswegs bedanken.

Des Weiteren möchte ich Herrn Professor Dr. med. K. Faßbender, Direktor der Universitätsklinik Neurologie, für die Bereitstellung der Räumlichkeiten und Instrumentarien danken.

Herrn Dipl.-Phys. Mathias Rubly danke ich für die tatkräftige Unterstützung bei der Anwendung des Sensorsystems, der technischen Hilfe bei technischen Fehlern jeder Art und der schier unendlichen Geduld bei der Besprechung der Datenauswertung.

Für die Beratung und Kontrolle der statistischen Auswertung danke ich dem Institut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Medizinische Informatik unter der Leitung von Hr. Prof. Dr. S. Wagenpfeil, insbesondere Frau Dipl.-Stat. Gudrun Wagenpfeil für die freundliche Unterstützung.

Ich danke den Mitarbeitern der neurologischen Klinik für die Unterstützung während der Messphase, insbesondere dem Team der neurologischen Poliklinik und der elektrophysiologischen Abteilung.

Ein besonderer Dank gilt zudem meinem Kollegen und Freund Dr. D. Grün. Ich danke dir für deine Hilfe bei dieser Arbeit und alles, was ich bislang von dir lernen durfte.

Danke Sonja Bodmer, Franziska Hild und Annike Seipelt für die Zusammenarbeit bei der Durchführung der Messungen. Ein besonderer Dank gilt hierbei Annike für die häufigen Besprechungen und gegenseitige Motivation während der Schreibphase.

Mein besonderer Dank gilt allen Teilnehmern dieser Studie, den Patienten sowie allen Personen die sich für die Ganganalyse zur Verfügung gestellt haben. Danke für Ihr Vertrauen und die genommene Zeit.

Mein größter Dank gilt meinen Eltern, meinen Schwestern und meinem Mann Marcel. Ich danke euch für die Unterstützung seit Beginn meines Studiums, eure Geduld und Rücksichtnahme in den letzten Jahren, die aufbauenden Worte wenn diese nötig waren und nicht zuletzt für das fleißige und wiederholte Korrekturlesen. Danke.

11 Lebenslauf

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

