

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

Ganganalysen unter Dual tasking-Bedingungen:
Einfluss motorischer und kognitiver Aufgaben
auf Gangparameter von Parkinsonpatienten

Dissertation zur Erlangung des Grades einer Doktorin der Medizin
der Medizinischen Fakultät der
UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2021

vorgelegt von: Annike Seipelt
geb. am 30.09.1990 in Beckum

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung.....	1
1.1 Ganganalysen unter Dual tasking-Bedingungen: Einfluss motorischer und kognitiver Aufgaben auf Gangparameter bei Parkinsonpatienten.....	1
1.2 Gait analysis under dual tasking conditions: Influence of motor and cognitive tasks on gait parameters of Parkinson's patients.....	3
2. Einleitung.....	5
2.1 Morbus Parkinson.....	5
2.1.1 Definition, Ätiologie und Pathophysiologie.....	5
2.1.2 Epidemiologie.....	6
2.1.3 Klinisches Bild.....	6
2.1.4 Gangbildveränderungen.....	8
2.1.5 Parkinson-Plus-Syndrome und frontale Gangstörungen.....	9
2.2 Die Relevanz der Bestimmung des Sturzrisikos.....	11
2.2.1 Warum Dual tasking (DT)?.....	12
2.2.2 Einfluss von DT: Wie kommt es zu den Gangbildveränderungen?.....	13
2.3 Aktuelle Studienlage.....	15
2.4 Technologische Messmethoden.....	16
2.5 Grundgedanke und Zielsetzung der Arbeit.....	18
3. Material und Methode.....	20
3.1 Mobility Lab.....	20
3.1.1 Instrumented Walk Test (IWalk).....	21
3.1.2 Parameter.....	21
3.2 Was ist ein ‚Gait cycle‘ und was ist der ‚Phase Coordination Index‘?.....	25
3.3 Untersuchungsablauf.....	26
3.3.1 Charakteristiken des Gesamtkollektivs.....	26
3.3.2 Klinische Untersuchungen.....	27
3.3.3 Aufzeichnung des Gangbildes.....	28
3.3.3.1 Durchführung des IWalk.....	29
3.3.3.2 Weitere Messungen.....	29
3.4 Vorgehen der statistischen Auswertung	30

4. Ergebnisse.....	32
4.1 Ergebnisse der klinischen Untersuchungen.....	32
4.2 ‚Stride length‘.....	34
4.3 ‚Stride velocity‘.....	37
4.4 ‚Cadence‘.....	41
4.5 ‚Phase Coordination Index‘ (‚PCI‘).....	45
4.6 ‚Swing asymmetry‘.....	47
4.7 ‚Range of Motion (‚RoM‘) Trunk frontal‘.....	49
4.8 ‚Range of Motion (‚RoM‘) Trunk horizontal‘.....	54
4.9 ‚Range of Motion (‚RoM‘) Shank mean‘.....	57
4.10 Relative Veränderungen unter DT.....	59
4.11 Beziehung zwischen den Messergebnissen und dem UPDRS.....	59
4.12 Beziehung zwischen den Gangparametern und dem MoCA-Test.....	60
4.12.1 Ergebnisse des Patientenkollektivs.....	60
4.12.2 Ergebnisse des Kontrollkollektivs.....	60
4.13 Zusammenfassung der Ergebnisse.....	61
5. Diskussion.....	63
5.1 Diskussion der Methodik.....	63
5.2 Schrittlänge, Schrittgeschwindigkeit und Schrittfrequenz.....	66
5.3 ‚Phase Coordination Index‘ und ‚Swing asymmetry‘.....	70
5.4 ‚Range of Motion‘ des Rumpfes in frontaler und horizontaler Ebene und der Beine.....	73
5.5 Zusammenhang zwischen den Messergebnissen und dem UPDRS.....	76
5.6 Zusammenhang zwischen dem Gangbild und den kognitiven Fähigkeiten.....	78
5.7 Einfluss der auditiven und der motorischen Ablenkungen auf das Gangbild.....	79
5.8 Ausblick.....	82
6. Literaturverzeichnis.....	85
7. Danksagung.....	92
8. Lebenslauf.....	93
9. Tabellen- und Bildhang.....	94

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Die Rumpfschwankungen in den verschiedenen Ebenen.....	23
Abbildung 2: Der Gangzyklus.....	24
Abbildung 3: Veranschaulichung des ‚Gait cycle‘ und des ‚PCI‘.....	25
Abbildung 4a: Schrittlängen des Patientenkollektivs unter den verschiedenen Bedingungen.....	35
Abbildung 4b: Schrittlängen beider Kollektive unter den verschiedenen Bedingungen.....	36
Abbildung 5a: Schrittgeschwindigkeit des Patientenkollektivs unter den verschiedenen Bedingungen.....	38
Abbildung 5b: Schrittgeschwindigkeit des Kontrollkollektivs unter den verschiedenen Bedingungen	39
Abbildung 5c: Unterschiede der Schrittgeschwindigkeit beider Kollektive unter den drei Bedingungen.....	40
Abbildung 6a: ‚Cadence‘ beider Kollektive unter den verschiedenen Bedingungen.....	42
Abbildung 6b: ‚Cadence‘ beider Geschlechter unter den verschiedenen Bedingungen.....	43
Abbildung 7: ‚PCI‘ beider Kollektive.....	46
Abbildung 8: ‚Swing asymmetry‘ beider Kollektive.....	48
Abbildung 9a: ‚RoM Trunk frontal‘ des Patientenkollektivs unter den verschiedenen Bedingungen.....	50
Abbildung 9b: ‚RoM Trunk frontal‘ des Kontrollkollektivs beider Geschlechter unter den drei Bedingungen.....	51
Abbildung 9c: ‚RoM Trunk frontal‘ der männlichen Probanden im Gruppenvergleich.....	52
Abbildung 9d: ‚RoM Trunk frontal‘ der weiblichen Probandinnen im Gruppenvergleich.....	53
Abbildung 10a: ‚RoM Trunk horizontal‘ des Patientenkollektivs.....	55
Abbildung 10b: ‚RoM Trunk horizontal‘ im Gruppenvergleich.....	56
Abbildung 11: Vergleich der ‚RoM Shank mean‘ beider Kollektive.....	58
Abbildung 12: Vergleich der relativen Werte der ‚Stride length‘ mittels Boxplots.....	94
Abbildung 13: Vergleich der relativen Werte der ‚Stride velocity‘ mittels Boxplots.....	94
Abbildung 14: Vergleich der relativen Werte der ‚Cadence‘ mittels Boxplots.....	95
Abbildung 15: Vergleich der relativen Werte des ‚PCI‘ mittels Boxplots.....	95
Abbildung 16: Vergleich der relativen Werte der ‚Swing asymmetry‘ mittels Boxplots.....	96
Abbildung 17: Vergleich der relativen Werte der ‚RoM Trunk frontal‘ mittels Boxplots.....	96
Abbildung 18: Vergleich der relativen Werte der ‚RoM Trunk horizontal‘ mittels Boxplots.....	97
Abbildung 19: Vergleich der relativen Werte der ‚RoM Shank mean‘ mittels Boxplots.....	97

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Erläuterungen der Parameter.....	21
Tabelle 2: Gruppenverteilung.....	26
Tabelle 3: UPDRS-Ergebnisse.....	32
Tabelle 4: Ergebnisse des Hoehn & Yahr-Scores.....	32
Tabelle 5: Ergebnisse des MoCA-Tests.....	33
Tabelle 6: Ergebnisse der STRATIFY-Scale.....	33
Tabelle 7: ‚Stride length‘ in Prozent der Körpergröße (%).....	34
Tabelle 8: ‚Stride velocity‘ in Prozent pro Sekunde (% / sec).....	37
Tabelle 9: ‚Cadence‘ in Schritte pro Minute.....	41
Tabelle 10: ‚PCI‘ in Prozent (%).....	45
Tabelle 11: ‚Swing asymmetry‘ in Prozent (%).....	47
Tabelle 12: ‚RoM Trunk frontal‘ in Grad.....	49
Tabelle 13: ‚RoM Trunk horizontal‘ in Grad.....	54
Tabelle 14: ‚RoM Shank mean‘ in Grad.....	57
Tabelle 15: Ausgeschlossene Variablen der Regression -UPDRS-.....	98
Tabelle 16: Ausgeschlossene Variablen der Regression -MoCA- (Kontrollkollektiv).....	98
Tabelle 17: Ausgeschlossene Variablen der Regression -MoCA- (Patientenkollektiv).....	99

Verwendete Abkürzungen

ANOVA	Analysis of Variance
APDM	Ambulatory Parkinson's Disease Monitoring
DT	Dual tasking
ITUG	,Timed up and Go'-Test
IWalk	Instrumented Walk Test
GCT	Gait Cycle Time
L	links
MoCA	Montreal Cognitive Assessment
PCI	Phase Coordination Index
PD	Parkinson's disease
R	rechts
RoM	Range of Motion
SD	Standardabweichung
STRATIFY	St. Thomas Risk Assessment Tool in Falling Elderly Inpatients
TOMs	technology based objective measures
UDPRS	Unified Parkinson's Disease Rating Scale

1. Zusammenfassung

1.1 Ganganalysen unter Dual tasking-Bedingungen: Einfluss motorischer und kognitiver Aufgaben auf Gangparameter von Parkinsonpatienten

Hintergrund: Das Parkinsonsyndrom hat einen starken Einfluss auf das Gangbild und die Haltung der Erkrankten, wodurch es zu diversen Gangbildveränderungen kommt, die einen Teilaspekt einer erhöhten Sturzgefahr der Erkrankten darstellen. Aus diesem Sturzrisiko resultiert eine Angst vor erneuten Stürzen und eine sich daraus ergebende Verringerung der Mobilität im Alltag, die wiederum die Gangbildveränderungen verstärken. Daraus kann erneut ein Sturzereignis entstehen.

Für die Patienten ergibt sich damit ein Teufelskreis, dessen Aufschlüsselung wichtig ist, um die Risikofaktoren mithilfe von Untersuchungen erkennen und mindern sowie letztlich den Kreislauf durchbrechen zu können. Denn die Gangbildveränderungen mit all ihren Folgen führen zu einer erheblichen Einschränkung der Lebensqualität und Unabhängigkeit der Patienten.

Zielsetzung: Der Grundgedanke der Studie und ihrer Auswertung besteht nun darin, Parameter zu finden, die als Marker für eine erhöhte Sturzgefahr dienen und langfristig im klinischen Alltag gebräuchlich sein können.

Methodik: Wir führten eine Ganganalyse von einem Gesamtkollektiv mit 82 Probanden, welche sich in 47 Parkinsonpatienten und 35 Kontrollprobanden unterteilten, durch. Die Messung umfasste die Ermittlung des Gangbildes durch drei verschiedene Gangtests, die jeweils unter drei verschiedenen Bedingungen durchgeführt wurden. Die Dual tasking-Aufgaben nutzten wir, um den Einfluss von parallel durchzuführende Handlungen auf das Gangbild untersuchen zu können.

In der vorliegenden Studie wurde das Messsystem Mobility Lab von APDM verwendet, welches sechs tragbare Sensoren mit integrierten Akzelerometern und Gyroskopen nutzt, um den Gang analysieren zu können. Dieses Messsystem wurde angewendet, um einen möglichst natürlichen Gang aufzeichnen zu können, der von äußeren Einflüssen unbeeinträchtigt blieb.

Mit dem IWalk wurde der Gang der Probanden untersucht, den sie innerhalb von 2 Minuten zurücklegen konnten. Ein Durchgang erfolgte dabei unter Normalbedingung und damit ohne Ablenkung. Zwei weitere Durchgänge wurden unter Dual tasking in Form einer auditiven Aufgabe als kognitive Ablenkung und einer motorischen Ablenkung absolviert.

Gegenstand der vorliegenden statistischen Auswertung war die Gangbildanalyse des IWalk.

Ergebnisse:

- Die Schrittgeschwindigkeit und die Schrittlänge der Parkinsonpatienten war geringer als die der Kontrollprobanden.
 - Eine Dual tasking-Aufgabe führte im Patientenkollektiv zu einer Abnahme der Schrittgeschwindigkeit und der Schrittlänge, die Art der Ablenkung hatte keinen Einfluss. Eine kognitive Aufgabe führte auch im Kontrollkollektiv zu einer Verringerung der Schrittgeschwindigkeit.
- Die Schrittfrequenz der Parkinsonpatienten nahm erneut unter beiden Formen der Ablenkung ab. Dagegen kam es im Kontrollkollektiv nur unter kognitiver Ablenkung zu einer Verringerung.
- Anhand des ‚Phase Coordination Index‘, der ein Maß für einen akkuraten sowie symmetrischen Gang darstellen soll, und der ‚Swing asymmetry‘ ergab sich, dass die Asymmetrie im Gangbild der Patientengruppe deutlich stärker ausgeprägt war und eine Zunahme der Asymmetrie nur unter motorischer Ablenkung zu erkennen war.
- Das Patientenkollektiv wies ein signifikant geringeres Bewegungsausmaß des Rumpfes und der Beine auf, worin sich die Rigidität des Körpers widerspiegelt. Eine auditive Ablenkung führte im Patientenkollektiv zu einer weiteren Abnahme des Bewegungsmaßes.
- Es bestand eine Korrelation zwischen dem ‚Phase Coordination Index‘ und dem UPDRS.
- Der MoCA-Test des Parkinsonkollektivs korrelierte negativ mit dem ‚Phase Coordination Index‘ unter auditiver Ablenkung und positiv mit dem Parameter ‚Stride velocity‘ unter motorischer Ablenkung. Für das Kontrollkollektiv konnte eine positive Korrelation zwischen dem MoCA-Testergebnis und dem ‚Range of Motion Trunk frontal‘ erhoben werden.

Schlussfolgerung: Somit konnten deutliche Unterschiede im Gangbild beider Kollektive erkennbar gemacht werden. Zudem konnten unterschiedliche Veränderungen unter den verschiedenen Dual tasking-Bedingungen dargestellt werden, sodass davon auszugehen ist, dass eine parallel gestellte Aufgabe zu signifikanten Gangbildveränderungen sowie einer zunehmenden Unsicherheit und einer einhergehenden erhöhten Sturzgefahr führt. Diese Veränderungen stellten sich im Patientenkollektiv prägnanter dar, sodass im Vergleich zum Kontrollkollektiv von einer größeren Einschränkung durch parallele Handlungen und einer größeren Sturzgefahr ausgegangen werden kann.

Die vorliegende Studie ist der Beginn einer Langzeitstudie. Im Weiteren sollen nun die hier ermittelten Daten durch erneute Messungen im Verlauf betrachtet werden, um langfristig eine Aussage über Risikofaktoren, die sich anhand veränderter Gangbildparameter technisch erfassen lassen, machen zu können.

1.2 Gait analysis under dual tasking conditions: Influence of motor and cognitive tasks on gait parameters of Parkinson's patients

Introduction: Parkinson's disease has a strong effect on the gait and posture, which leads to various changes in gait pattern, what represent some aspect of an increased risk of falling of the patients. This risk results in a fear of new falls and a consequent reduction in mobility in everyday life, that leads again in increased gait pattern changes. This can cause once more another fall. It results in a vicious cycle whose investigation is important to recognize and reduce the risk factors and ultimately be able to break the cycle. The changes in gait with all their consequences lead to a considerable restriction of the quality of life and independence of the patients.

Intention: The basic idea of the present study was to find a parameter that serves as a marker for an increased risk of falling and can be used in the long term in everyday clinical practice.

Methods: For further investigation of the problem of increased risk of falls we performed a gait analysis of 82 subjects divided into 47 people with Parkinson's disease and 35 healthy elderly subjects. The measurement included the determination of gait pattern by using three different tests, each performed under normal condition and under dual tasking-condition. We used these dual tasking-conditions to simulate daily situations, in which people have to handle a parallel task while walking, to study the influence on the gait pattern.

In the present study the measurement Mobility Lab from APDM were utilized. This system uses six portable inertial sensors with integrated accelerometers and gyroscopes to analyze the gait pattern and it was created to record the most natural gait as possible, which is unimpaired by external influences.

The test IWalk examined the gait of the subjects, which they could cover within 2 minutes. A passage was made under normal conditions and thus without distraction. Two additional rounds were completed under dual tasking by using an auditory and a motor distraction.

The present data analysis contains the results of the IWalk.

Results:

- The stride velocity and stride length of patients with Parkinson's disease were lower than those of the healthy elderly subjects.
- Dual tasking led to a decrease of the stride length and the stride velocity in the patient group, the type of distraction had no relevance. A cognitive task also led to a reduction in stride velocity in the control group

- The cadence of people with Parkinson's disease decreased significantly under both types of distraction. Compared with that in the group of controls there was a reduction of cadence only seen under cognitive distraction.
- The parameters 'Phase Coordination Index', which represents variability and inaccuracy in the gait pattern, and 'Swing asymmetry' showed that the asymmetry in the gait pattern is more pronounced in the group of people with Parkinson's disease. An increasing asymmetry was recognizable only under motor distraction.
- The patient group showed a significantly lower range of motion of the trunk and legs, which reflects the rigidity of the body. An auditory distraction led to a further decrease.
- The 'Phase Coordination Index' correlated positively with the collected UPDRS of the patients.
- The MoCA test of the Parkinson collective also correlated negatively with the 'Phase Coordination Index' under auditory distraction and positively with the parameter 'Stride velocity' under motor distraction. For the control collective, a positive correlation could be established between the MoCA test result and the 'Range of Motion Trunk frontal'.

Conclusion: On the basis of our measurements, clear differences in the gait pattern of both groups can be identified. In addition different changes could be shown under the dual tasking conditions, so that one can assume that the dual task leads to significant gait changes as well as increasing uncertainty and a concomitant increased risk of falling. These changes were more concise in the group of patients with Parkinson's disease, so that compared to the healthy elderly subjects a greater limitation due to parallel actions and a greater risk of falling can be assumed.

The present study is the beginning of a long-term study. In the following, the data will be reviewed in the course of follow up-measurements to be able to determine risk factors that can be technically recorded on the basis of changed gait parameters.

2. Einleitung

2.1 Morbus Parkinson

2.1.1 Definition, Ätiologie und Pathophysiologie

Die neurodegenerative Erkrankung wurde erstmals im Jahre 1817 von dem Neurologen James Parkinson als „Schüttellähmung“ beschrieben. Zu den Symptomen zählte er unwillkürliche, zitternde Bewegungen, eine herabgesetzte Muskelkraft, eine vorgebeugte Haltung und Trippelschritte.

Im Jahre 1957 wurde die Verbindung von Morbus Parkinson und einem Dopaminmangel entdeckt, doch der genaue Entstehungsmechanismus bleibt trotz zahlreicher Studien und Forschungsarbeiten bis heute ungeklärt. Als akzeptiert gilt die Hypothese, dass sich die Krankheit aufgrund von Interaktionen zwischen genetischen Faktoren und Umweltfaktoren entwickelt (Bartels et al., 2009).

Zudem weiß man, dass die Kombination aus umweltbedingten, genetischen, metabolischen und immunologischen Faktoren letztendlich für den Untergang von Nervenzellen verantwortlich ist. Dieser Zelluntergang findet sich vor allem in den dopaminergen Zellen der Substantia nigra - Pars compacta (SNpc), was zum Dopamindefizit in der Basalganglienschleife führt und sich als die typischen Parkinson-Symptome Bradykinese und Rigidität äußert (Kalia et al., 2015).

Der Dopaminmangel führt zu einer reduzierten Inhibierung des indirekten Weges der Basalganglienschleife, was eine Aktivierung des internen Pallidums und damit wiederum eine Inhibierung des Thalamus und des Kortex verursacht, wodurch es zu den motorischen Symptomen der Krankheit kommt (Bartels et al., 2009). Jedoch haben die Einnahmen von Acetylcholinesterase-Inhibitoren wie Rivastigmin und Donepezil einen Einfluss auf Gangbildparameter und die Sturzfrequenz von Erkrankten, sodass davon ausgegangen werden kann, dass neben dem Dopaminmangel auch die Veränderungen anderer Neurotransmitter-Systeme für Gang- und Gleichgewichtsstörungen sein können (Maetzler et al., 2016).

Der Verlauf der Erkrankung zeigt sich progredient, wodurch eine zunehmende Beeinträchtigung im alltäglichen Leben durch eine fortschreitende Immobilität entsteht (Shulman et al., 2008).

2.1.2 Epidemiologie

Morbus Parkinson gehört zu den häufigsten neurodegenerativen Erkrankungen weltweit und zeigt mit zunehmendem Alter eine ansteigende Prävalenz (Pringheim et al., 2014; Hirtz et al., 2007).

Die Inzidenz von Frauen im Alter ≥ 40 Jahre beläuft sich auf 37.55 / 100000 pro Jahr, die der Männer ≥ 40 Jahre beträgt 61.21 / 100000 pro Jahr. Auch die Inzidenz nimmt mit steigendem Alter zu (Hirsch et al., 2016). Des Weiteren lässt sich ein Unterschied zwischen den Geschlechtern nachweisen. Das Lebenszeitrisko der Männer, an Morbus Parkinson zu erkranken, liegt bei 2%, wohingegen das der Frauen 1.3% beträgt (Elbaz et al., 2002).

In einer Vergleichsstudie 29 chronischer Erkrankungen wurde außerdem festgestellt, dass die Parkinson-Erkrankung diejenige ist, welche die gesundheitsbezogene Lebensqualität am meisten einschränkt (Saarni et al., 2006).

2.1.3 Klinisches Bild

Bei der Parkinson-Erkrankung handelt es sich in der Mehrzahl der Fälle um das idiopathische Parkinson-Syndrom. Davon abzugrenzen sind atypische Parkinson-Syndrome, auch Parkinson-Plus-Syndrome genannt, oder sekundär induzierte Parkinson-Syndrome. Sekundär induziert werden kann das Parkinson-Syndrom unter anderem durch Medikamente (beispielsweise Neuroleptika, Antiemetika, Calciumantagonisten), Infektionen, Traumata, Tumoren, Intoxikationen oder metabolische Störungen (Mattle et al., 2013).

Der Morbus Parkinson zeigt ein sehr heterogenes klinisches Erscheinungsbild. Aufgrund dieser Tatsache geht man davon aus, dass die Erkrankung durch unterschiedliche Pathomechanismen in verschiedene Subtypen einteilbar ist (Nutt, 2016).

So beschreibt Nutt das Vorkommen

- des Tremor-dominanten Subtyps,
- des Subtyps der posturalen Instabilität und der dominanten Gangstörung sowie
- des akinetisch-rigiden Subtyps.

Trotz dieser Varianz lassen sich drei motorische Kardinalsymptome benennen: Bradykinesie, Rigidität und Tremor (Bartels et al., 2008).

Die British-Brain-Bank Kriterien legen fest, dass das idiopathische Parkinson-Syndrom vorliegt, wenn das Leitsymptom der Bradykinesie und eines der folgenden Symptome erkennbar ist: Ruhetremor, Rigor oder eine Störung posturaler Reflexe. Zudem sollten mindestens drei der folgenden Kriterien erfüllt werden: Einseitiger Beginn, persistierende

Asymmetrie, Ruhetremor, progredienter Verlauf, initial gutes L-Dopa-Ansprechen, Wirksamkeit von L-Dopa >5 Jahre, >10-jähriger klinischer Verlauf, L-Dopa-getriggerte Hyperkinesien (Hughes et al., 1992).

Insgesamt wird der Morbus Parkinson also durch die motorischen Symptome Bradykinesie, Rigor, Tremor und posturale Instabilität charakterisiert (Ossig et al., 2016).

Der Tremor lässt sich als unwillentliche, repetitive Kontraktion von agonistischen und antagonistischen Muskeln beschreiben, wodurch es zu einer oszillierenden Bewegung von Extremitäten oder dem Kopf kommt (Ossig et al., 2016). Er äußert sich meist in Ruhe und nimmt unter gezielten Bewegungen und somit bei aktiver Innervation ab (Mattle et al., 2013). Psychische Belastung kann allerdings dazu führen, dass die Amplitude des Tremors, nicht aber die Frequenz, zunimmt.

Der Rigor äußert sich als eine Tonuserhöhung, welcher sich in der klinischen Untersuchung als wächsender Widerstand bei passiven Bewegungen darstellt. Der Erkrankte empfindet diese Tonuserhöhung als Muskelsteifigkeit und teilweise als schmerzhaft (Gleixner et al., 2017; Ceballos-Baumann et al., 2005). Pathophysiologisch lässt sich der Rigor dadurch erklären, dass die hemmende Wirkung der Substantia nigra auf das Striatum fehlt. Dadurch entfällt ebenfalls die Hemmung des Pallidums und es resultiert eine gesteigerte Motoneuronenaktivität und damit ein erhöhter Muskeltonus (Gleixner et al., 2017).

Die Hypokinesie macht sich dadurch bemerkbar, dass die Betroffenen eine verminderte Spontanbewegung inklusive der Gestik und Mimik zeigen. Dies äußert sich unter anderem auch durch ein reduziertes Mitschwingen der Arme beim Gehen. Die Symptome zeigen sich vor allem bei raschen, alternierenden Bewegungen der Extremitäten. Die Erkrankten empfinden die Hypokinesie vor allem als verminderte Geschicklichkeit in alltäglichen Handlungsabläufen (Gleixner et al., 2017; Ceballos-Baumann et al., 2005). Ursächlich für die Hypokinesie wird eine verminderte Hemmung der Renshaw-Zellen vermutet, sodass deren gesteigerte Aktivität zu einer Inhibierung der Motoneuren führt, was sich klinisch als erschwerte Bewegungsinitiierung äußert (Gleixner et al., 2017).

Die posturale Instabilität entsteht dadurch, dass durch die oben genannten Mechanismen die Spontanbewegungen und dementsprechend reflektorische Ausgleichsbewegungen derart gestört sind, dass es bei einer Dysbalance durch passive Auslenkungen zu einer Instabilität mit Stürzen kommen kann (Ceballos-Baumann et al., 2005).

Die motorische Symptomatik des Morbus Parkinson zeigt sich vor allem anfangs in einer asymmetrischen Form mit Betonung einer Körperhälfte. Diese Asymmetrie bleibt auch im Verlauf meistens bestehen (Knutsson, 1972).

Des Weiteren zeigen sich bei dem idiopathischen Parkinson-Syndrom noch zahlreiche Begleiterscheinungen, wie beispielsweise eine olfaktorische Dysfunktion, kognitive Einschränkungen, Schlafstörungen und vegetative Dysfunktionen, die in unterschiedlichsten Ausprägungen zu finden sind (Kalia et al., 2015; Winkler et al., 2011).

2.1.4 Gangbildveränderungen

Die Parkinson-Erkrankung hat einen starken Einfluss auf die Haltung und das Gangbild der Erkrankten. Die typische Körperhaltung eines Erkrankten zeigt einen nach vorne geneigten Oberkörper mit gebeugtem Knie- und Hüftgelenk sowie im Verlauf mit zunehmend adduzierten und im Ellenbogengelenk flektierten Armen; der Kopf ist vornübergebeugt (Mattle et al., 2013).

Knutsson beschrieb im Jahre 1972 das Gangbild als kleinschrittig und schlurfend mit Bewegungsarmut im Rumpf und in den Gliedmaßen (Knutsson, 1972). Dabei fällt auf, dass die Arme während des Gehens im Vergleich zum Gangbild eines Gesunden weniger und asymmetrisch mitgeschwungen werden, was als Teil der Hypokinesie angesehen werden kann.

Dieses asymmetrische und reduzierte Mitschwingen der Arme beim Gehen gilt als eines der ersten Anzeichen für die Erkrankung und kann somit als Marker für diagnostische Zwecke genutzt werden (Mancini und Hora, 2016; Plate et al., 2015).

Außerdem sei die Initiierung von Bewegungen verzögert (Ossig et al., 2016) und es könne während des Gehens auch zu dem Bild des sogenannten „Freezing“ kommen, bei dem die Erkrankten während einer Bewegungsabfolge stehen bleiben und sich nicht aus der eingenommen Haltung befreien können. Dieses tritt beispielsweise dann auf, wenn die Erkrankten eine Bewegung beginnen wollen, sich umdrehen oder einen schmalen Durchgang passieren möchten (Giladi et al., 1992). Eine weitere Veränderung im Gangbild sei die unwillentliche Beschleunigung von Bewegungen, beispielsweise in einer Situation psychischer Anspannung, was als paradoxe Kinesie bezeichnet wird, oder das Auftreten von Propulsionen beziehungsweise Retro- und Lateropulsionen während des Gehens (Knutsson, 1972).

Propulsionen und Retropulsionen zeigen sich vor allem, wenn der Untersucher hinter dem zu Untersuchenden steht und ihn einige Zentimetern an den Schultern nach hinten oder zu den Seiten zieht. Dabei ist zu beobachten, dass die zu Untersuchenden Schwierigkeiten haben, der Bewegung entgegenzusteuern, sodass sie oftmals ins Schwanken geraten und es im schlimmsten Fall, ohne Hilfe des Untersuchers, zu Stürzen kommen kann.

Die Erkrankten können den Sturz wegen unausführbarer Ausgleichsbewegungen und posturaler Instabilität nicht abwenden und sich bei eingetretenem Sturz wegen fehlender Schutzreflexe nicht ausreichend vor Verletzungen schützen (Ossig et al., 2016; Marsden, 1994).

Eine weitere Veränderung im Gangbild ist die Reduktion der Schrittlänge und der Schrittgeschwindigkeit, was Knutsson im Jahre 1972 beschrieb und durch mehrere Ganganalysen gesichert wurde (Knutsson, 1972; Ossig et al., 2016).

Zu beobachten ist außerdem, dass Erkrankte für Umwendbewegungen mehr Zeit und eine größere Anzahl an Schritten benötigen.

Die Studie von Robinson et al. zeigte, dass die oben genannten Veränderungen des Gangbildes zu einer erhöhten Sturzgefahr der Erkrankten führen (Robinson et al., 2005). Als Risikofaktoren werden unter anderem Dyskinesien, Freezing, posturale Instabilität sowie dysfunktionale Mobilität genannt.

Nachfolgend werden die Gangbildveränderungen im Überblick aufgeführt.

- reduzierte Schrittlänge
- reduzierte Schrittgeschwindigkeit
- erhöhte Wendeschrittzahl
- reduziertes und asymmetrisches Mitschwingen der Arme
- Haltungstörungen mit Kamptokormie (vorverlagerte Körperschwerpunkt mit Flexion der Knie- und Hüftgelenke und mit geneigtem Kopf)
- Bewegungsarmut in Rumpf und in den Gliedmaßen
- Starterhemmung und Freezing
- Propulsionen, Retro- und Lateropulsionen

2.1.5 Parkinson-Plus-Syndrome und frontale Gangstörungen

Neben dem Morbus Parkinson gibt es, wie bereits erwähnt, noch weitere Erkrankungen, die zu einem gestörten Gangbild führen. Einige dieser Erkrankungen lassen sich unter dem Begriff Parkinson-Plus-Syndrome zusammenfassen.

Da innerhalb der ersten Jahre nach Beschwerdebeginn keine sichere Zuordnung zu dem jeweiligen Syndrom gemacht werden kann und nur unzureichend zwischen dem Morbus Parkinson und einem Parkinson-Plus-Syndrom als Ätiologie der Gangstörung unterschieden werden kann, beinhaltet unsere Studie auch die Messung der Gangstörung von Menschen, bei denen nicht sicher differenziert werden kann, ob es sich um Morbus Parkinson oder um ein Parkinson-Plus-Syndrom handelt.

Als Gemeinsamkeit zeigen die Parkinson-Plus-Syndrome einige Eigenschaften, die eine klinische Abgrenzung zum Morbus Parkinson erlauben: In der Mehrzahl der Fälle sprechen die Syndrome im Gegensatz zum Morbus Parkinson schlecht auf L-Dopa und auf Dopaminagonisten an. Des Weiteren zeigen sie eine rasche Progredienz im Krankheitsverlauf und einige der Syndrome eine frühe Manifestation einer Demenz.

Folgende Syndrome zählen zu den Parkinson-Plus-Syndromen:

- Multisystematrophie (MSA)
- Progressive supranukleäre Parese (PSP) / Steele-Richardson-Olszewski-Syndrom
- Kortikobasale Degeneration
- Lewy-Body-Demenz

In Abgrenzung zu dem idiopathischen Parkinson-Syndrom und den Parkinson-Plus-Syndromen gibt es weitere Entitäten, die zu einer Stand- und Gangunsicherheit führen: Die so genannten frontalen Gangstörungen. Je nach Literatur wird diese frontale Gangstörung auch als vaskuläres Parkinson-Syndrom, frontale Ataxie, Gangapraxie, „magnetic gait“ sowie als subkortikale vaskuläre Enzephalopathie mit Parkinson-Syndrom bezeichnet (Günnewig et al., 2006; Ceballos-Baumann et al., 2005).

Klinisch äußert sich die frontale Gangstörung darin, dass die Erkrankten Schwierigkeiten beim Aufstehen haben, eine Startverzögerung zeigen, die Füße am Boden zu kleben scheinen („magnetic gait“), das Gangbild kleinschrittig und breitbasig scheint, der Oberkörper in Abgrenzung zum Morbus Parkinson eher aufrecht gehalten wird und der Armschwung vermindert oder rudernd sein kann (Deuschl et al., 2006; Günnewig et al., 2006).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Differenzierung der einzelnen Syndrome zu Beginn der Erkrankung erschwert ist, da sich die Symptome bei Erkrankungsbeginn ähneln können und sie sich dadurch nicht sicher der korrekten Ätiologie zuordnen lassen. Daher kann nicht ausgeschlossen werden, dass es sich bei den Probanden der Patientengruppe ausschließlich um an Morbus Parkinson Erkrankte handelte.

2.2 Die Relevanz der Bestimmung des Sturzrisikos

Personen, die unter Morbus Parkinson leiden, haben ein erhöhtes Risiko zu stürzen (Kerr et al., 2010; Hely et al., 2008). Die Folgen, die durch diese Stürze entstehen, haben nicht nur für das Individuum, sondern auch für die Bevölkerung eine große Bedeutung. So kann davon ausgegangen werden, dass 1-2% der Ausgaben im Gesundheitssystem für Verletzungen, die bei Stürzen entstanden sind, verwendet werden (Weiss et al., 2014). Dadurch wird deutlich, dass eine hohe Prävalenz von Stürzen einen Einfluss auf das Gesundheitssystem hat und somit eine Bedeutung für die breite Masse und nicht nur für das erkrankte Individuum darstellt (Kerr et al., 2010).

Die individuellen Folgen von Stürzen sind Verletzungen, Angst vor erneuten Stürzen und dadurch eine reduzierte Aktivität und abnehmende Lebensqualität. Die Mobilität und damit auch die Unabhängigkeit werden durch Stürze eingeschränkt, sodass der Pflegebedarf ansteigt (Weiss et al., 2014; Allen et al., 2013; Kerr et al., 2010; Pickering et al., 2007; Bloem et al., 2001). Aufgrund der Angst vor erneut auftretenden Stürzen wird die Aktivität und damit die Bewegung reduziert, wodurch die Muskelkraft sinkt und sich die körperliche Verfassung verschlechtert, was wiederum die Gefahr für erneute Stürze erhöht (Allen et al., 2013; Kerr et al., 2010).

Die Risikofaktoren, die zu einem erhöhten Sturzrisiko führen, wurden bereits mehrfach beschrieben (Lord et al., 2016; Nemanich et al., 2013; Kerr et al., 2010). Die Anzahl und Häufigkeit von vergangenen Stürzen ist einer der wichtigsten Risikofaktoren zur Ermittlung der Sturzgefahr, sodass eine Vorhersage über das Auftreten eines ersten Sturzereignisses allein durch diese Information nicht möglich ist (Lord et al., 2016; Weiss et al., 2014). Somit werden weitere Risikofaktoren benötigt, zu denen die Krankheitsdauer sowie Krankheitsschwere, die Gangvariabilität, die posturale Instabilität, Freezing of Gait, Retropulsionen, das Alter, Dykinesien, motorische Einschränkungen, mögliche Aufmerksamkeitsstörungen und eine reduzierte Aktivität im Alltag zählen (Lindholm et al., 2016; Lord et al., 2016; Allen et al., 2013; Kerr et al., 2010).

Kognitive Defizite und deren Relation zur Sturzgefahr wurden bisher nicht ausreichend untersucht und es ist umstritten, ob eine eingeschränkte kognitive Fähigkeit das Sturzrisiko erhöht (Heinzel et al., 2016; Lindholm et al., 2016; Lord et al., 2016; Vance et al., 2015; Allen et al., 2013; Kerr et al., 2010). Mittels Dual Tasking (DT)-Aufgaben, die während des Gehens ausgeführt werden sollen, könnte dieser Fragestellung weiter nachgegangen werden und entspricht somit einem Teil unserer Untersuchung.

In mehreren Studien wurde das Gangbild von Probanden untersucht, die bereits ein Sturzereignis hatten. Dabei fiel auf, dass sie im Vergleich zu Probanden, die zuvor nicht gestürzt sind, eine höhere Gangvariabilität, einen weniger gleichmäßigen Gang, eine höhere

Standzeitvariabilität, eine ausgeprägtere Asymmetrie, geringere Schrittlängen sowie eine verringerte Schrittgeschwindigkeit aufwiesen (Lord et al., 2016; Weiss et al., 2014; Smulders et al., 2012).

Kerr et al. zeigten durch eine follow-up-Studie, dass nach der ersten Erfassung des Sturzrisikos 48% der Probanden, die bereits ein erstes Sturzereignis vor der Untersuchung aufwiesen, in den folgenden 6 Monaten des follow-ups erneut gestürzt sind, 24 % stürzten sogar mehrmalig. Von der Kontrollgruppe, die zuvor kein Sturzereignis hatte, stürzten 29% (Kerr et al., 2010).

Bisher gibt es keinen definierten Algorithmus, der zur Erfassung des Sturzrisikos verwendet wird (Smulders et al., 2012). Das Sturzrisiko nimmt mit Fortschreiten der Erkrankung zu. So wäre es sinnvoll, einen Algorithmus zu entwickeln, der das Sturzrisiko bereits zu Beginn der Erkrankung identifiziert, um einem Sturz durch therapeutische Interventionen vorbeugen zu können (Lord et al., 2016; Vance et al., 2015). Aufgrund des im Verlauf der Erkrankung zunehmenden Sturzrisikos wären somit Verlaufsbeobachtungen sinnvoll.

Bei der Bestimmung des Sturzrisiko ist die klinische Diagnostik mittels UPDRS und Hoehn & Yahr sehr hilfreich (Lord et al., 2016; Allen et al., 2013; Kerr et al., 2010), jedoch ist eine ausführliche klinische Untersuchung zeitaufwendig, durch den Weißkitteleffekt und andere äußere Einwirkungen beeinflussbar und gibt nur eine Momentaufnahme des klinischen Bildes des Erkrankten wieder (Weiss et al., 2014).

Mit der Kombination aus klinischen Untersuchungen und dem Verwenden von technologischen Messsystemen, wie beispielsweise dem Mobility Lab, könnten sowohl der klinische Zustand als auch die Bewegungsparameter erfasst werden, sodass eine valide Aussage über die Sturzgefahr möglich wäre (Vance et al., 2015).

2.2.1 Warum Dual tasking (DT)?

Ganganalysen werden nicht nur unter Normalbedingung, sondern häufig auch unter DT-Bedingungen durchgeführt. Warum?

Motorische sowie kognitive Ablenkungen sollen alltägliche Situationen simulieren, in denen eine Person während des Gehens mit zusätzlichen Herausforderungen, wie dem Führen eines Gespräches oder dem Tragen von Gegenständen, konfrontiert wird. DT zeigt somit die Fähigkeit eines Individuums, die Aufmerksamkeit auf zwei Tätigkeiten zu verteilen (Springer et al., 2006).

Somit könnte DT Defizite bezüglich der Bewegung als auch kognitive Beeinträchtigungen aufzeigen, die unter Single tasking möglicherweise verschleiert bleiben würden, da eine

parallele Ausführung zweier Tätigkeiten eine größere Herausforderung für den Erkrankten darstellt und milde Symptome und diskrete Defizite eventuell erst dadurch sichtbar gemacht werden (Wild et al., 2013).

2.2.2 Einfluss von DT: Wie kommt es zu den Gangbildveränderungen?

Man geht davon aus, dass Individuen, die an einer extrapyramidal-motorischen Erkrankung leiden, in ihrer Exekutiven Funktion (EF) eingeschränkt sind (Wild et al., 2013; Yogev et al., 2007; Springer et al., 2006; Yogev et al., 2005).

Diese Exekutive Funktion beschreibt die Fähigkeit, einen komplexen Vorgang mit einer herausfordernden Aufgabe vom Beginn bis zur Vollendung durchzuführen, wobei höhere kognitive Anforderungen bestehen (Alvarez et al., 2006).

Es ist umstritten, ob der Vorgang des Gehens ein automatisierter Prozess ist und nur durch das Unterbewusstsein gesteuert wird oder, ob das Gehen Aufmerksamkeit und höhere kognitive Leistungen erfordert.

Yogev et al. gehen dieser Frage in mehreren Studien nach und erstellten die Theorie, dass die Regulation des Gehens unter physiologischen Bedingungen ein automatisierter Vorgang ist, aber im Falle einer Parkinson-Erkrankung zu einer aufmerksamkeitsfordernden Aufgabe wird (Yogev et al., 2007; Yogev et al., 2005). Plate et al. sind der Ansicht, dass die Bewegungen während des Gehens durch einen unterbewussten Einfluss der Basalganglien gesteuert wird und kein aktiver Prozess ist, jedoch durch die Parkinson-Erkrankung mehr Aufmerksamkeit erfordern, da es unter dieser Erkrankung zu einer Störung der Basalganglienfunktion sowie zu nicht-dopaminergen Dysfunktionen kommt, wodurch Motorik und Kognition beeinträchtigt werden (Plate et al., 2015; Wild et al., 2013; Yogev et al., 2007; Yogev et al., 2005).

Wäre das Gehen allerdings ein autonomer Vorgang, würde es unter DT-Bedingungen nicht zu Änderungen im Gangbild kommen, die sich jedoch in mehreren Studien zeigten (Plate et al., 2015; Wild et al., 2013; Lohnes et al., 2011; Hall et al., 2011; Plotnik et al., 2009; Yogev et al., 2007; Springer et al., 2006).

Diese Gangbildveränderungen unter DT lassen also vermuten, dass die posturale Kontrolle und das Gehen mit kognitiven Funktionen verknüpft sind und die aktive Aufmerksamkeit des an Morbus Parkinson erkrankten Individuums benötigen (Schoneburg et al., 2013; Plotnik et al., 2009).

Wird gefordert, während des Gehens eine zweite Aufgabe auszuführen, kommt es zu Schwierigkeiten, wenn beide Aufgaben um dieselbe Aufmerksamkeit eines Systems konkurrieren, das zur Bewältigung beider Aufgaben benötigt wird, sodass es zur

Verschlechterung in der Ausführung einer oder sogar beider Aufgaben kommt (Wild et al., 2013).

Lohnes et al. gehen davon aus, dass sich unter DT die durch die Dysfunktion der Basalganglien herbeigeführten Gangstörungen zeigen, weil die kortikalen Ressourcen, die eigentlich aufgrund der Dysfunktion zur Aufrechterhaltung eines möglichst normalen Gangbildes benötigt würden, nun zur Bewältigung der DT-Aufgabe benutzt werden (Lohnes et al., 2011).

Diese Annahme wird durch die Theorie gestützt, dass Bewegungen, die normalerweise durch Automatismen ausgeführt werden, bei Dysfunktionen mithilfe von Aufmerksamkeit und bewusster Ausführung kompensiert werden müssen (Rubinstein et al., 2002). Aufgrund dessen kommt es zu Schwierigkeiten in der Erledigung beider Aufgaben, da hierbei die Aufmerksamkeit, die limitiert ist, für beide Aufgaben aufgewendet und geteilt werden muss (Yogev et al., 2005).

Wie bereits oben erwähnt, kommt es durch die Parkinson-Erkrankung zu einer kognitiven Einschränkung unter anderem in Bezug auf das Gedächtnis, die Sprache und auch die Aufmerksamkeit (Wild et al., 2013). Unter dem Gesichtspunkt, dass die Wahrung der Stabilität und der Rhythmik des Ganges bei an Morbus Parkinson Erkrankten aufmerksamkeitsfordernde Tätigkeiten sind, lassen die kognitiven Defizite diese Gangschwierigkeiten unter DT exazerbieren (Yogev et al., 2005). Die eingeschränkte Exekutive Funktion und die parallel gestellte DT-Aufgabe verhindern die gesamte Konzentration auf die Balance und den Gang, wodurch die Gangstabilität beeinträchtigt ist, die Variabilität im Gangbild zunimmt und die Sturzgefahr erhöht wird (Yogev-Seligmann et al., 2012; Plotnik et al., 2009; Springer et al., 2006; Yogev et al., 2005).

2.3 Aktuelle Studienlage

Bereits mehrfach wurde untersucht, wie sich das Gangbild von Personen, die unter extrapyramidal-motorischen Erkrankungen leiden, von dem Gangbild gesunder Personen unterscheidet, und wie es sich verändert, wenn die Personen parallel eine kognitive und / oder eine motorische Aufgabe ausführen müssen.

Dabei wurden verschiedene Messmethoden angewendet. In mehreren Studien wurden zur Messung von Bewegungsparametern Schuhsohlen verwendet, die die Krafteinwirkung detektieren können. Zusätzlich musste der Proband ein Aufzeichnungsgerät (19 x 14 x 4,5 cm; 1,5kg) um die Hüfte tragen (Yogev-Seligmann et al., 2012; Springer et al., 2006; Yogev et al., 2007.; Yogev et al., 2005).

Eine weitere Möglichkeit ist die Messung auf einem Laufband, wie Plate et al. und Lohnes et al. sie in ihren Studien durchgeführt haben (Plate et al., 2015; Lohnes et al., 2011).

Wild et al. nahmen eine kinemetrische Messung mit Kameras und Bewegungsdetektoren an den unteren Extremitäten vor (Wild et al., 2013).

Diese Verfahren ermöglichten die Erfassung von unterschiedlichen Bewegungsparametern und Auffälligkeiten im Gangbild im Vergleich zu gesunden Kontrollprobanden.

Unter normalen Bedingungen sowie unter DT-Bedingungen wurden unter anderem Schrittgeschwindigkeiten, Schrittlänge, swing time, stride time, stance time, Gangvariabilität und Gangasymmetrie gemessen (Plate et al., 2015; Wild et al., 2013; Lohnes et al., 2011; Plotnik et al., 2007; Yogev et al., 2007; Springer et al., 2006; Yogev et al., 2005).

Schon unter Normalbedingungen war bei den erkrankten Probanden ein signifikanter Unterschied einiger Parameter zu verzeichnen. So zeigten sie beispielsweise die bereits beschriebene vorgebeugte Haltung und die im Vergleich zu gesunden Individuen reduzierte Schrittlänge, eine erhöhte Standzeit und verringerte Schrittgeschwindigkeit sowie eine Asymmetrie von Bewegungsabläufen (Dillmann et al., 2014; Schoneburg et al., 2013; Wild et al., 2013; Lohnes et al., 2011; Plotnik et al., 2007; Yogev et al., 2007).

Bei der Ausführung einer zusätzlichen motorischen und / oder kognitiven Aufgabe zeigte sich sowohl in dem Kontrollkollektiv als auch in dem zu untersuchenden Kollektiv eine Reduzierung der Geschwindigkeit, die bei den Erkrankten jedoch stärker ausgeprägt war (Lohnes et al., 2011; Hall et al., 2011; Plotnik et al., 2009; Plotnik et al., 2007; Yogev et al., 2005). Auffallend waren zudem die Veränderungen bezüglich der Asymmetrie und der Zunahme der Variabilität in den Bewegungsabläufen.

Das Gangbild sollte bei gesunden Individuen ein symmetrischer Bewegungsvorgang sein, allerdings ist bei Personen, die an einer extrapyramidal-motorischen Krankheit leiden, eine Asymmetrie in diesen Bewegungen zu erkennen. Diese Asymmetrie nimmt unter DT-

Bedingungen zu (Plotnik et al., 2007). Yogev et al. nehmen an, dass die erhöhte Gangasymmetrie möglicherweise eine mediolaterale Dysbalance und Instabilität widerspiegelt, was eine Prädisposition für eine erhöhte Sturzgefahr darstellt (Yogev et al., 2007).

Die zunehmende Gangvariabilität zeigte sich dadurch, dass eine große Variation an Parametern während der Aufzeichnung des Gangbildes eines einzelnen Individuums zu verzeichnen war. Diese Variabilität wird als Prädiktor für eine erhöhte Sturzgefahr angesehen, da eine große Variabilität in den Bewegungsabläufen eine Instabilität reflektiert (Plate et al., 2015; Wild et al., 2013; Priest et al., 2008; Springer et al., 2006; Yogev et al., 2007; Yogev et al., 2005; Maki et al., 1997).

Diese Instabilität wird zudem noch durch einen konstant schwankenden Körperschwerpunkt unter Normalbedingungen sowie unter DT-Bedingungen verstärkt, sodass das Sturzrisiko nochmals zunimmt (Hong et al., 2010; Springer et al., 2006). Die beschriebene vorgebeugte Haltung führt außerdem dazu, dass der Körperschwerpunkt nach vorne verlagert ist und diese unnatürliche posturale Ausrichtung durch Bewegungen, wie zum Beispiel die für den Morbus Parkinson typischen Trippelschritte oder Festinationen sowie Pro- und Retropulsionen, ausgeglichen werden müssen, was ebenfalls die Variation und damit einhergehend die Instabilität in den Bewegungsabläufen verstärkt (Winter et al., 1990).

2.4 Technologische Messmethoden

Das klinische Bild des Morbus Parkinson ist bereits sehr früh von einer Gang- und Gleichgewichtsbeeinträchtigung geprägt, die oft einen kontinuierlichen, teilweise klinisch kaum fassbaren Progress zeigt, auch wenn die Symptomatik von Rigor, Tremor und Bradykinesie nur wenig zunimmt (Mancini et al., 2016).

Die Diagnostik der Motorik, welche die Untersuchung des Gang- und Standbildes miteinbezieht, wird in der Regel mithilfe der Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UDPRS) Teil III klinisch durchgeführt (Maetzler et al., 2016; Espay et al., 2016; Mancini et al., 2016; Ossig et al., 2016). Dabei werden unter anderem verschiedene Bewegungen der Extremitäten, ein eventuell vorhandener Tremor und Rigor sowie mögliche Gleichgewichtsstörungen geprüft.

Zur Evaluation von der Präsenz, dem Progress und der Schwere der Erkrankung kann diese Diagnostik in Bezug auf die Therapiewahl sehr hilfreich sein, doch sind darin auch Nachteile impliziert (Maetzler et al., 2016).

So hat die Untersuchung einen hohen Zeitaufwand und ist sehr abhängig von dem Untersucher sowie von äußeren Begleitumständen. Zudem zeigt sie nur eine Momentaufnahme vom aktuellen Zustand des Patienten, sodass der UPDRS-Score in regelmäßigen Abständen erneut erhoben werden müsste, da sich der Zustand stets ändern kann. Zum Teil wies die Erfassung des Scores eine nur geringe Reliabilität auf (Maetzler et al., 2016; Mancini et al., 2016; Ossig et al., 2016).

Um eine Darstellung des Status im häuslichen Umfeld ohne Einflüsse durch eine Untersuchungsatmosphäre im Krankenhaus zu ermöglichen, können Erkrankte ein ‚PD home diary‘ führen, in dem sie die aktuellen Beschwerden, aber auch durchgeführte Tätigkeiten und dabei eventuell aufgetretene Schwierigkeiten beschreiben. Allerdings ist auch diese Erfassung nicht objektiv und beispielsweise durch kognitive Dysfunktionen oder Depressionen beeinflusst (Ossig et al., 2016).

Die Durchführung einer individuellen und erfolgreichen Therapie benötigt möglichst valide und präzise Informationen über den aktuellen Status und die Symptomatik des Erkrankten (Maetzler et al., 2016). Diese Informationen sollen mit sogenannten TOMs (=technology based objective measures), zu denen das Akzelerometer-Messsystem Mobility Lab zählt, erhoben werden.

Dabei können Symptome, wie Rigor, Bradykinesie, Freezing, Dyskinesien, posturale Dysfunktionen, Gangstörungen sowie Einschränkungen bei täglichen Aktivitäten messbar gemacht werden (Godinho et al., 2016), sodass man Marker für Gangstörungen und die Progression der Erkrankung erhält (Ossig et al., 2016).

Die Erfassung von objektiven Parametern, wie beispielsweise der Schrittgeschwindigkeit, der Kadenzen, der Rumpffrotation oder der Dauer einer Drehung, können Aufschluss über das Gangbild und bei erneuter Messung über den Verlauf von Gangstörungen geben, sodass die individualisierte Anpassung eines Therapiekonzepts ermöglicht werden kann (Espay et al., 2016).

Insgesamt lässt sich sagen, dass durch TOMs erhobene Parameter im Vergleich zur klinischen Diagnostik anhand der UPDRS objektiver, reproduzierbarer und präziser sind (Espay et al., 2016; Weiss et al., 2014). Außerdem wurde bereits eine hohe Sensitivität und Spezifität (beides >85%) sowie eine hohe test-retest-Reliabilität dieser Messverfahren ermittelt (Mancini et al., 2016; Barth et al., 2012).

Macini et al. sehen in den Messungen und der Ermittlung der Parameter eine Möglichkeit, das Sturzrisiko von Erkrankten zu bestimmen und den Progress der Erkrankung aufzuzeichnen sowie die Forschung in Bezug auf die Ätiopathogenese und die Therapie voranzutreiben (Mancini et al., 2016).

2.5 Grundgedanke und Zielsetzung der Arbeit

Die bereits beschriebenen Gangbildveränderungen der Erkrankten führen zu einer massiven Einschränkung in deren täglichem Leben. Maetzler et al. beschrieben, dass die Beeinträchtigungen bezüglich des Gangbildes und der Balance die Unabhängigkeit der Erkrankten mindert (Maetzler et al., 2016).

Diese eingeschränkte Mobilität sowie die erhöhte Sturzgefahr und -frequenz sind Gründe für die Behinderung im täglichen Leben und haben darüber hinaus eine große Auswirkung auf die Lebensqualität der Erkrankten, sodass ihre Unabhängigkeit abnimmt (Schoneburg et al., 2013).

Auch wenn die Beziehung zwischen dem Schweregrad der Erkrankung und dem Verlust der Unabhängigkeit im alltäglichen Leben noch nicht ausreichend untersucht worden ist, so wurde jedoch bereits gezeigt, dass eines der belastendsten Symptome der Erkrankung die Verschlechterung des Gangbildes und damit einhergehend die Ausführung der davon abhängigen täglichen Tätigkeiten, wie beispielsweise die Hausarbeit oder das An- und Auskleiden, ist (Shulman et al., 2008).

In einer Umfrage von Schenkman et al. gaben die Erkrankten am häufigsten die Einschränkung ihrer Mobilität als schlimmsten Aspekt der Parkinson-Erkrankung an (Schenkman et al., 2002).

Das Ausführen einer zusätzlichen Tätigkeit während des Gehens, so zum Beispiel das Führen eines Gespräches oder das Tragen von Gegenständen, ist eine Situation, in der sich jeder Mensch täglich befindet. Im Falle einer Einschränkung bezüglich des Gehens wie beim Morbus Parkinson erhöht das Ausführen der zusätzlichen Tätigkeit das Risiko zu stürzen (Montero-Odasso et al., 2012; Yogev-Seligman et al., 2012; Priest et al., 2008; Verghese et al., 2002).

Die erhöhte Sturzgefahr entsteht dadurch, dass sich das Gangbild dahingehend verändert, dass sich eine größere Variabilität in den Bewegungen und eine zunehmende Asymmetrie zeigen, was in Ganganalysen gemessen werden kann (Plate et al., 2015; Yogev-Seligman et al., 2012; Plotnik et al., 2009; Plotnik et al., 2007).

Das Ziel der vorliegenden Studie ist es, Parameter oder Parameterkonstellationen zu finden, die einen Aussagewert über das Risiko eines zukünftigen Sturzes für das Individuum haben. Diese Parameter könnten anschließend verwendet werden, um das Eintreten eines Sturzes durch Prävention zu verhindern, indem die Gangsicherheit durch unterstützende Hilfsmittel oder durch Gehtraining verbessert und gewährleistet wird.

Für uns war es wichtig, eine Messsituation zu schaffen, in der die Probanden in ihrem eigenen Tempo und unbeeinflusst von den Messgeräten unter verschiedenen Bedingungen eine Strecke zurücklegen, um möglichst aussagekräftige Werte zu erhalten. Damit wir dies erreichen konnten, brauchten wir Messgeräte, die so viele Informationen wie möglich aufzeichnen ohne den Probanden während des Gehens zu stören, sodass wir die Mobility Lab-Sensoren zur Aufzeichnung der Bewegungen nutzten.

Des Weiteren haben wir versucht, durch motorische und kognitive Ablenkung zu eruieren, inwieweit sich das Gangbild der Probanden verändert, um dadurch zu erfahren, ob sich das Sturzrisiko der Probanden tatsächlich durch zusätzliche Tätigkeiten erhöht.

So kamen vorab diverse Fragen auf. Entsprechend der Zielsetzung stellte sich zu allererst die Frage, ob es anhand der hier verwendeten Messmethode Parameter gibt, die dabei helfen, das Sturzrisiko bestimmen zu können und durch welche Veränderungen der Gangparameter das Sturzrisiko überhaupt erhöht wird. Darüberhinaus war fraglich, ob DT einen Einfluss auf das Gangbild hat und ob verschiedene Aufgabenformen zu unterschiedlichen Veränderungen im Gangbild führen.

Ein Nebeneffekt, der auch anhand der gegenwärtigen Studie untersucht werden sollte, war, ob die Messmethode für den täglichen Klinikgebrauch praktikabel ist und ob man sie als präventive Untersuchung in den Klinikalltag einbauen kann.

Langfristig gesehen stellt sich zudem die Frage, ob sich die Sturzgefahr mindern lässt und ob sich diese Verbesserungen anhand der Messmethode erkennen lassen.

Fragestellungen auf einen Blick:

- Lassen sich Parameter erkennen, die bereits auf eine erhöhte Sturzgefahr hindeuten?
- Welche Gangbildveränderungen sind unter DT erkennbar?
- Welchen Einfluss haben verschiedene DT-Bedingungen?
- Wodurch wird die Sturzgefahr erhöht?
- Gibt es Parameter, die als Prädiktoren zur Bestimmung des Sturzrisikos dienen?
- Ist die Messmethode als präventive Untersuchung für den täglichen Klinikgebrauch praktikabel?

3. Material und Methode

3.1 Mobility Lab

Unsere Messungen führten wir mit dem Mobility Lab von APDM (Ambulatory Parkinson's Disease Monitoring) durch. Diese Technologie wurde 2007 zur Aufzeichnung von Bewegungen von Personen, die an Morbus Parkinson erkrankt sind, entwickelt, um die Beurteilung von Gang und Gleichgewicht zu optimieren und das Sammeln, Analysieren und Interpretieren von erhobenen Daten zu erleichtern (Mancini, 2011).

Das System besteht aus:

- insgesamt sechs Sensoren, die einen 3D-Akzelerometer, ein 3D-Gyroskop, ein 3D-Magnetometer und einen Temperatursensor enthalten,
- einer Docking Station zum Aufladen der Sensoren,
- einem Access Point zur Datenübertragung und Synchronisation,
- einer Software mit Testprotokollen, einer automatisierten Analyse und einem Datenreport.

Was ist ein Gyroskop?

Ein Gyroskop ist ein Sensor, der die Geschwindigkeit einer Rotationsbewegung messen kann. Er besteht aus drei senkrecht zueinander stehenden Sensoren, anhand derer man die Vektoren der Rotationsgeschwindigkeit messen kann. Daraus ergibt sich die Richtungsänderung eines Objektes (Gudehus, 2008).

Was ist ein Akzelerometer?

Akzelerometer (Beschleunigungsmesser) sind Messinstrumente zur Detektion von Winkelgeschwindigkeiten und Beschleunigungen eines Körpers oder von Körperteilen (Thiel, 2016). Sie dienen der Bestimmung der Intensität und der Dauer ein- oder mehraxialer Beschleunigungen (Gabrys, 2015).

Anhand dieser Technologie ist es möglich, menschliche Bewegungen mittels mehrerer, synchronisierter, kabelloser Sensoren aufzunehmen. Dabei beinhaltet sie zeitliche als auch räumliche Messungen. Die zeitlichen Messungen geben die Zeit wieder, die für ein ‚Gait event‘ gebraucht wird, beispielsweise die benötigte Zeit, in der ein Fuß den Boden berührt und wieder verlässt (initial and terminal contact). Diese Messungen führen die Gyroskope aus. Durch die Verknüpfung der empfangenen Signale lässt sich die Range of Motion einer Extremität oder des Rumpfes ermitteln. Die räumlichen Messungen werden mithilfe eines biomechanischen Modells berechnet.

3.1.1 Instrumented Walk Test (IWalk)

Die Auswertung der vorliegenden Arbeit beschäftigt sich mit der Ganganalyse anhand eines instrumentierten Tests, dem so genannten Instrumented Walk Test (IWalk). Dieser Test ist der ausführlichste zur Gangbildtestung, denn dieser Test ermöglicht die Erfassung von Eigenschaften, wie beispielsweise der Gangvariabilität oder der Gangasymmetrie, die in Tests über kürzere Strecken beziehungsweise einer kürzeren Messdauer nur unzureichend erfasst werden (Mancini, 2011). Während des IWalk werden die Bewegungen des ganzen Körpers (Beine, Arme, Rumpf), die Asymmetrie, die Variabilität und die Drehung aufgezeichnet.

3.1.2 Parameter

In der nachfolgenden Tabelle sind die Parameter mit deren Beschreibungen aufgeführt, die während einer Messung des IWalk erhoben werden können. Zudem lässt sich erkennen, in welcher Einheit der jeweilige Parameter angegeben wird.

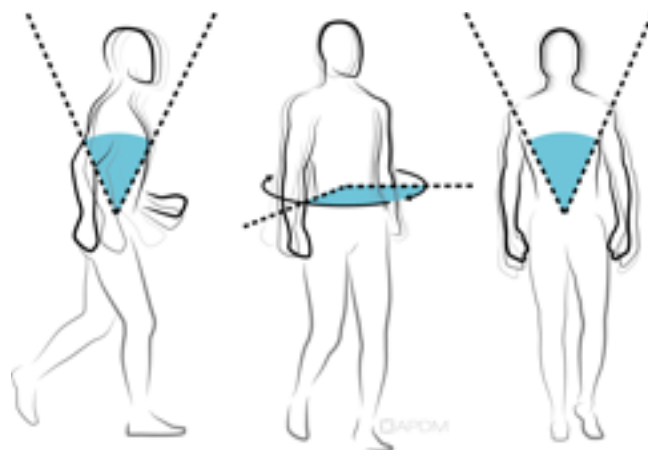
Tabelle 1: Erläuterungen der Parameter

Parameter	Einheit	Beschreibung
Stride Length (s. Abb. 2)	% of Subjects body height	Distance between two consecutive foot falls at the moments of initial contacts. Averaged for left and right side. The value is normalized for height.
Stride Velocity	% of Subjects height / second	Walking speed. Average of the right and the left sides.
Cadence	Steps / minute	Stepping rate.
Gait Cycle Time (GCT)	Time (sec)	Duration of a complete gait cycle
Double Support (s. Abb. 2)	% of GCT	Percentage of a gait cycle that either foot is on the ground
Gait Swing (s. Abb. 2)	% of GCT	Average percentage of a gait cycle that either foot is off the ground
Gait Stance (s. Abb. 2)	% of GCT	Average percentage of a gait cycle that either foot is on the ground
RoM Shank mean	Degrees	RoM of shanks, averaged of the left and the right sides
RoM Shank R	Degrees	RoM of right shank
RoM Shank L	Degrees	RoM of left shank

Peak Shank Velocity	Degrees / sec	Peak (95%) angular velocity of shanks. Average of the left and right sides.
Peak Shank Velocity R	Degrees / sec	Peak (95%) angular velocity of right shank.
Peak Shank Velocity L	Degrees / sec	Peak (95%) angular velocity of the left shank.
RoM Knee mean	Degrees	RoM of knees, averaged of the left and the right sides.
RoM Knee R	Degrees	RoM of right knee.
RoM Knee L	Degrees	RoM of left knee.
RoM Arm mean	Degrees	RoM of Arms during arm-swing. Average of the left and the right sides.
RoM Arm R	Degrees	RoM of right arm. Measures as the norm of 3D arm rotation vector.
RoM Arm L	Degrees	RoM of left arm. Measures as the norm of 3D arm rotation vector.
Peak Arm Swing Velocity	Degrees / sec	Peak (95%) angular velocity of arms. Average of the left and the right sides.
Peak Arm Swing Velocity R	Degrees / sec	Peak (95%) angular velocity of right arm. Measured es the norm of 3D angular velocity vector.
Peak Arm Swing Velocity L	Degrees / sec	Peak (95%) angular velocity of left arm. Measured es the norm of 3D angular velocity vector.
RoM Trunk sagittal (s. Abb. 1)	Degrees	RoM of trunk in sagittal plane.
RoM Trunk horizontal (s. Abb.1)	Degrees	RoM of trunk in horizontal plane.
RoM Trunk frontal (s. Abb. 1)	Degrees	RoM of trunk in frontal plane.
Stride length asymmetry	%	Mean asymmetry of the left and right stride lenght
Stride velocity asymmetry	%	Mean asymmetry of the left and the right stride velocities
Swing asymmetry	%	Mean asymmetry of the left and right swing (percentage of a gait cycle that either foot is off the ground)
Stance asymmetry	%	Mean asymmetry of the left and right stance (percentage of a gait cycle that either foot is on the ground)
Peak Shank Velocity Asymmetry	%	Mean asymmetry of the left and right shank velocities.

RoM Arm Asymmetry	%	Mean asymmetry of the left and right RoM of Arm.
Arm Symmetry Index	%	Arm Symbolic Symmetry Index.
Peak Arm Velocity Asymmetry	%	Mean asymmetry of the left and right arm swing velocities.
Phase Difference	%	The phase relationship between the left and right legs.
Phase Coordination Index	%	A measure of the consistency and accuracy in the generation of anti-phased left/right leg movements.

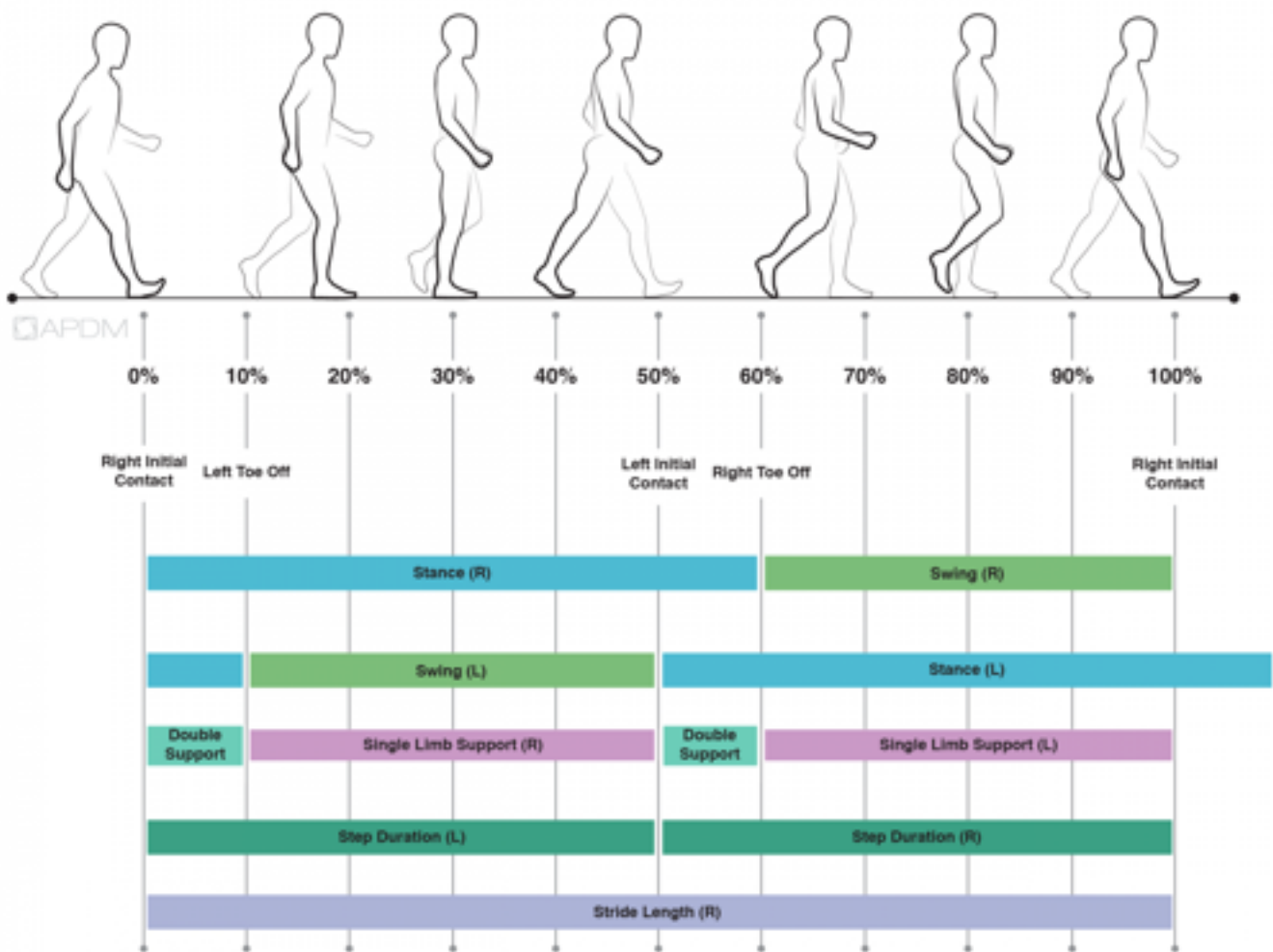
Quelle: Mobility Lab User's Guide - APDM, Inc., August 18, 2014.



Quelle: <https://www.apdm.com/wp-content/uploads/2015/05/02-Mobility-Lab-Whitepaper.pdf>

Abbildung 1: Die Rumpfschwankungen in den verschiedenen Ebenen. Abgebildet sind die Schwankungen in der sagittalen Ebene („RoM Trunk sagittal“), in der horizontalen Ebene („RoM Trunk horizontal“) und der frontalen Ebene („RoM Trunk frontal“).

Die Rumpfschwankungen werden in Grad angegeben.



Quelle: <https://www.apdm.com/wp-content/uploads/2015/05/02-Mobility-Lab-Whitepaper.pdf>

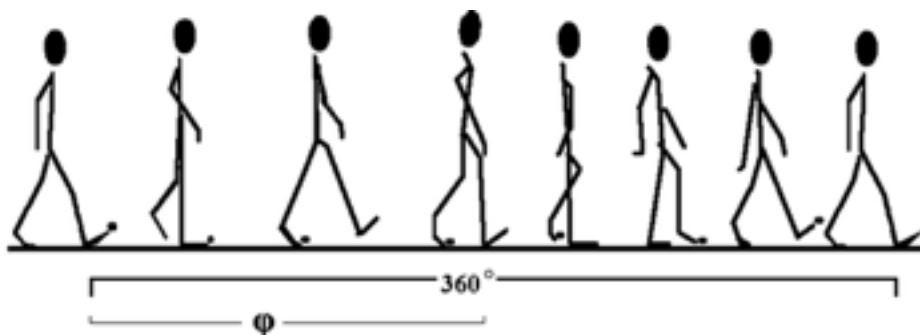
Abbildung 2: Der Gangzyklus. Darstellung der einzelnen Anteile, wie u.a. der Stance- und der Swing-Phase beider Beine, der Schrittdauer für das rechte und das linke Bein und der Schrittlänge des rechten Beines.

3.2 Was ist ein ‚Gait cycle‘ und was ist der ‚Phase Coordination Index‘?

Ein ‚Gait cycle‘ ist definiert als die Periode zwischen 2 konsekutiven initialen Kontakten der Ferse (heel-strike) eines Fußes mit dem Boden. Die ‚Stride time‘ ist somit die Zeit, die für einen ‚Gait cycle‘ benötigt wird. Die ‚Swing time‘ wird definiert als Zeit zwischen dem Anheben eines Fußes („toe off“) und dem Aufsetzen der Ferse („heel strike“) desselben Fußes auf den Boden (Plotnik et al., 2007)

Die Abbildung 3 stellt einen ganzen ‚Gait cycle‘ dar, hier verdeutlicht mit dem Punkt über einem Fuß. Eine Phase, gekennzeichnet als φ , ist der Anteil zwischen den aufeinanderfolgenden Bodenkontakten beider Füße (Plotnik et al., 2007). Die Phase korreliert somit mit der ‚Swing time‘ und sollte bei einem symmetrischen Gangbild, in dem die ‚Swing time‘ beider Beine circa gleich lang ist, einen Wert um 180° betragen (Koshnam et al., 2018).

Der ‚Phase Coordination Index‘ (=PCI) dient der Bewertung der bilateralen Koordination und entspricht der Variation der Phasen in aufeinanderfolgenden Schritten. Daraus ergibt sich, dass der ‚PCI‘ mit der Gangasymmetrie korreliert (Plotnik et al., 2007).



Quelle: Plotnik et al., 2007

Abbildung 3: Veranschaulichung des ‚Gait cycle‘ und des ‚PCI‘. Gesamter ‚Gait cycle‘ von 360° (durch einen Punkt über dem Fuß markiert) sowie der Phase φ , welche den Anteil von zwei aufeinanderfolgenden Bodenkontakten beider Füße darstellt. Bei einem symmetrischen Gangbild sollte $\varphi = 180^\circ$ betragen.

3.3 Untersuchungsablauf

Die Studie wurde von der Ethik-Kommission der Ärztekammer des Saarlandes geprüft und genehmigt (Kennnummer 190/15).

Die Untersuchung fand im Zeitraum vom Juni 2015 bis September 2017 in der Neurologie der Universitätsklinik Homburg statt.

Alle Probanden wurden vor der Untersuchung über die Vorgehensweise und den Zweck der Studie aufgeklärt und gaben ihre schriftliche Einwilligung. Zum Zeitpunkt der Untersuchung waren die Testpersonen in ihrer Mobilität nicht eingeschränkt.

3.3.1 Charakteristiken des Gesamtkollektivs

Die vorliegende Studie umfasst die Untersuchung des Gangbildes von insgesamt 82 Probanden. Das Durchschnittsalter des Gesamtkollektivs lag bei 64.7 Jahren. Das Mindestalter betrug 35 Jahre, das Höchstalter 82 Jahre.

Das Patientenkollektiv, welches insgesamt 47 Probanden umfasste, beinhaltete 31 männliche Probanden, deren Durchschnittsalter bei 65.0 Jahren lag sowie 16 weibliche Probandinnen mit einem Durchschnittsalter von 61.1 Jahren (siehe Tabelle 2).

In dem Kontrollkollektiv mit insgesamt 35 Probanden befanden sich 18 männliche Probanden mit dem Durchschnittsalter von 63.4 Jahren und 17 weibliche Probandinnen, die durchschnittlich 69.1 Jahre alt waren (siehe Tabelle 2).

Tabelle 2: Gruppenverteilung

	Patientengruppe		Kontrollgruppe	
	männlich	weiblich	männlich	weiblich
Geschlecht				
Anzahl	31	16	18	17
Alter im Mittelwert in Jahren (Standardabweichung)	65.0 (SD = 12.2)	61.1 (SD = 9.7)	63.4 (SD = 11.6)	69.1 (SD = 6.8)
Altersspanne (Jahre)	35 - 72	40 - 78	41 - 80	55 - 77

Die Probanden, die an einer Parkinson-Erkrankung leiden, sind Patienten aus der ambulanten Parkinson-Sprechstunde in der Neurologie der Universitätsklinik Homburg, Patienten in der stationären Behandlung der Universitätsklinik Homburg oder Mitglieder von Parkinson-Gruppen unter anderem des Roten Kreuzes.

Das Kontrollkollektiv setzt sich zum Teil aus den Angehörigen der Patienten, die zu ambulanten Terminen in der Parkinson-Sprechstunde erschienen, und aus Verwandten und Bekannten der Doktorandinnen zusammen.

3.3.2 Klinische Untersuchungen

Alle Untersuchten wurden vor Beginn der Messung nach Erkrankungen befragt, die das Untersuchungsergebnis der Ganganalyse verfälschen würden, sodass folgende Erkrankungen als Ausschlusskriterium galten: Muskuloskelettale Erkrankungen, rheumatische Erkrankung, Unfall- oder Operationsbedingte Einschränkungen im Bewegungsapparat, neurologische Vorerkrankungen (bis auf die Parkinson-Erkrankungen), Gleichgewichtsstörungen, starke Seheinschränkungen, starke Hörbeeinträchtigung, ausgeprägte Herz- und Kreislaufschwäche und starke Lungenfunktionseinschränkungen.

Des Weiteren wurden sowohl das Patienten- als auch das Kontrollkollektiv motorisch untersucht, wobei wir uns an dem III. Abschnitt -Motorische Untersuchung- der UPDRS (Unified Parkinson's Disease Rating Scale) orientierten und so einen vergleichbaren Wert zur Ermittlung der Motorik aller Probanden erhielten. Bei dieser Untersuchung beurteilt man die Sprache, den Gesichtsausdruck, einen möglichen Ruhe- und / oder Aktions- und Haltetremor, eine mögliche Rigidität, rasch wechselnde Bewegungen der Hände und Beine, die Haltung, den Gang, die Haltungsstabilität sowie eine eventuelle Brady- und Hypokinesie. In jeder Kategorie sind null bis vier Punkte zu vergeben und man beurteilt die Kategorien nach den Kriterien ‚fehlt‘, ‚leicht‘, ‚mäßig‘, ‚ausgeprägt‘ und ‚stark‘ bzw. ‚kann die Aufgabe kaum ausführen‘. Je höher die Punktzahl des UPDRS ist, desto größer ist die motorische Beeinträchtigung des Patienten.

Das Stadium der Erkrankung des Patientenkollektiv wurde darüber hinaus nach der Stadieneinteilung nach Hoehn & Yahr (modifizierte Version) beurteilt.

Stadium 0	Keine Anzeichen der Erkrankung
Stadium 1	Einseitige Erkrankung
Stadium 1.5	Einseitige Erkrankung und axiale Beteiligung
Stadium 2	Beidseitige Erkrankung ohne Gleichgewichtsstörung
Stadium 2.5	Leichte beidseitige Erkrankung mit Ausgleich beim Zugtest
Stadium 3	Leichte bis mäßige beidseitige Erkrankung: Leichte Haltungsinstabilität; körperlich unabhängig
Stadium 4	Starke Behinderung, kann noch ohne Hilfe laufen und stehen
Stadium 5	Ohne Hilfe an Rollstuhl gefesselt oder bettlägerig

Anschließend mussten alle Probanden einen MoCA-Test (Montreal Cognitive Assessment) zur Darstellung der kognitiven Fähigkeiten durchführen und anhand der Fragen der STRATIFY Scale wurde das Sturzrisiko der Probanden anamnestisch ermittelt.

Der MoCA-Test ist einer von zahlreichen neuropsychologischen Screeningtests, welcher die kognitiven Fähigkeiten eines Probanden bewerten soll.

Beim MoCA-Test werden Sprache, visuokonstruktive Fähigkeiten, Rechnen, Erinnerung, Aufmerksamkeit, konzeptuelles Denken und die exekutive Funktion geprüft. Die Durchführung dauert etwa zehn Minuten. Die maximal zu erreichende Punktezahl beträgt 30. Bei weniger als 26 Punkte ist von einer kognitiven Beeinträchtigung auszugehen.

Der STRATIFY (St. Thomas Risk Assessment Tool in Falling Elderly Inpatients)-Bewertungsbogen ist ein von Oliver et al. konzipierter Fragebogen, welcher die Sturzgefahr von älteren Patienten vorhersagen soll (Oliver et al., 1997). Der Fragebogen beinhaltet folgende Kriterien: Stürze in den vergangenen zwei Monaten, Agitiertheit, visuelle Einschränkungen, häufiges Aufsuchen der Toilette und Selbstständigkeit beim Transfer und in der Mobilität. Die maximale Punktezahl beträgt fünf Punkte. Je mehr Punkte ein Patient erhält, desto höher ist sein Sturzrisiko, wobei ein Ergebnis ab zwei Punkten bereits mit einem erhöhten Sturzrisiko einhergeht (Oliver et al., 1997).

3.3.3 Aufzeichnung des Gangbildes

Zur Durchführung der Ganganalyse haben wir Mobility Lab, ein Accelerometer-Messsystem der Firma APDM, verwendet, wobei 6 Sensoren an dem Körper des Probanden mit Klettverschlussgurten befestigt wurden. Dabei wurden jeweils ein Sensor an jedem Arm oberhalb des Handgelenkes, ein Sensor auf Höhe des Sternums, ein Sensor auf Hüfthöhe und jeweils ein Sensor an jedem Bein oberhalb des Sprunggelenkes angebracht.

Die Ganganalyse wurde mit zwei Untersuchungsmethoden in jeweils drei Durchgängen unter verschiedenen Bedingungen durchgeführt. Diese Bedingungen umfassten zum einen das Gehen ohne jegliche Ablenkung und anschließend zwei weitere Messungen mit jeweils einer kognitiven, in Form einer auditiven Ablenkung, und einer motorischen Aufgabe.

Anzumerken ist, dass es dabei nicht darauf ankam, dass die Probanden in den gestellten Aufgaben gute und korrekte Ergebnisse erzielten, sondern, dass sie vom Vorgang des Gehens abgelenkt wurden.

Vor jeder Messung wurde dem Probanden der genaue Ablauf der jeweiligen Messung erklärt, ihm Markierungen und Gehstrecken gezeigt und die gestellte motorische Aufgabe vorgeführt.

Zwischen allen Messungen gab es kurze Pausen, in denen die Werte, die während der Messungen erhoben wurden, synchronisiert und im Messprogramm gespeichert wurden. Die Synchronisation diente der Einstellung der Sensoren auf die gleiche Zeit. Die Pausen reichten von ungefähr einer halben Minute bis zu drei Minuten, in denen die Probanden Gelegenheit hatten, sich hinzusetzen und sich auf die nächste Messung vorzubereiten. Die Abfolge der verschiedenen Messungen wurde stets variiert, um systematische Fehler zu vermeiden.

3.3.3.1 Durchführung des IWalk

Im IWalk-Test mussten die Testpersonen zwei Minuten in einem von ihnen gewählten Tempo gehen. Dabei gab es drei verschiedene Untersuchungsbedingungen. Bei einer Messung wurde die Strecke ohne Ablenkung zurückgelegt. In einer weiteren mussten die Probanden eine motorische Aufgabe ausführen, die beinhaltete, dass die Probanden fünf Metallringe von den Fingern der einen Hand auf die der anderen Hand umsteckten. Dabei war es wichtig, dass die Ringe während der gesamten Messzeit von den Fingern der einen auf die Finger der anderen Hand umgesteckt wurden.

Eine weitere Untersuchungsbedingung bestand aus einer kognitiven Ablenkung, bei der die Probanden durch eine Höraufgabe abgelenkt wurden. Vor der Messung bekamen sie einen mp3-Player, auf dem ein Text eingesprochen wurde. Die Testpersonen wurden dazu aufgefordert, während des Gehens diesen Text über einen Kopfhörer anzuhören und währenddessen mitzuzählen, wie häufig ein bestimmtes Wort genannt wurde.

Auch hier wurde die Reihenfolge der Messdurchgänge unter den verschiedenen Untersuchungsbedingungen variiert.

3.3.3.2 Weitere Messungen

Neben dem IWalk wurden noch weitere Untersuchungen durchgeführt, deren Auswertung Gegenstand weiterer Arbeiten sein wird.

Zum einen wurde beim ‚Timed up and Go‘-Test (ITUG) das Gangbild während einer Gehstrecke von etwa sieben Metern gemessen. Dies erfolgte unter der Normalbedingung sowie unter einer motorischen und einer kognitiven Ablenkung. Die motorische Ablenkung war identisch zu der beim IWalk verwendeten. Bei der kognitiven Ablenkung sollte eine fortlaufende Subtraktion durchgeführt werden.

Zum anderen führten wir den Test ‚ISway‘ zur Messung der Schwingungen der Körperachsen und der posturalen Kontrolle im Stand auf einer Posturographieplatte durch. Auch diese Messung wurde unter verschiedenen DT-Bedingungen durchgeführt.

3.4 Vorgehen der statistischen Auswertung

Die statistische Auswertung führte ich mit beratender Unterstützung von Dr. rer. nat. Magdalene Ortmann, Beraterin für medizinische Statistik und Forschungsmethodik und Wissenschaftslektorin, durch.

Durch die Gangbildanalysen ergab sich eine Vielzahl an Parametern, von denen einige, die besonders bedeutsame Merkmale trugen, ausführlicher untersucht wurden.

Die statistische Analyse erfolgte dabei nach folgender Vorgehensweise:

Anfangs wurden die Variablen auf Normalverteilung geprüft. Hierbei wurden die Schiefe und Breite, das Histogramm und der Kolmogorow-Smirnow-Test geprüft.

Anschließend wurde eine mixed model ANOVA mit dem within-Faktor (Bedingung) und zwei between-Faktoren (Gruppe, Geschlecht) durchgeführt. Im Falle einer signifikanten 3-fach-Interaktion wurden hierarchisch absteigend weitere mixed model ANOVAs für die Untersuchung der zweifach-Interaktionen (,Bedingung x Gruppe', ,Bedingung x Geschlecht') gerechnet und im Falle einer Signifikanz eine repeated measures-ANOVA mit dem Faktor ,Bedingung' angeschlossen. Dreistufige Haupteffekte (Haupteffekt ,Bedingung') wurden mit gepaarten T-Tests differenziert, wohingegen zweistufige Faktoren (Geschlecht und Bedingung) anhand der Mittelwerte interpretiert wurden. Zur Durchführung weiterer post hoc-Vergleiche erfolgten ungepaarte T-Tests. Explorative Analysen in den post hoc-Vergleichen wurden für multiple Vergleiche Bonferroni korrigiert ($\alpha / \text{Anzahl der Vergleiche} = p_{\text{crit}}$), die p_{crit} -Werte werden bei den jeweiligen Parametern angegeben und können zum Teil variieren. Die Gleichheit der Varianzen wurde anhand des Mauchly-Tests auf Sphärizität (ANOVA) bzw. durch Levenes Test der Varianzgleichheit (T-Test) getestet und entsprechend korrigiert.

Danach erfolgte für die gepaarten T-Tests sowie die zweistufigen Haupteffekte eine Berechnung der Effektstärke. Für die T-Tests ist bei einer Effektstärke von $r = 0.1$ von einem kleinen Effekt, bei $r = 0.3$ von einem mittleren Effekt und bei $r = 0.5$ von einem großen Effekt auszugehen. Eine Effektstärke von $\text{Eta}^2_p = 0.01$ bei den Haupteffekten entspricht einem kleinen Effekt, $\text{Eta}^2_p = 0.06$ einem mittleren Effekt und $\text{Eta}^2_p = 0.14$ einem starken Effekt. Während r nach der Formel $r = \sqrt{(t^2/(t^2+df))}$ berechnet wurde, wurde Eta^2_p von SPSS berechnet.

Zur Prüfung, ob eine innere Norm vorliegt, wurden die absoluten Werte der einzelnen Bedingungen im Verhältnis zueinander berechnet. Hierbei wurde die Normalbedingung jedes Probanden als Referenzwert genutzt und relativ zu den Werten des jeweiligen Probanden unter den DT-Bedingungen berechnet. Im Anschluss wurde mit den relativen Werten in logarithmierter Form ($\log(\text{DT-Bedingung}/\text{Normalbedingung})$), um bei gegenteiligen Effekten eine falsche Interpretation zu vermeiden, erneut eine mixed model ANOVA durchgeführt und die Ergebnisse zudem als Boxplots (siehe Anhang Seite 94-97, Abbildung 12-19) dargestellt.

Um zu untersuchen, inwieweit die erhobenen UPDRS-Scores der Parkinsonpatienten sowie der MoCA-Ergebnisse der beiden Kollektive mit den gemessenen Gangbildparametern in Verbindung stehen, wurden multiple lineare Regressionen berechnet.

Da der Datensatz mit 47 Parkinsonpatienten und 35 Kontrollprobanden für die Prüfung multipler Prädiktoren recht klein war, wurde ein hierarchisches Vorgehen ausgewählt. Für jedes Maß wurde initial eine einzelne multiple Regression mit UPDRS beziehungsweise dem MoCA-Ergebnis als Kriteriumsvariable und den 3 Testbedingungen (Normalbedingung, auditive Ablenkung, motorische Ablenkung) als Prädiktoren gerechnet. Hierbei wurde ein schrittweise-Rückwärts-Verfahren ausgewählt. Die dabei als signifikant identifizierten Prädiktoren aller Maße wurde danach in einer abschließenden multiplen Regression noch einmal zusammen als Prädiktoren getestet. Zudem wurde eine genaue Diagnostik für die Modellgüte sowie möglicher Multikollinearität zwischen den Prädiktoren durchgeführt.

In den folgenden Ausführungen der einzelnen Parameter wird jeweils zu Beginn die deskriptive Statistik gezeigt, die im weiteren Verlauf anhand der genannten Berechnungen untersucht und beschrieben wird. Die ergänzenden Abbildungen dienen der Veranschaulichung der Ergebnisse, dabei entsprechen drei Sterne (***) einer Signifikanz von $p \leq 0.001$, zwei Sterne (**) einer Signifikanz von $p \leq 0.01$ und ein Stern (*) einer Signifikanz von $p \leq 0.05$.

4. Ergebnisse

4.1. Ergebnisse der klinischen Untersuchungen

Wie bereits in Kapitel 3.3.2 geschildert, wurden vor den Gangbildanalysen klinische Untersuchungen und Tests durchgeführt. Dabei diente der UPDRS und der Hoehn & Yahr-Score der Objektivierung des Erkrankungsstadiums, das Sturzrisiko sollte mit dem STRATIFY-Score erfasst werden und der MoCA-Test diente als Maß der kognitiven Fähigkeiten aller Probanden.

Die Erfassung des UPDRS bei den Parkinsonpatienten ergab folgende Ergebnisse (siehe Tabelle 3): Im Patientenkollektiv zeigte sich ein durchschnittlicher UPDRS-Wert von 16.5 (SD = 11.7; Minimum = 1 Punkt; Maximum = 45 Punkte). Die Untersuchung der erkrankten Frauen erbrachte einen Durchschnittswert von 17.6 (SD = 14.4; Minimum = 2 Punkte; Maximum 45 Punkte) und die UPDRS-Erhebung der erkrankten Männer ergab einen Durchschnittswert von 16.0 (SD = 10.3; Minimum = 1 Punkt; Maximum = 40 Punkte).

Tabelle 3: UPDRS - Ergebnisse

	männliche Parkinsonpatienten	weibliche Parkinsonpatienten	Patientenkollektiv gesamt
Mittelwert (SD)	16.0 (10.3)	17.6 (14.4)	16.5 (11.7)
Minimum	1	2	1
Maximum	40	45	45

Bei der Erhebung des Hoehn & Yahr-Scores ergab sich für das weibliche Patientenkollektiv ein Mittelwert von 1.8 (SD = 0.9) und für das männliche Patientenkollektiv ein Mittelwert von 1.6 (SD = 0.7). Das gesamte Patientenkollektiv wies einen Mittelwert von 1.7 (SD = 0.7) auf.

Tabelle 4: Ergebnisse des Hoehn & Yahr-Scores

	männliche Parkinsonpatienten	weibliche Parkinsonpatienten	Patientenkollektiv gesamt
Mittelwert (SD)	1.6 (SD = 0.7)	1.8 (SD = 0.9)	1.7 (SD = 0.7)
Minimum	0	1	0
Maximum	2.5	3	3

Für das Patientenkollektiv ergab sich im MoCA-Test ein Mittelwert von 23.4 (SD = 3.6). Erkrankte Frauen erreichten einen Mittelwert von 23.7 (SD = 3.2), erkrankte Männer einen Mittelwert von 23.3 (SD = 3.9). Das Kontrollkollektiv zeigte einen durchschnittlichen Wert von 26.7 (SD = 3.1), wobei die Männer einen Wert von 26.8 (SD = 2.9) und die Frauen einen durchschnittlichen Wert von 26.5 (SD = 3.3) aufwiesen. Somit ergab sich ein signifikant besseres Ergebnis für das Kontrollkollektiv ($t(78.1) = 4.9, p < 0.001$).

Tabelle 5: Ergebnisse des MoCA-Tests

	Patientenkollektiv			Kontrollkollektiv		
	männlich	weiblich	gesamt	männlich	weiblich	gesamt
Mittelwert (SD)	23.3 (SD = 3.9)	23.7 (SD = 3.2)	23.4 (SD = 3.6)	26.8 (SD = 2.9)	26.5 (SD = 3.3)	26.7 (SD = 3.1)
Minimum	14	16	14	21	20	20
Maximum	30	29	30	30	30	30

Bei dem anamnestisch ermittelten Sturzrisiko mittels der STRATIFY-Scale zeigte sich für die Patientengruppe ein Mittelwert von 1.9 (SD = 0.7) (Männer: Mittelwert 1.8, SD = 0.7; Frauen: Mittelwert 2.1, SD = 0.8) und für die Kontrollgruppe ein Mittelwert von 1.4 (SD = 0.5) (Männer: Mittelwert 1.4, SD = 0.5; Frauen: Mittelwert 1.3, SD = 0.5). Damit lag das anamnestisch ermittelte Sturzrisiko des Patientenkollektivs über dem des Kontrollkollektivs ($t(78.9) = 4.0, p < 0.001$).

Tabelle 6: Ergebnisse der STRATIFY-Scale

	Patientenkollektiv			Kontrollkollektiv		
	männlich	weiblich	gesamt	männlich	weiblich	gesamt
Mittelwert (SD)	1.8 (SD = 0.7)	2.1 (SD = 0.8)	1.9 (SD = 0.7)	1.4 (SD = 0.5)	1.3 (SD = 0.5)	1.4 (SD = 0.5)
Minimum	1	1	1	1	1	1
Maximum	3	3	3	2	2	2

4.2 ‚Stride length‘

Die Schrittlänge ist definiert als die Länge zwischen zwei konsekutiven initialen Kontakten der Ferse (heel-strike) eines Fußes mit dem Boden und ist der Durchschnittswert des rechten und linken Fußes. Der Wert wird relativ zur Körpergröße in Prozent der Körpergröße angegeben. In Kapitel 3.1.2 wird in Abbildung 2 die ‚Stride length‘ schematisch veranschaulicht.

Die Mittelwerte der Schrittlänge mit deren Standardabweichungen (SD) für die jeweiligen Kollektive sind als Gesamtwerte sowie getrennt nach den Geschlechtern in Tabelle 7 dargestellt.

Tabelle 7: ‚Stride length‘ in Prozent der Körpergröße (%)

		Kontrollkollektiv			Patientenkollektiv		
		männlich	weiblich	Gesamt	männlich	weiblich	Gesamt
Normal- bedingung	Mittelwert	86.36	84.34	85.38	80.28	76.77	79.08
	SD	4.53	5.18	4.89	6.48	10.98	834
	N	18	17	35	31	16	47
Auditive Ablenkung	Mittelwert	85.70	83.57	84.67	78.80	74.50	77.34
	SD	4.98	6.47	5.77	7.09	11.70	9.03
	N	18	17	35	31	16	47
Motorische Ablenkung	Mittelwert	86.03	83.76	84.93	78.18	74.83	77.04
	SD	4.97	5.62	5.34	7.83	12.92	9.85
	N	18	17	35	31	16	47

In der Analyse der drei Bedingungen (Untersuchung des Haupteffektes ‚Bedingung‘) ließ sich feststellen, dass sich die Schrittlänge unter den verschiedenen Bedingungen unabhängig von der Gruppe und dem Geschlecht veränderte ($F(1.72, 134.04) = 11.46, p < 0.001$).

In der genaueren Betrachtung dieser Veränderungen zeigte sich, dass sich die Schrittlänge unter den drei Bedingungen in den beiden Gruppen unterschiedlich darstellte (2-fach Interaktion ‚Bedingung x Gruppe‘) und sich für die Gruppen somit ein signifikanter Unterschied der Schrittlängen unter Ausübung des DT nachweisen ließ ($F(1.72, 134.04) = 3.53, p = 0.039$).

So ergab sich im Patientenkollektiv, dass sich die Schrittlängen unter DT unterschieden ($F(1.59, 72.96) = 12.00, p < 0.001, \text{Eta}^2_p = 0.21$; siehe Abbildung 4a), die Ausübung von DT im Kontrollkollektiv dagegen keinen Einfluss auf die Schrittlänge hatte ($F(2, 68) = 2.52, p = 0.088$).

Ergänzende post hoc-Tests ergaben für das Patientenkollektiv sowohl einen signifikanten Unterschied zwischen der Normalbedingung und der auditiven Ablenkung ($t(46) = 4.46$, $p < 0.001$, $r = 0.55$), als auch zwischen der Normalbedingung und der motorischen Ablenkung ($t(46) = 3.69$, $p < 0.001$, $r = 0.48$).

Zwischen den beiden Arten der Ablenkung zeigte sich kein signifikanter Unterschied ($t(46) = 0.78$, $p = 0.44$).

Diese Ergebnisse werden in Abbildung 4a veranschaulicht, indem die signifikanten Unterschiede zwischen der Schrittlänge unter der Normalbedingung und der Schrittlänge unter den beiden Ablenkungen deutlich werden (Signifikanz von $p \leq 0.001$ (***) , siehe Kapitel 3.4). Die Art der DT-Aufgabe hatte dabei keinen Einfluss.

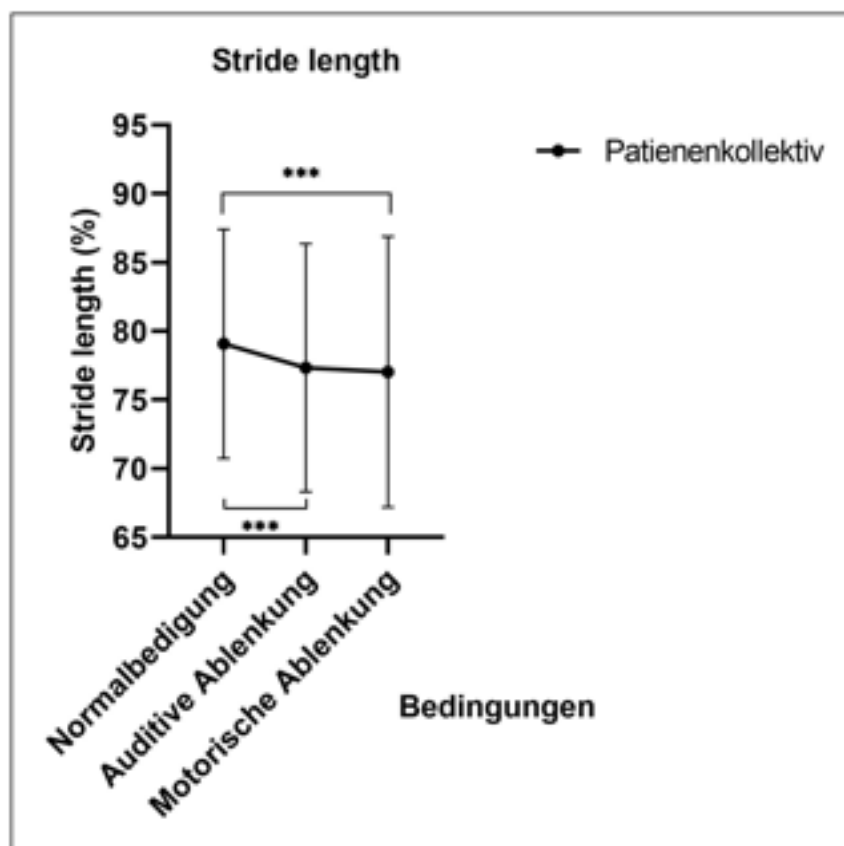


Abbildung 4a: Schrittlängen des Patientenkollektivs unter den verschiedenen Bedingungen (Haupteffekt ‚Bedingung‘). Deutlich wird eine Abnahme der Schrittlänge unter den DT-Bedingungen im Vergleich zu der Normalbedingung. Zwischen den einzelnen DT-Bedingungen liegt kein signifikanter Unterschied vor. Innerhalb der Kontrollgruppe bestand kein Unterschied der Schrittlängen unter den verschiedenen Bedingungen.

Anhand einer weiteren Untersuchung mittels unabhängiger T-Tests wurde außerdem deutlich, dass die Schrittlänge der Parkinsonpatienten unter der Normalbedingung ($t(76.28) = 4.28, p < 0.001$), unter der auditiven Ablenkung ($t(78.36) = 4.47, p < 0.001$) sowie unter der motorischen Ablenkung ($t(73.92) = 4.65, p < 0.001$) signifikant geringer war als die der Kontrollprobanden (siehe Abbildung 4b).

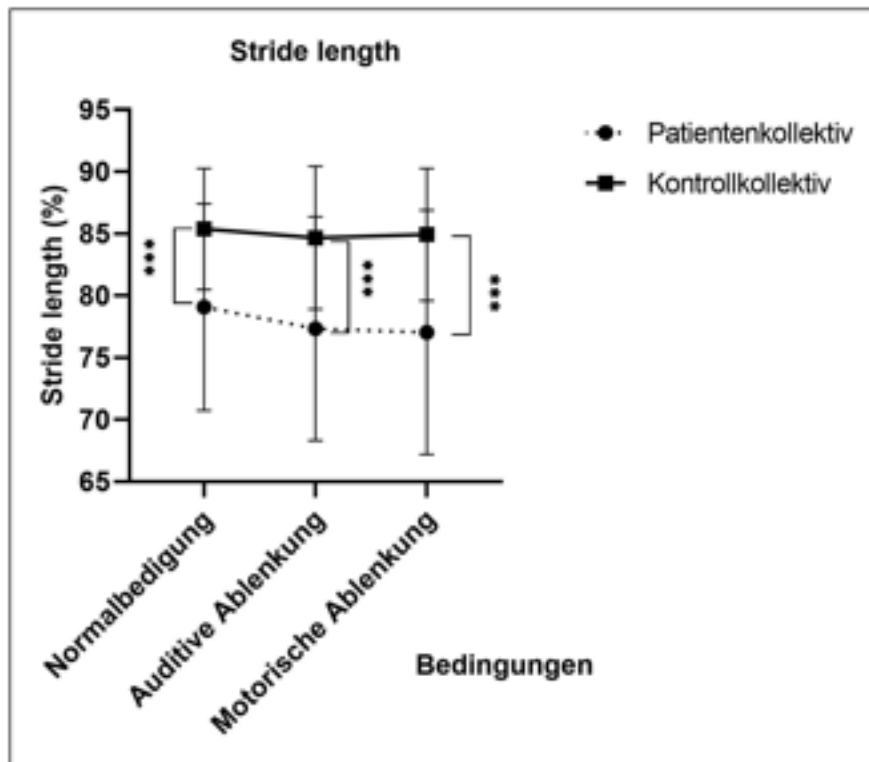


Abbildung 4b: Schrittlängen beider Kollektive unter den verschiedenen Bedingungen (‚Bedingung x Gruppe‘). Unter jeder Bedingung wiesen die Kontrollprobanden eine größere Schrittlänge als das Patientenkollektiv auf.

In der Untersuchung der Schrittlänge lagen keine Unterschiede zwischen den Geschlechtern vor. Ebenfalls die Untersuchung der Schrittlänge in Abhängigkeit der Bedingung, der Gruppe und des Geschlechts (mixed model ANOVA mit Untersuchung der 3-fach-Interaktion ‚Bedingung x Gruppe x Geschlecht‘), in der der Einfluss aller Faktoren zusammen geprüft wird, verblieb ohne Signifikanz.

4.3 ‚Stride velocity‘

Die ‚Stride velocity‘ (= Schrittgeschwindigkeit) wird definiert als Strecke in Metern, die pro Zeiteinheit (Sekunde) zurückgelegt wird. Dabei wird sie proportional zur Körpergröße gemessen und in % / sec angegeben.

Die Mittelwerte mit deren Standardabweichungen (SD) beider Gruppen sind nach Geschlecht getrennt für die jeweiligen Bedingungen in Tabelle 8 angegeben.

Tabelle 8: ‚Stride velocity‘ in Prozent pro Sekunde (% / sec)

		Kontrollkollektiv			Patientenkollektiv		
		männlich	weiblich	Gesamt	männlich	weiblich	Gesamt
Normal- bedingung	Mittelwert	79,87	82,65	81,22	76,09	76,90	76,36
	SD	7,57	7,86	7,73	10,14	13,43	11,22
	N	18	17	35	31	16	47
Auditive Ablenkung	Mittelwert	77,96	79,07	78,50	73,08	71,29	72,47
	SD	9,22	9,95	9,46	10,11	14,75	11,76
	N	18	17	35	31	16	47
Motorische Ablenkung	Mittelwert	79,28	80,62	79,93	72,29	71,97	72,18
	SD	8,27	9,69	8,88	10,82	15,15	12,30
	N	18	17	35	31	16	47

In der Untersuchung der Schrittgeschwindigkeit konnte ein signifikanter Einfluss der Bedingungen unabhängig von der Gruppe oder dem Geschlecht nachgewiesen werden ($F(2, 156) = 29.442, p < 0.001$).

Für beiden Gruppen ließen sich dabei unterschiedliche Effekte der Bedingungen feststellen, sodass hier ein signifikanter Unterschied der Schrittgeschwindigkeit beider Gruppe unter Ausübung des IWalk unter den verschiedenen Bedingungen zu erkennen war (Untersuchung der 2-fach-Interaktion ‚Bedingung x Gruppe‘ $F(2, 156) = 4.896, p = 0.009$).

Innerhalb des Patientenkollektivs zeigte sich, dass sowohl zwischen der Normalbedingung und der auditiven Ablenkung ($t(46) = 6.632$, $p < 0.001$, $r = 0.7$) als auch zwischen der Normalbedingung und der motorischen Ablenkung ($t(46) = 5.517$, $p < 0.001$, $r = 0.63$) ein Unterschied vorlag. Unter beiden Formen der Ablenkung nahm die Schrittgeschwindigkeit der Parkinsonpatienten signifikant ab, wobei zwischen der auditiven Ablenkung und der motorischen Ablenkung kein signifikanter Unterschied zu identifizieren war ($t(46) = 0.487$, $p = 0.629$).

Diese Veränderungen der Schrittgeschwindigkeiten unter den einzelnen Bedingungen werden in der Abbildung 5a dargestellt.

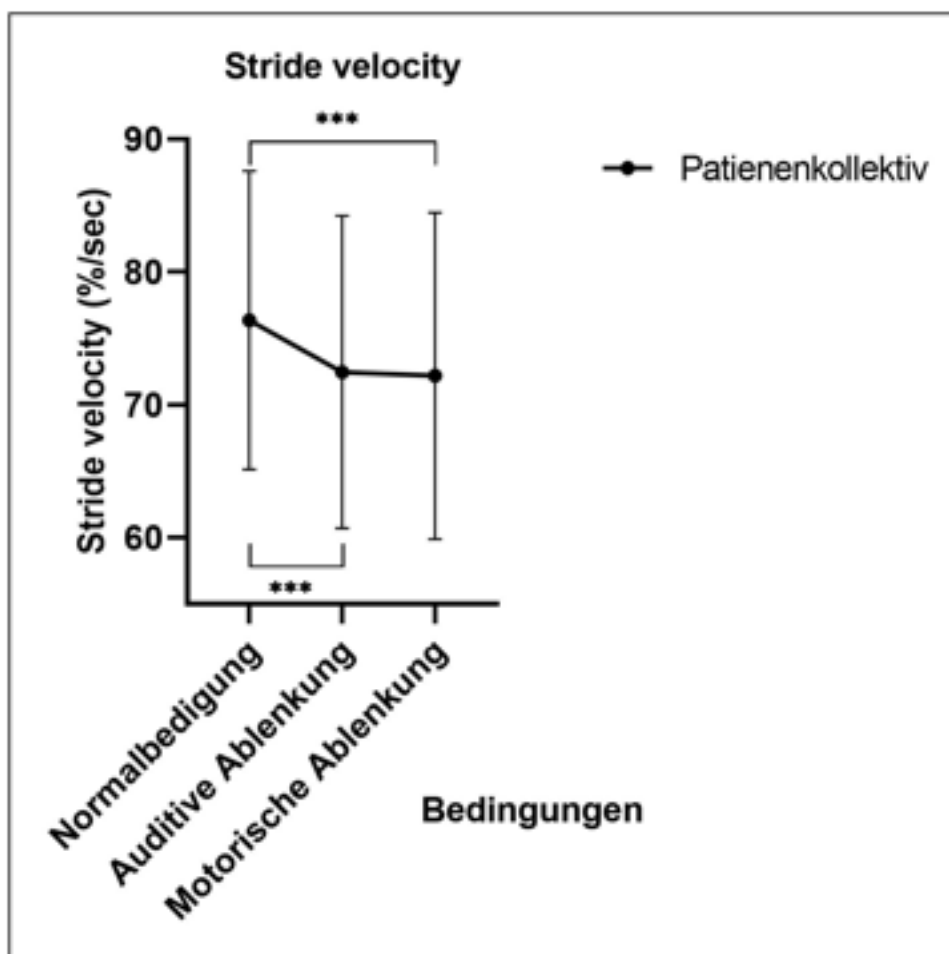


Abbildung 5a: Schrittgeschwindigkeit des Patientenkollektivs unter den verschiedenen Bedingungen (Haupteffekt ‚Bedingung‘). Im Vergleich zur Schrittgeschwindigkeit unter der Normalbedingung nimmt diese unter den DT-Bedingungen ab. Dabei ergab sich eine Signifikanz von $p \leq 0.001$. Die Schrittgeschwindigkeiten unter den beiden Arten der Ablenkung wiesen keine signifikanten Unterschiede auf.

Auch hatten die Bedingungen einen Einfluss auf die Schrittgeschwindigkeit der Kontrollprobanden ($F(2, 68) = 8.12, p = 0.001, \eta^2_p = 0.193$, siehe Abbildung 5b).

Unter der auditiven Ablenkung kam es im Vergleich zur Normalbedingung zu einem Abfall der Schrittgeschwindigkeit ($t(34) = 3.915, p < 0.001, r = 0.56$). Zwischen der Normalbedingung und der motorischen Ablenkung ergab sich kein Unterschied ($t(34) = 1.99, p = 0.054$). Ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Formen der Ablenkung zeigte sich wie auch in der Patientengruppe nicht ($t(34) = 2.095, p = 0.44$). Diese Ergebnisse werden in der folgenden Abbildung 5b dargestellt.

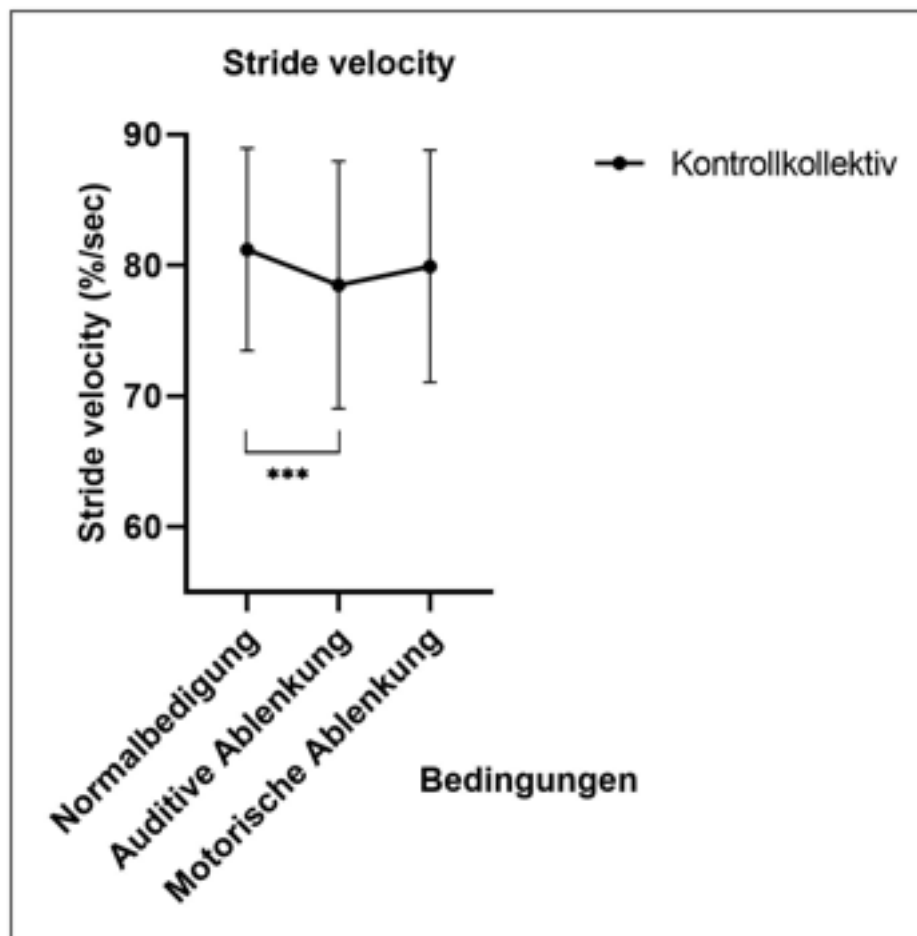


Abbildung 5b: Schrittgeschwindigkeiten des Kontrollkollektivs unter den verschiedenen Bedingungen (Untersuchung des Haupteffekts ‚Bedingung‘). Unter der auditiven Ablenkung ergab sich im Vergleich zur Normalbedingung eine signifikante Abnahme. Die Schrittgeschwindigkeit unter der motorischen Ablenkung zeigte keinen Unterschied sowohl im Vergleich zur auditiven Ablenkung als auch im Vergleich zur Normalbedingung.

Ergänzende unabhängige T-Tests ergaben, dass sich die Schrittgeschwindigkeiten der beiden Gruppen unter der Normalbedingung ($t(79.576) = 2.319$, $p = 0.023$), unter der auditiven Ablenkung ($t(80) = 2.489$, $p = 0.015$) sowie unter der motorischen Ablenkung ($t(79.94) = 3.313$, $p = 0.001$) signifikant voneinander unterschieden. Die Schrittgeschwindigkeiten der Parkinsonpatienten war unter jeder Bedingung geringer als die des Kontrollkollektivs (siehe Abbildung 5c).

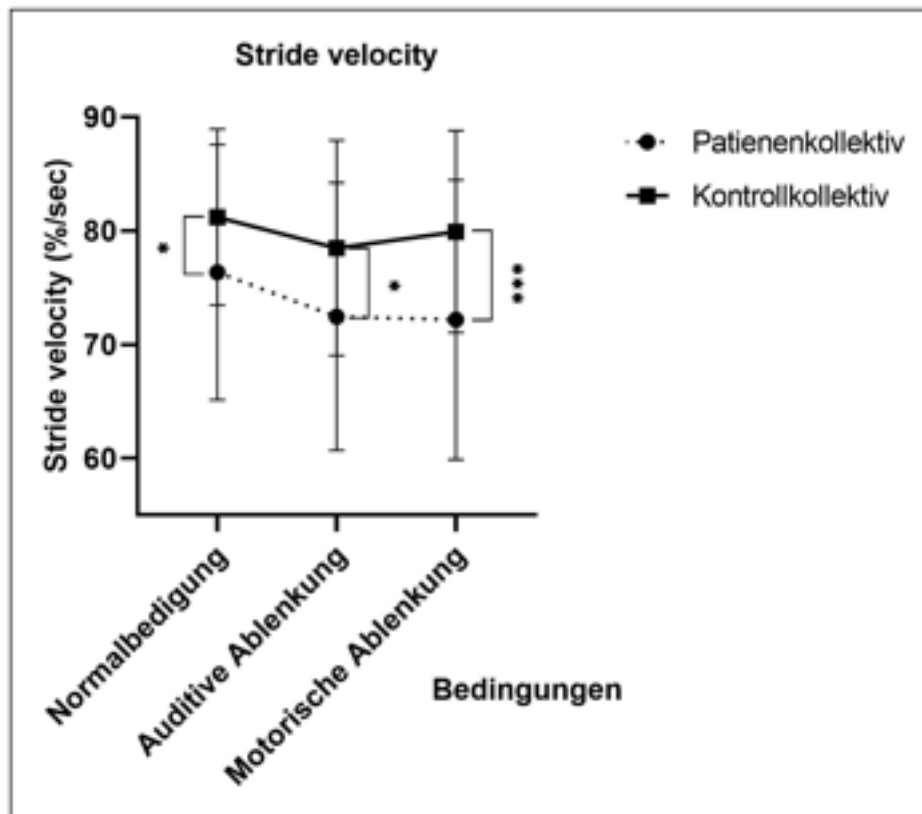


Abbildung 5c: Unterschiede der Schrittgeschwindigkeit beider Kollektive unter den drei Bedingungen (,Bedingung x Gruppe'; Untersuchung der Unterschiede beider Gruppe mittels unabhängiger T-Tests). Unter allen Bedingungen liegt die Schrittgeschwindigkeit des Kontrollkollektivs über dem des Patientenkollektivs.

Ein geschlechtsspezifischer Unterschied der Schrittgeschwindigkeit unter den verschiedenen Bedingungen (,Bedingung x Geschlecht') konnte nicht nachgewiesen werden ($F(2, 156) = 2.426$, $p = 0.092$).

Ebenfalls verblieb die Untersuchung des Einflusses aller Faktoren zusammen (3-fach-Interaktion ,Bedingung x Gruppe x Geschlecht') auf die Schrittgeschwindigkeit ohne Signifikanz ($F(2,156) = 0.23$, $p = 0.797$).

4.4 ‚Cadence‘

Die ‚Cadence‘ wird definiert als Schrittzahl pro Zeit und in der Einheit Schritte/Minute angegeben.

In Tabelle 9 werden die Mittelwerte mit deren Standardabweichungen unter den einzelnen Bedingungen nach Gruppe und Geschlecht unterteilt angegeben.

Tabelle 9: ‚Cadence‘ in Schritte pro Minute

		Kontrollkollektiv			Patientenkollektiv		
		männlich	weiblich	Gesamt	männlich	weiblich	Gesamt
Normal- bedingung	Mittelwert	110,89	117,39	114,04	113,63	119,68	115,69
	SD	8,05	7,51	8,35	12,42	8,12	11,42
	N	18	17	35	31	16	47
Auditive Ablenkung	Mittelwert	108,97	113,31	111,08	111,30	113,94	112,20
	SD	9,82	9,84	9,93	12,47	8,87	11,34
	N	18	17	35	31	16	47
Motorische Ablenkung	Mittelwert	110,48	115,45	112,90	110,98	114,64	112,22
	SD	8,82	11,58	10,41	12,95	7,54	11,45
	N	18	17	35	31	16	47

Für die ‚Cadence‘ ließ sich nachweisen, dass sich unter den verschiedenen Bedingungen signifikante Veränderungen ergaben (Untersuchung des Haupteffekts ‚Bedingung‘ ($F(2, 156) = 25.86, p < 0.001$)).

Innerhalb der Kollektive wurde deutlich, dass die DT-Aufgaben zu Veränderungen der Schrittfrequenzen führte, da sich in der Untersuchung beider Gruppen der Haupteffekt ‚Bedingung‘ signifikant darstellte (Parkinsongruppe: $F(2, 92) = 17.95, p < 0.001, \eta^2_p = 0.281$; Kontrollgruppe: $F(2, 68) = 8.49, p = 0.001, \eta^2_p = 0.2$; siehe Abbildung 6a).

Dabei ließ sich erkennen, dass die Bedingungen einen unterschiedlichen Effekt auf die Schrittfrequenz der beiden Kollektive hatten (2-fach-Interaktion ‚Gruppe x Bedingung‘ ($F(2, 156) = 3.59, p = 0.03$)).

Für die Parkinsongruppe ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen der Normalbedingung und der auditiven Ablenkung ($t(46) = 5.134, p < 0.001, r = 0.6$) sowie zwischen der Normalbedingung und der motorischen Ablenkung ($t(46) = 4.593, p < 0.001, r = 0.56$). Dabei nahm die Schrittzahl pro Zeit unter Ablenkung signifikant ab. Zwischen der motorischen und der auditiven Ablenkung gab es keinen signifikanten ($p_{\text{crit}} = 0.0167$) Unterschied ($t(46) = 0.04, p = 0.968$).

In der Kontrollgruppe hingegen nahm die Kadenz unter auditiver Ablenkung signifikant ab ($t(34) = 4.045$, $p < 0.001$, $r = 0.57$), nicht jedoch unter motorischer Ablenkung ($t(34) = 1.548$, $p = 0.131$). Im Unterschied zur Patientengruppe zeigte sich außerdem ein signifikanter Unterschied zwischen der motorischen und der auditiven Ablenkung ($t(34) = 2.590$, $p = 0.014$, $r = 0.406$).

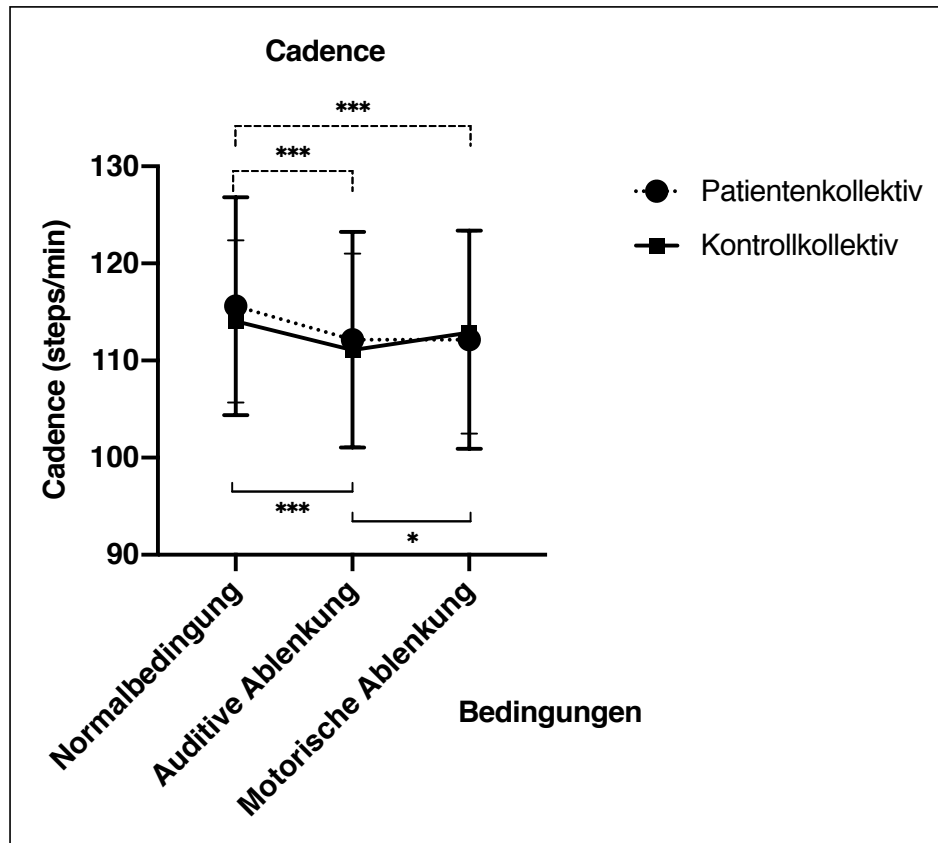


Abbildung 6a: ‚Cadence‘ beider Kollektive unter den verschiedenen Bedingungen (‚Bedingung x Gruppe‘). Im Patientenkollektiv ergaben sich Unterschiede zwischen den Kadenzwerten unter der Normalbedingung und den DT-Bedingungen. Der Einfluss der DT-Bedingungen unterschied sich hingegen nicht voneinander. Im Kontrollkollektiv lagen Unterschiede zwischen den Kadenzwerten unter der Normalbedingung und unter der auditiven Ablenkung vor sowie zwischen beiden Arten der Ablenkung. Unterschiede zwischen den beiden Kollektiven bestanden nicht.

In der Untersuchung der Kadenzwerte beider Kollektive ergab sich anhand des unabhängigen T-Tests im Gegensatz zu der Schrittgeschwindigkeit und -länge keine Signifikanz zwischen den beiden Gruppen in der Ausübung der einzelnen Bedingungen (siehe Abbildung 6a). Die Abbildung 6a veranschaulicht, dass die Kadenzwerte der beiden Gruppen unter jeder Bedingung im selben Wertebereich lagen, sich unter den verschiedenen Bedingungen jedoch in unterschiedlicher Weise veränderten. Bei beiden Gruppen sank die Schrittfrequenz unter auditiver Ablenkung, doch nur im Patientenkollektiv lag auch eine Abnahme unter

motorischer Ablenkung vor. Die Arten der Ablenkung unterschieden sich in diesem Kollektiv nicht voneinander, was hingegen im Kontrollkollektiv der Fall war.

Des Weiteren konnte im Gegensatz zu den bislang vorgestellten Parametern ein geschlechtsspezifischer Unterschied in der Untersuchung der Schritzfrequenz unter Ausübung der drei Testbedingungen identifiziert werden (2-fach Interaktion ‚Bedingung x Geschlecht‘ $F(2,156) = 4.035$, $p = 0.02$), was im Folgenden näher erläutert wird.

Sowohl im männlichen Kollektiv als auch im weiblichen Kollektiv war erkennbar, dass die Bedingungen Einflüsse auf die Schrittzahl / Zeit hatten (Männer: $F(2,96) = 9.275$, $p < 0.001$, Frauen: $F(2, 64) = 14.91$, $p < 0.001$; siehe Abbildung 6b).

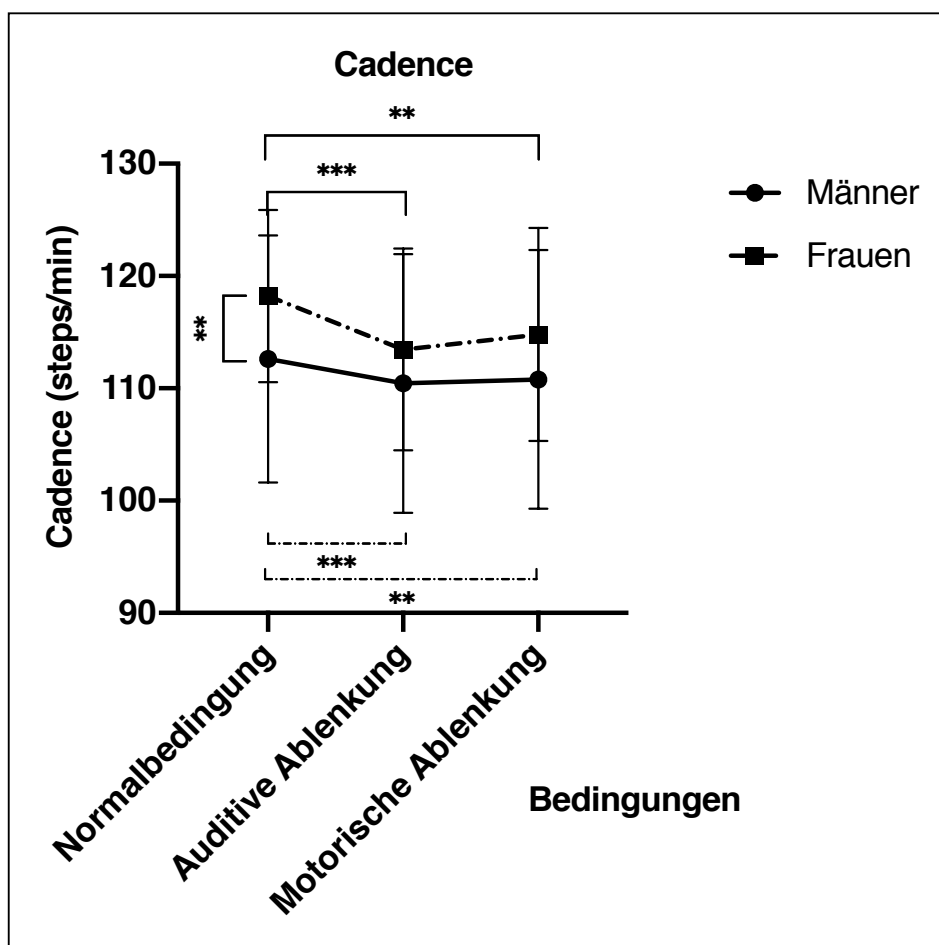


Abbildung 6b: ‚Cadence‘ beider Geschlechter unter den verschiedenen Bedingungen (‚Bedingung x Geschlecht‘). Es lagen für beide Geschlechter Unterschiede zwischen den Werten unter der Normalbedingung und unter der DT-Bedingungen vor. Zwischen den Arten der Ablenkung gab es bei beiden Geschlechtern keine signifikanten Unterschiede.

Unter der Normalbedingung betrug die Schrittzahl / Zeit der Frauen einen höheren Wert im Vergleich zu den Männern, dies galt nicht für die Kadenzen unter den DT-Bedingungen.

Bei beiden Geschlechtern ergab sich, dass im Vergleich zur Normalbedingung eine Abnahme der Kadenzen unter der auditiven Ablenkung (Männer: $t(48) = 4.18$, $p < 0.001$, $r = 0.517$; Frauen: $t(32) = 5.406$, $p < 0.001$, $r = 0.69$) und unter der motorischen Ablenkung vorlag (Männer: $t(48) = 3.197$, $p = 0.002$, $r = 0.419$; Frauen: $t(32) = 3.262$, $p = 0.003$, $r = 0.5$). Unterschiede zwischen beiden Formen der Ablenkung (auditiv und motorisch) gab es bei beiden Geschlechtern nicht (Männer: $t(48) = 0.650$, $p = 0.519$; Frauen: $t(32) = 1.857$, $p = 0.073$).

Zudem legten Männer unter Normalbedingung eine geringe Schrittzahl pro Zeit zurück als die Frauen ($t(80) = 2.65$, $p = 0.01$, $r = 0.28$), was unter den DT-Bedingungen nicht zu erkennen war.

4.5 ‚Phase Coordination Index‘ (‚PCI‘)

Der ‚PCI‘ ist ein Parameter, der mit der bilateralen Koordination korreliert, und ein Maß für einen akkuraten und symmetrischen Gang darstellen soll (siehe Kapitel 3.4, Abbildung 3). Der ‚PCI‘ wird in Prozent angegeben. Je höher die Prozentzahl, desto mehr weicht der Gang von einem symmetrischen Gang ab.

Tabelle 10: ‚PCI‘ in Prozent (%)

		Kontrollkollektiv			Patientenkollektiv		
		männlich	weiblich	Gesamt	männlich	weiblich	Gesamt
Normal- bedingung	Mittelwert	3,12	4,74	3,90	5,32	5,19	5,28
	SD	1,58	1,91	1,90	2,80	2,33	2,63
	N	18	17	35	31	16	47
Auditive Ablenkung	Mittelwert	2,92	4,52	3,69	5,29	4,62	5,06
	SD	1,18	1,24	1,44	2,87	2,31	2,68
	N	18	17	35	31	16	47
Motorische Ablenkung	Mittelwert	3,52	4,46	3,98	6,16	5,65	5,99
	SD	1,18	1,55	1,43	2,80	2,75	2,76
	N	18	17	35	31	16	47

Es ließ sich anhand der Untersuchung des Haupteffektes ‚Bedingung‘ feststellen, dass die unterschiedlichen Bedingungen signifikante Einflüsse auf den ‚PCI‘ hatten ($F(2, 156) = 4.482$, $p = 0.013$).

Anhand der Varianzanalysen ließen sich zwar Unterschiede zwischen den verschiedenen Bedingungen und Unterschiede in den Gruppen erkennen, jedoch veränderte sich der ‚PCI‘ unter den Bedingungen in beiden Gruppen in ähnlicher Art und Weise, sodass die DT-Aufgaben vergleichbare Veränderungen des ‚PCI‘ in beiden Gruppen verursachten und damit kein signifikanter Unterschied in der 2-fach-Interaktion ‚Gruppe x Bedingung‘ nachgewiesen werden konnte.

In der Untersuchung der Veränderungen des ‚PCI‘ unter den verschiedenen Bedingungen ließ sich eine Zunahme unter der motorischen Ablenkung im Vergleich zur auditiven DT-Aufgabe identifizieren ($t(81) = 3.587$, $p = 0.01$, $r = 0.37$), sodass eine Zunahme der Asymmetrie im Gangbild unter motorischer Ablenkung im Vergleich zum Gangbild unter auditiver Ablenkung deutlich wurde. Auch im Vergleich zur Normalbedingung war eine Zunahme der Asymmetrie unter motorischer DT-Aufgabe erkennbar, wobei sich hier lediglich ein Trend verzeichnen ließ ($t(81) = 2.038$, $p = 0.045$, $r = 0.22$). Zwischen der Normalbedingung und der auditiven

Ablenkung lag kein signifikanter Unterschied vor. Diese Veränderungen galten für das Gesamtkollektiv, also für das Kontroll- und Patientenkollektiv zusammen.

Des Weiteren ließ sich ungeachtet der Bedingungen erkennen, dass sich der ‚PCI‘ in den beiden Gruppen signifikant unterschied (Untersuchung des Haupteffektes ‚Gruppe‘ ($F(1, 78) = 10.5, p = 0.002, \eta^2_p = 0.119$; siehe Abbildung 7).

Dieser signifikante Unterschied äußerte sich darin, dass die Parkinsongruppe signifikant höhere Werte des ‚PCI‘ aufwies als die Kontrollgruppe.

Das bedeutet, dass die Mittelwerte der Parkinsongruppe unabhängig der Bedingungen im Durchschnitt über den Mittelwerten des Kontrollkollektivs lagen, was in der Abbildung 7 dargestellt wird.

In der Untersuchung der beiden Geschlechter waren keine Unterschiede des PCI erkennbar.

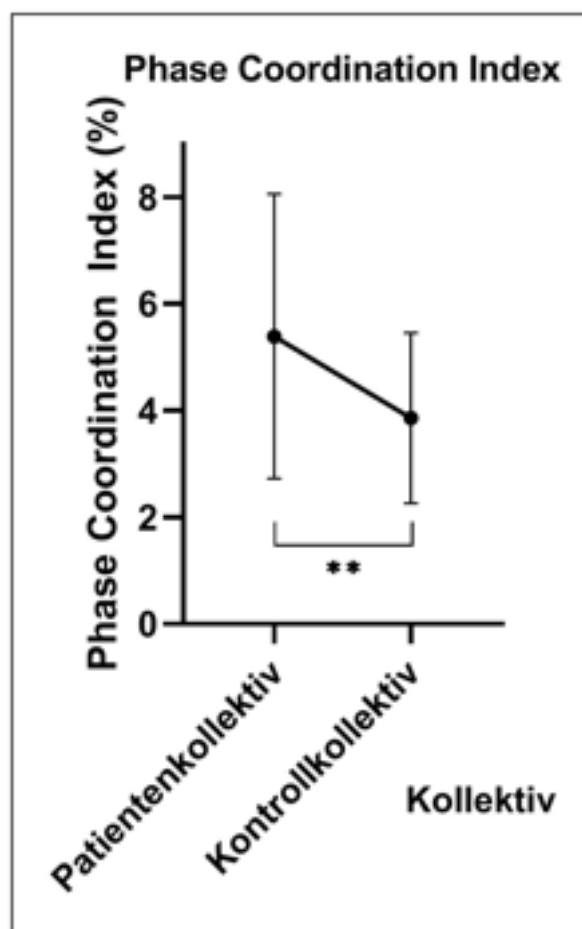


Abbildung 7: ‚PCI‘ beider Kollektive (Untersuchung des Haupteffektes ‚Gruppe‘). Der ‚PCI‘ des Patientenkollektivs lag dabei über dem des Kontrollkollektivs, was eine signifikant größere Asymmetrie im Gangbild des Patientenkollektivs bedeutet.

4.6 ‚Swing asymmetry‘

Die ‚Swing time‘ wird definiert als der Anteil eines ‚Gait cycle‘, in dem nur ein Fuß auf dem Boden steht und sich der andere Fuß in der Luft befindet (siehe Kapitel 3.1.2, Abbildung 2). Die ‚Swing asymmetry‘ beinhaltet nun die ‚swing time‘ beider Beine und gibt Aufschluss darüber, wie symmetrisch diese Bewegung ist. Der Parameter wird in Prozent angegeben.

Tabelle 11: ‚Swing asymmetry‘ in Prozent (%)

		Kontrollkollektiv			Patientenkollektiv		
		männlich	weiblich	Gesamt	männlich	weiblich	Gesamt
Normal- bedingung	Mittelwert	3,60	5,27	4,41	6,93	5,70	6,51
	SD	1,34	2,30	2,03	3,72	2,44	3,37
	N	18	17	35	31	16	47
Auditive Ablenkung	Mittelwert	3,90	5,18	4,52	6,96	6,30	6,73
	SD	1,70	2,28	2,08	3,88	3,12	3,62
	N	18	17	35	31	16	47
Motorische Ablenkung	Mittelwert	4,37	5,23	4,79	7,40	6,94	7,24
	SD	1,61	2,13	1,90	4,08	2,33	3,56
	N	18	17	35	31	16	47

In der Untersuchung der ‚Swing asymmetry‘ ließ sich der Haupteffekt ‚Bedingung‘ als signifikant identifizieren ($F(1.86, 148.01) = 4.72, p = 0.012$), was bedeutet, dass die Bedingungen einen signifikanten Einfluss auf die ‚Swing asymmetry‘ hatten.

Dies für das Gesamtkollektiv. Unterschiedliche Einflüsse der DT-Aufgaben auf die ‚Swing asymmetry‘ der beiden Gruppen ließ sich in der Untersuchung der 2-fach-Interaktion ‚Bedingung x Gruppe‘ wie auch beim ‚PCI‘ nicht erkennen.

Eine weiterführende Analyse der Bedingungen ergab, dass die ‚Swing asymmetry‘ unter motorischer Ablenkung im Vergleich zur Normalbedingung anstieg ($t(81) = 2.64, p = 0.010, r = 0.28$), außerdem konnte ein Trend ($p_{crit} = 0.0167$) mit zunehmender ‚Swing asymmetry‘ unter motorischer Ablenkung im Vergleich zur auditiven Ablenkung verzeichnet werden ($t(81) = 2.132, p = 0.036, r = 0.23$). Zwischen der Normalbedingung und der auditiven Ablenkung waren keine signifikanten Unterschiede erkennbar.

Des Weiteren ließ sich im Vergleich beider Gruppen erkennen, dass die Parkinsonpatienten unabhängig von der Ausübung der DT-Aufgaben eine größere ‚Swing asymmetry‘ aufwiesen, was sich in der Untersuchung des Haupteffektes ‚Gruppe‘ zeigte ($F(1, 78) = 11.066$, $p = 0.001$, $\text{Eta}^2_p = 0.124$, siehe Abbildung 8).

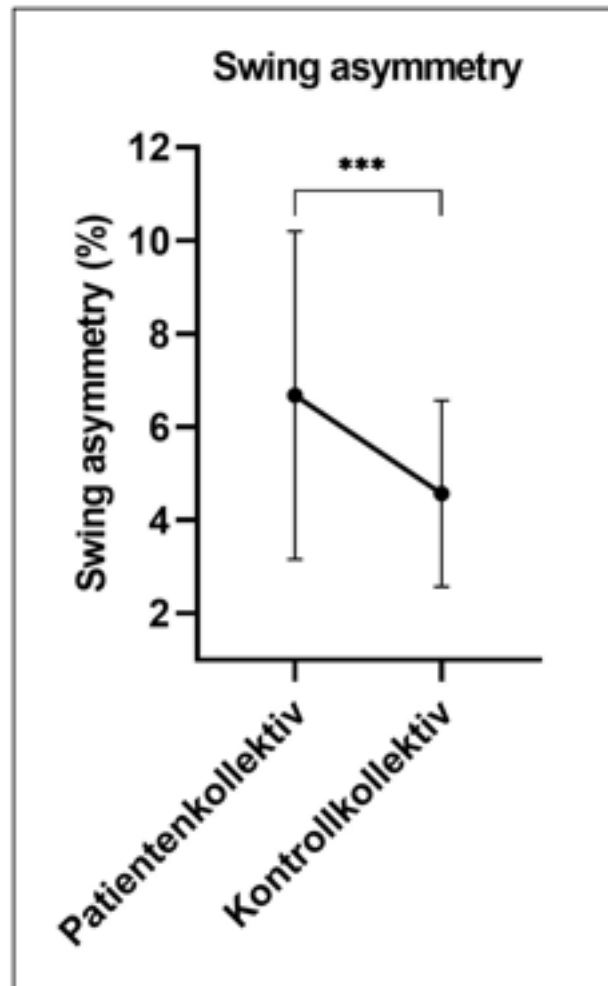


Abbildung 8: ‚Swing asymmetry‘ beider Kollektive (Haupteffekt ‚Gruppe‘). In der Patientengruppe ließ sich eine signifikante höhere Asymmetrie verzeichnen.

Geschlechtsspezifische Unterschiede ließen sich in der Untersuchung der ‚Swing asymmetry‘ nicht erkennen (Haupteffekt ‚Geschlecht‘ bzw. 2-fach-Interaktionen ‚Gruppe x Geschlecht‘ und ‚Bedingung x Geschlecht‘).

4.7 ‚Range of Motion (‚RoM‘) Trunk frontal‘

Der Parameter ‚RoM Trunk frontal‘ beschreibt die Schwankungen des Rumpfes in der frontalen Ebene und wird in Grad angegeben. Eine schematische Darstellung ist in Kapitel 3.1.2, Abbildung 1 zu finden.

Tabelle 12: ‚RoM Trunk frontal‘ in Grad

		Kontrollkollektiv			Patientenkollektiv		
		männlich	weiblich	Gesamt	männlich	weiblich	Gesamt
Normal- bedingung	Mittelwert	8,39	10,31	9,32	7,69	9,01	8,14
	SD	2,61	2,81	2,84	2,23	3,00	2,56
	N	18	17	35	31	16	47
Auditive Ablenkung	Mittelwert	7,43	9,95	8,66	7,21	8,26	7,56
	SD	2,78	3,17	3,20	2,17	2,53	2,33
	N	18	17	35	31	16	47
Motorische Ablenkung	Mittelwert	8,14	9,03	8,57	7,56	9,41	8,19
	SD	2,88	2,61	2,75	2,71	3,46	3,08
	N	18	17	35	31	16	47

Die Untersuchung der Rumpfschwankungen in der frontalen Ebene ergab im Gegensatz zu allen anderen Parametern sowohl einen gruppen- als auch geschlechtsspezifischen Unterschied in Ausübung der drei Bedingungen und deren Auswirkungen auf die Rumpfschwankungen (signifikante 3-fach-Interaktion ‚Bedingung x Gruppe x Geschlecht‘ $F(1.83, 143.03) = 4.7, p = 0.013$).

Zur genaueren Analyse diente folgend die Betrachtung der beiden Gruppen und der beiden Geschlechter.

In der Patientengruppe ließ sich erkennen, dass es unter den verschiedenen Bedingungen zu Veränderungen der Rumpfschwankungen kam (Haupteffekt ‚Bedingung‘ $F(1.76, 79.18) = 4.78, p = 0.014$). Diese Veränderungen äußerten sich darin, dass die Rumpfschwankung während der auditiven Ablenkung im Vergleich zur Normalbedingung abnahm ($t(46) = 2.94, p = 0.005, r = 0.4$), während kein Unterschied zwischen der motorischen Ablenkung und der Normalbedingung zu finden war ($t(46) = 0.175, p = 0.86$). Zudem lag im Vergleich zur motorischen Ablenkung eine geringere Rumpfschwankung unter der auditiven Ablenkung vor, wobei diese Auffälligkeit als starker Trend ($p_{crit} = 0.0167$) zu werten war ($t(46) = 2.39, p = 0.021, r = 0.33$).

Ein geschlechtsspezifischer Unterschied ließ sich innerhalb des Patientenkollektivs nicht erkennen ($F(1.76, 79.18) = 1.22, p = 0.3$).

Die Veränderungen der ‚RoM Trunk frontal‘ unter den verschiedenen Bedingungen in der Patientengruppe lassen sich in der Abbildung 9a erkennen.

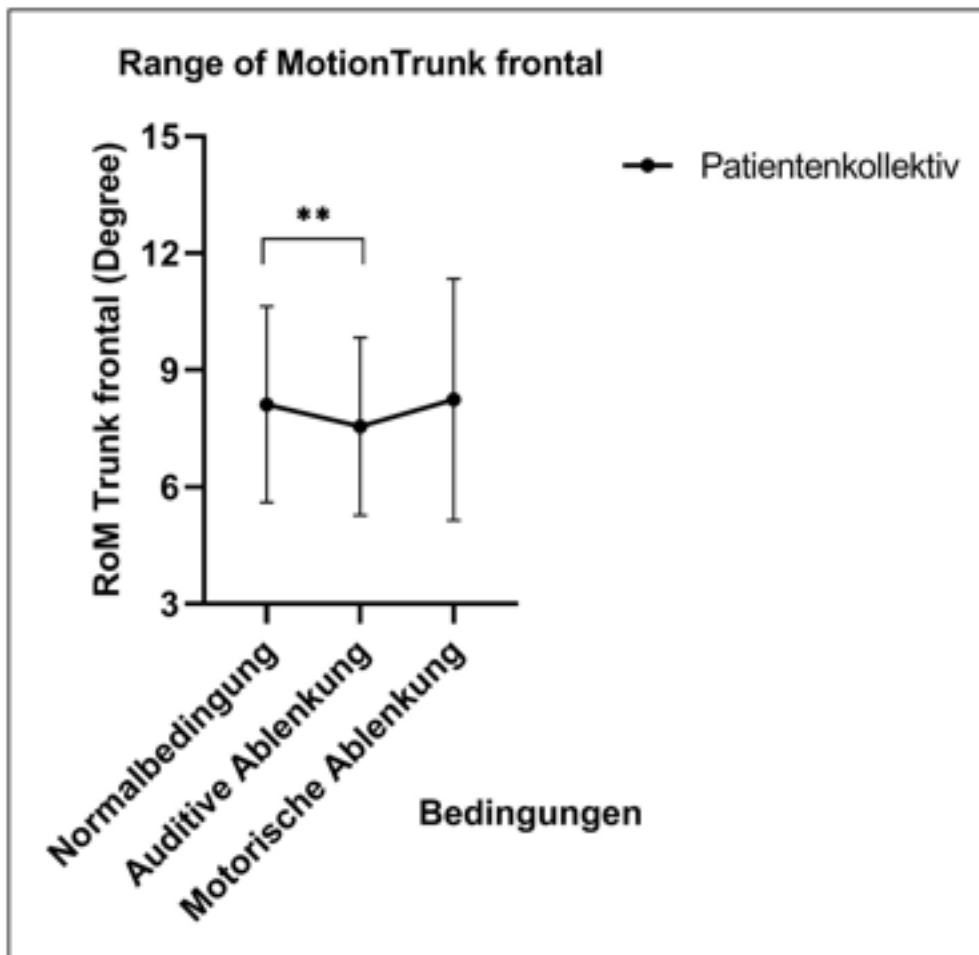


Abbildung 9a: ‚RoM Trunk frontal‘ des Patientenkollektivs unter den verschiedenen Bedingungen (Haupteffekt ‚Bedingung‘). Zwischen der Normalbedingungen und der auditiven Ablenkung lag ein Unterschied mit geringeren Rumpfschwankungen unter der auditiven Bedingung vor. Unterschiede zwischen beiden Arten der Ablenkung sowie zwischen der Normalbedingung und der motorischen Ablenkung bestanden nicht, wobei der Unterschied der ‚RoM Trunk frontal‘ unter den beiden Ablenkungen als Trend zu werten war.

Für die Kontrollgruppe wiederum fand sich ein geschlechtsspezifischer Unterschied der ‚RoM Trunk frontal‘ unter den verschiedenen Bedingungen (‚Geschlecht x Bedingung‘ ($F(2, 66) = 3.51, p = 0,036$)).

Bei den männlichen Kontrollprobanden, bei denen Veränderungen unter den Bedingungen nachgewiesen werden konnten ($F(1.78, 83.51) = 4.36, p = 0.019$), zeigten sich mehr Rumpfschwankungen in der Normalbedingung im Vergleich zur auditiven Bedingung ($t(17) = 2.17, p = 0.04, r = 0.466$), was jedoch lediglich als Trend ($p_{crit} = 0.0167$) zu werten war.

Zwischen der motorischen Ablenkung und der Normalbedingung sowie der auditiven und der motorischen Bedingung ergaben sich keine Unterschiede.

Auch bei den weiblichen Kontrollprobanden waren Veränderungen der Rumpfschwankungen in der frontalen Ebene unter den verschiedenen Bedingungen erkennbar ($F(2, 32) = 4.65, p = 0.017$). Hierbei zeigte sich, dass die Probandinnen weniger Rumpfschwankungen in der motorischen Bedingung aufwiesen als in der Kontrollbedingung ($t(16) = 2.66, p = 0.017, r = 0.554$), wobei hier lediglich ein starker Trend ($p_{\text{crit}} = 0.0167$) vorlag. Ein signifikanter Unterschied zwischen Normalbedingung und der auditiven Ablenkung sowie der auditiven Ablenkung und der motorischen Ablenkung lag nicht vor.

Die unterschiedlichen Veränderungen der Rumpfschwankungen beider Geschlechter unter den drei Bedingungen werden in Abbildung 9b dargestellt. Auffallend ist, dass bei den Frauen die geringsten Rumpfschwankungen unter der motorischen Ablenkung zu finden sind, bei den Männern führt hingegen die auditive Ablenkung zu einer Verringerung der ‚RoM Trunk frontal‘ (siehe Abbildung 9b).

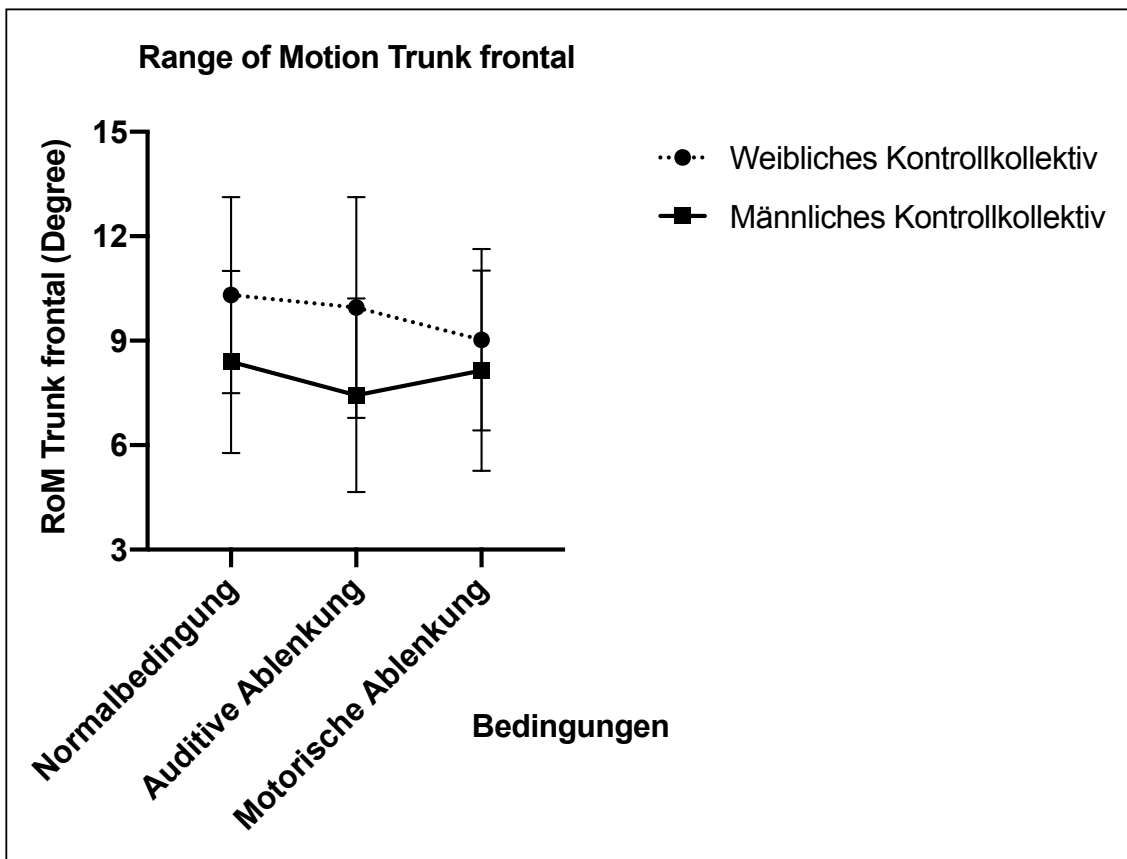


Abbildung 9b: ‚RoM Trunk frontal‘ des Kontrollkollektivs beider Geschlechter unter den drei Bedingungen (‚Bedingung x Geschlecht‘). Beide Geschlechter zeigten unterschiedliche Reaktionen der Rumpfschwankungen unter den verschiedenen Bedingungen, signifikante Unterschiede lagen jedoch nicht vor. Als Trend konnte bei den gesunden Männern eine abnehmende Rumpfschwankung unter der auditiven Ablenkung verzeichnet werden, bei den gesunden Frauen eine Abnahme unter der motorischen Ablenkung.

Da sich wie beschrieben auch ein geschlechtsspezifischer Unterschied nachweisen ließ, werden im Folgenden die beiden Geschlechter getrennt voneinander untersucht.

Bei den Männern konnte nachgewiesen werden, dass die Bedingungen einen Einfluss auf die Rumpfbewegungen in der frontalen Ebene hatten (Haupteffekt ‚Bedingung‘ $F(1.78, 83.51) = 4.36$, $p = 0.019$). Während der Normalbedingung wiesen die Männer die meisten Rumpfschwankungen auf, welche unter auditiver Ablenkung signifikant abnahmen ($t(48) = 3.23$, $p = 0.002$, $r = 0.423$). Ein signifikanter Unterschied zwischen Normalbedingung und motorischer Ablenkung sowie auditiver und motorischer Ablenkung zeigte sich nicht. Es war jedoch ein Trend mit größeren Rumpfschwankungen unter der motorischen Ablenkung im Vergleich zur auditiven Ablenkung erkennbar ($t(48) = 1.994$, $p = 0.052$, $r = 0.277$).

Die männlichen Gesunden und die männlichen Erkrankten zeigten ähnliche Reaktionen auf die verschiedenen Bedingungen, sodass sich innerhalb des männlichen Kollektivs kein Unterschied zwischen den Gruppen erkennen ließ (2-fach-Interaktion ‚Bedingung x Gruppe‘). Dies wird in Abbildung 9c deutlich.

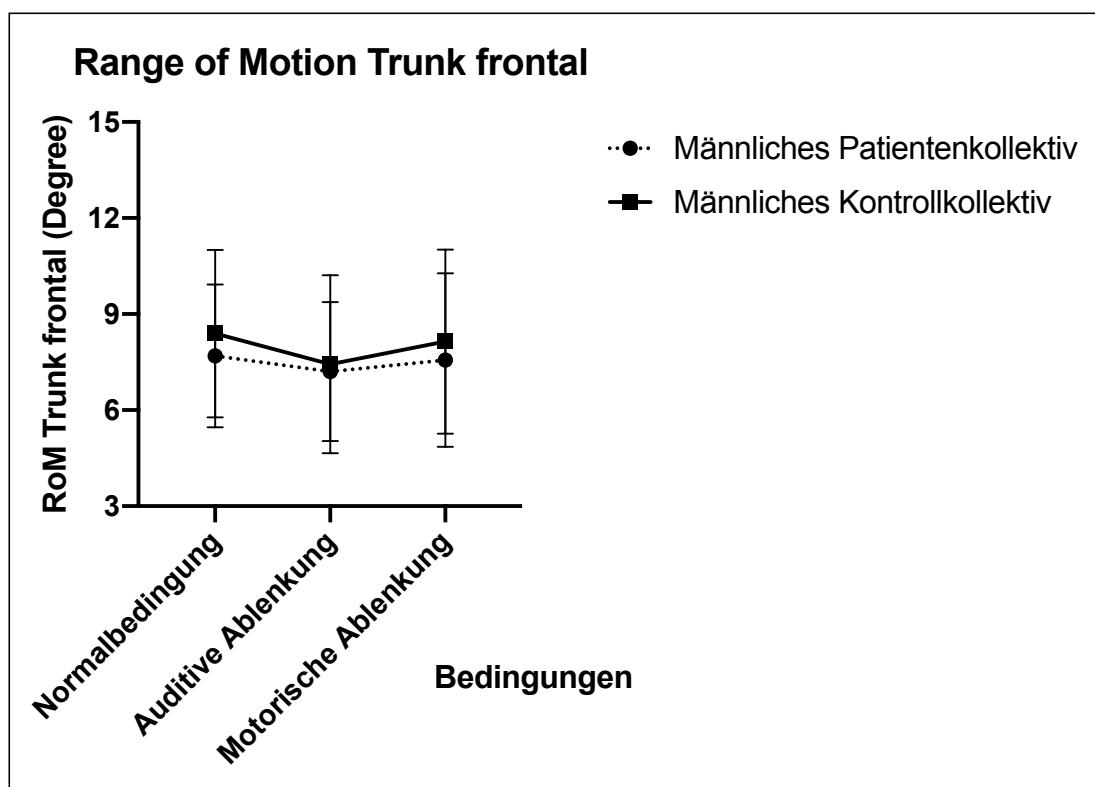


Abbildung 9c: ‚RoM Trunk frontal‘ der männlichen Probanden im Gruppenvergleich (‚Bedingung x Gruppe‘). Die Rumpfschwankungen beider Kollektive verhielten sich unter den verschiedenen Bedingungen ähnlich. Unter der auditiven Ablenkung kam es zu den geringsten Rumpfschwankungen.

Im weiblichen Kollektiv ließ sich erkennen, dass sich die Rumpfschwankungen der erkrankten Frauen und der gesunden Frauen unter den drei Bedingungen unterschiedlich veränderten (signifikante 2-fach-Interaktion ‚Bedingung x Gruppe‘ ($F(2, 62) = 6.043$, $p = 0.004$; siehe Abbildung 9d).

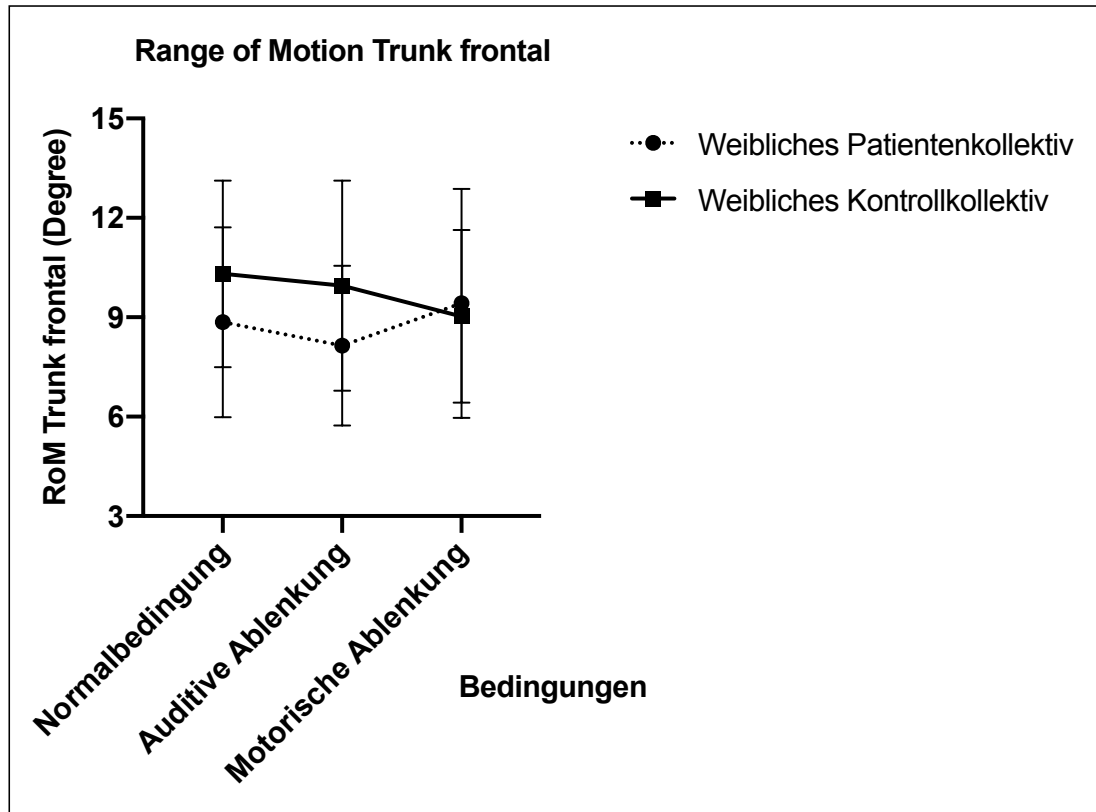


Abbildung 9d: ‚RoM Trunk frontal‘ der weiblichen Probandinnen im Gruppenvergleich (‚Bedingung x Gruppe‘). Die Kontrollprobandinnen zeigten unter der motorischen Ablenkung geringe Rumpfschwankungen als unter der Normalbedingung (Trend). Bei den Patientinnen war ein Trend von größeren Rumpfschwankungen unter motorischer Ablenkung im Vergleich zu denen unter auditiver Ablenkung erkennbar.

Während die Rumpfschwankungen der Kontrollpatientinnen unter motorischer Ablenkung im Vergleich zur Normalbedingung gemäß des oben beschriebenen Trends abnahmen, zeigte sich bei den Parkinsonpatientinnen ein anderes Bild. Zwischen den beiden Ablenkungen kam es zu einem Unterschied ($t(15) = 0.256$, $p = 0.022$, $r = 0.07$), bei dem sich Trend einer zunehmenden Rumpfschwankung unter motorischer Ablenkung gegenüber der auditiven Ablenkung zeigte. Signifikante Unterschiede zwischen der Normalbedingung und der auditiven Ablenkung als auch zwischen der Normalbedingung und der motorischen Ablenkung ergaben sich nicht.

4.8 ‚Range of Motion (‚RoM‘) Trunk horizontal‘

Der Parameter ‚RoM Trunk horizontal‘ beschreibt die Schwankungen des Rumpfes in der horizontalen Ebene und wird ebenso wie die ‚RoM Trunk frontal‘ in Grad angegeben (siehe Kapitel 3.1.2, Abbildung 1).

Tabelle 13: ‚RoM Trunk horizontal‘ in Grad

		Kontrollkollektiv			Patientenkollektiv		
		männlich	weiblich	Gesamt	männlich	weiblich	Gesamt
Normal- bedingung	Mittelwert	6,91	5,59	6,27	4,89	5,12	4,96
	SD	1,59	1,98	1,89	1,89	1,36	1,72
	N	18	17	35	31	16	47
Auditive Ablenkung	Mittelwert	6,74	5,08	5,93	4,58	4,50	4,55
	SD	1,58	1,99	1,96	1,81	1,53	1,70
	N	18	17	35	31	16	47
Motorische Ablenkung	Mittelwert	6,89	5,59	6,26	5,37	5,52	5,42
	SD	1,71	1,75	1,83	2,14	1,61	1,96
	N	18	17	35	31	16	47

Auch führten die verschiedenen Bedingungen zu unterschiedlichen Rumpfschwanken in der horizontalen Ebene ($F(2, 156) = 14.13, p < 0.001$).

Dabei ließ sich erkennen, dass die Rumpfschwankungen der beiden Gruppen auf unterschiedliche Weise von den Bedingungen beeinflusst wurden (2-fach-Interaktion ‚Bedingung x Gruppe‘ $F(2, 156) = 3.29, p = 0.04$).

So ließ sich innerhalb des Patientenkollektivs nachweisen, dass die DT-Bedingungen zu Veränderungen der ‚RoM Trunk horizontal‘ führten ($F(2, 92) = 19.77, p < 0.001$). Genauer betrachtet ließ sich dabei eine Abnahme der Rumpfschwankungen unter auditiver Ablenkung im Vergleich zur Normalbedingung erkennen ($t(46) = 3.525, p = 0.001, r = 0.46$). Unter motorischer Ablenkung jedoch kam es zu einer Zunahme, die sich sowohl von der Normalbedingung ($t(46) = 2.96, p = 0.005, r = 0.4$) als auch von der auditiven Ablenkung ($t(46) = 6.18, p < 0.001, r = 0.67$) signifikant unterschied.

Diese Veränderungen werden in der folgenden Abbildung 10a verdeutlicht, in der die Veränderungen der Rumpfschwankungen in horizontaler Ebene des Patientenkollektivs unter den Bedingungen dargestellt werden.

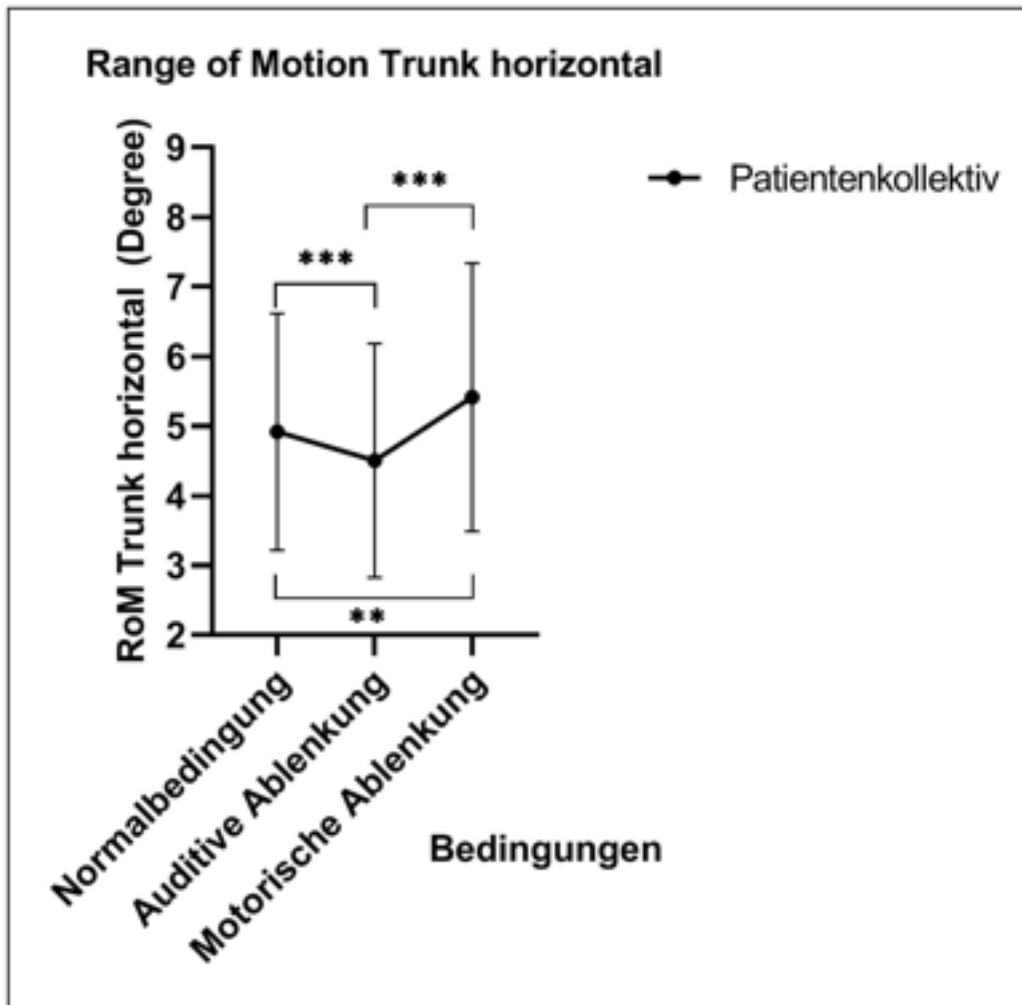


Abbildung 10a: ‚RoM Trunk horizontal‘ des Patientenkollektivs (Haupteffekt ‚Bedingung‘ im Patientenkollektiv). Unter der motorischen Ablenkung kam es im Vergleich zur auditiven Ablenkung und der Normalbedingung zu den größten Rumpfschwankungen. Sie waren unter der auditiven Ablenkung am geringsten.

Bei der Untersuchung der ‚RoM Trunk horizontal‘ des Kontrollkollektivs ließ sich im Gegensatz zum Patientenkollektiv keine signifikante Veränderung der Rumpfschwankungen in der horizontalen Ebene unter den DT-Bedingungen erkennen. Weder eine auditive noch eine motorische Ablenkung führte zu einer relevanten Zu- oder Abnahme der Rumpfbewegungen in der horizontalen Ebene.

Des Weiteren ließ sich erkennen, dass sich auch im direkten Vergleich beider Gruppen deutliche Unterschiede ergaben. Ein unabhängiger T-Test stellte dar, dass für alle Bedingungen ein Unterschied zwischen den beiden Gruppen bestand und das Maß der Rumpfbewegungen der Kontrollprobanden in allen Bedingungen überwog, wobei der Unterschied unter der motorischen Ablenkung lediglich als Trend zu werten war (Normalbedingung: $t(80) = 3.26$, $p = 0.002$; auditive Ablenkung: $t(80) = 3.4$, $p = 0.001$; motorische Ablenkung: $t(80) = 1.96$, $p = 0.053$; siehe Abbildung 10b). Diese Unterschiede werden in Abbildung 10b dargestellt.

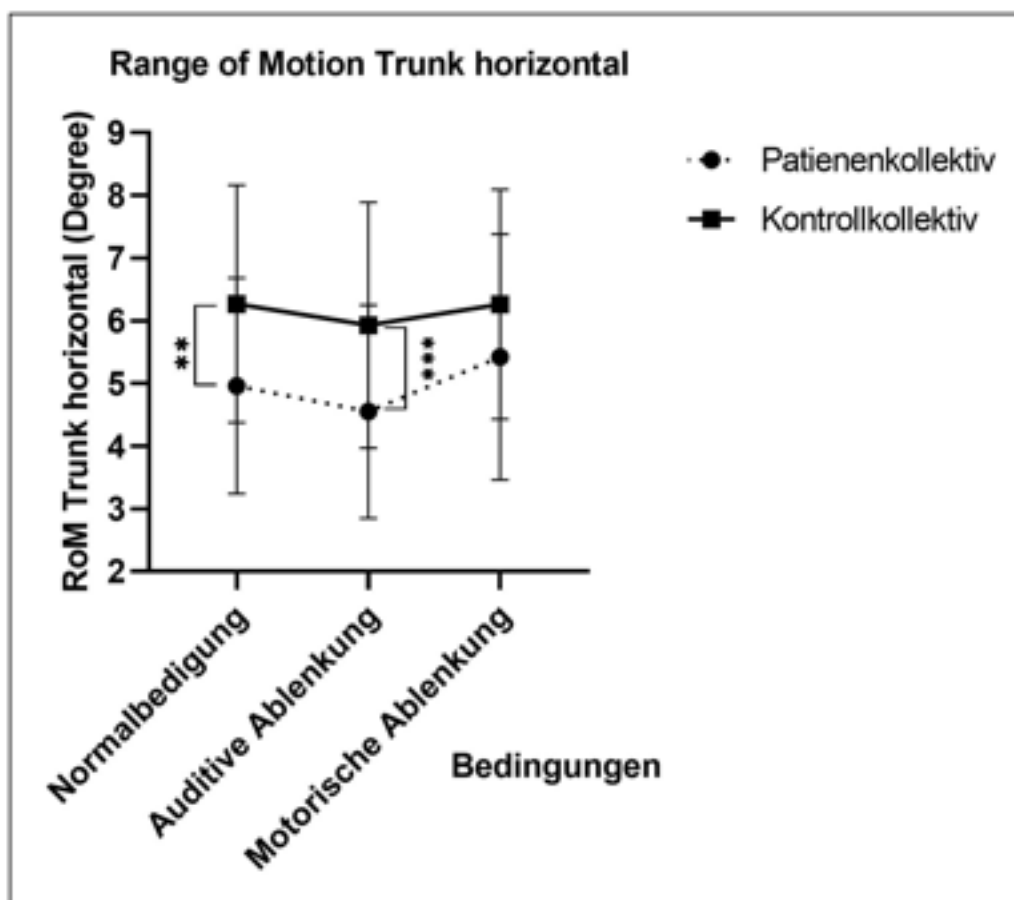


Abbildung 10b: ‚RoM Trunk horizontal‘ im Gruppenvergleich. Die Rumpfschwankungen der Kontrollprobanden waren unter der Normalbedingung und unter der auditiven Ablenkung signifikant größer als die des Patientenkollektivs.

Weder in der Untersuchung des Gesamtkollektivs noch in der Untersuchung des Patienten- und Kontrollkollektivs ließen sich geschlechtsspezifische Unterschiede für die ‚RoM Trunk horizontal‘ nachweisen.

4.9 ‚Range of Motion (‚RoM‘) Shank mean‘

Die ‚RoM Shank mean‘ ist das Bewegungsmaß der Schenkel, welches für das linke und das rechte Bein gemittelt ist. Die Einheit, in der das Bewegungsmaß angegeben wird, ist Grad.

Tabelle 14: ‚RoM Shank mean‘ in Grad

		Kontrollkollektiv			Patientenkollektiv		
		männlich	weiblich	Gesamt	männlich	weiblich	Gesamt
Normal- bedingung	Mittelwert	81,50	78,47	80,03	75,43	71,55	74,11
	SD	4,41	5,71	5,24	6,25	11,06	8,30
	N	18	17	35	31	16	47
Auditive Ablenkung	Mittelwert	80,24	77,43	78,87	73,77	69,19	72,21
	SD	4,90	6,29	5,71	6,89	11,95	9,07
	N	18	17	35	31	16	47
Motorische Ablenkung	Mittelwert	81,03	77,86	79,49	73,17	69,88	72,05
	SD	4,76	5,58	5,34	7,69	13,17	9,88
	N	18	17	35	31	16	47

In der Untersuchung des Bewegungsausmaßes der Beine ließ sich bei allen Probanden ein signifikanter Einfluss der Bedingungen nachweisen (Haupteffekt ‚Bedingung‘ $F(1.77, 138.35) = 15.05, p < 0.001$).

Unter der auditiven Ablenkung kam es im Vergleich zur Normalbedingung zu einer signifikanten Abnahme des Bewegungsbogens der Beine ($t(81) = 6.106, p < 0.001, r = 0.56$). Der Unterschied zwischen Normalbedingung und motorischer Ablenkung zeigte ebenfalls eine Signifikanz ($t(81) = 4.074, p < 0.001, r = 0.41$). Die beiden Formen der Ablenkung unterschieden sich jedoch nicht voneinander ($t(81) = 0.61, p = 0.544$).

Dieser Veränderungen der ‚RoM Shank mean‘ galten für das Gesamtkollektiv, also das Patienten- und Kontrollkollektiv zusammen. Gruppenspezifische Veränderungen der ‚RoM Shank mean‘ unter den verschiedenen Bedingungen konnten nicht nachgewiesen werden.

Zwar ergaben sich keine gruppenspezifische Unterschiede in der Beeinflussungen der ‚RoM Shank mean‘ durch die verschiedenen Bedingungen, doch war zu erkennen, dass das Patientenkollektiv im Durchschnitt ein niedrigeres Bewegungsausmaß der Beine zeigte als das Kontrollkollektiv (Haupteffekt ‚Gruppe‘ $F(1, 78) = 17.88, p < 0.001, \eta^2_p = 0.186$, siehe Abbildung 11). Dieser signifikante Unterschied wird in Abbildung 11 deutlich, in der die Bewegungsausmaße der Beine beider Kollektive gegenüber gestellt werden.

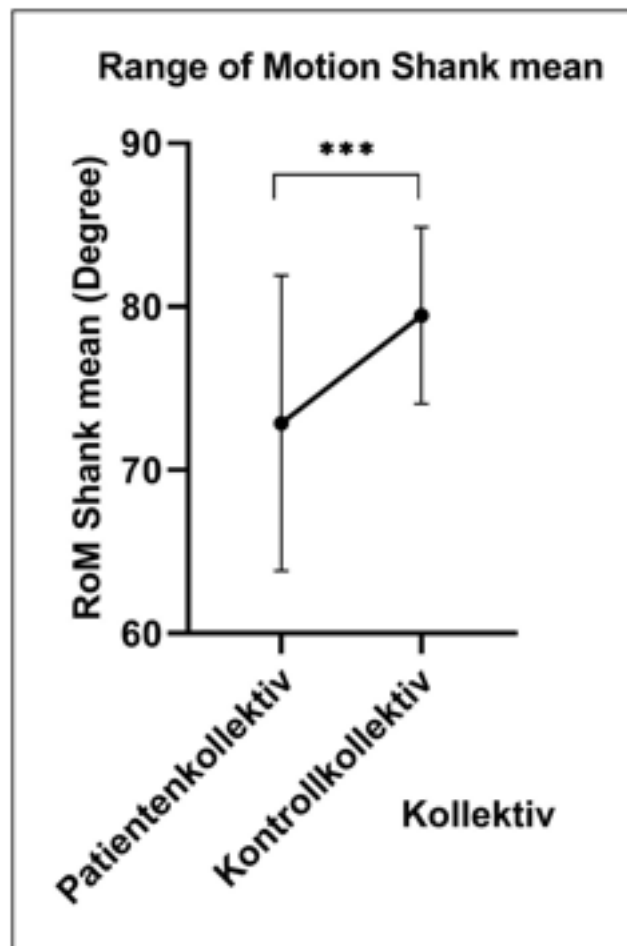


Abbildung 11: Vergleich der ‚RoM Shank mean‘ beider Kollektive (Haupteffekt ‚Gruppe‘). Das Kontrollkollektiv wies signifikant höhere Werte auf.

Geschlechtsspezifische Unterschiede ließen sich für die ‚RoM Shank mean‘ nicht nachweisen.

4.10 Relative Veränderungen unter DT

Wie in den vorangegangenen Kapiteln beschrieben, ergaben sich die geschilderten Veränderungen der Absolutwerte unter den DT-Bedingungen. Betrachtet man jedoch die Werte unter der Normalbedingung als Referenzwert und berechnet ausgehend von diesem Wert die relativen Veränderungen unter DT, so zeigte sich, dass sich diese Veränderungen in relativen Werten nicht bestätigen ließen und sich hier keine signifikanten Unterschiede ergaben. Dies lässt sich anhand der Boxplots (siehe Anhang Seite 94-97, Abbildung 12-19) erkennen.

Daraus ergab sich, dass in der Betrachtung der absoluten Zahlen die Parkinsonpatienten im Vergleich zu den Kontrollprobanden eine geringere Schrittlänge aufwiesen, in der Betrachtung der relativen Zahlen mit der Normalbedingung als Ausgangswert keine signifikanten Unterschiede vorlagen. In absoluten Zahlen machen die Parkinsonpatienten unter DT demnach kleinere Schritte als die Kontrollprobanden. Nimmt man jedoch die Normalbedingung als Ausgangswert, zeigt sich, dass die Parkinsonpatienten auch hier eine geringere Schrittlänge aufwiesen, sodass in Relation zur Normalbedingung keine Veränderung unter DT erkennbar war. Dies galt für alle untersuchten Parameter sowie für das Kontrollkollektiv.

Zusammenfassend ergab sich somit, dass sich die Absolutwerte der beiden Gruppen bei den meisten Fällen unterschieden, nach Berechnung der relativen Werte diese Veränderungen der Gangbildparameter unter den verschiedenen Bedingungen beider Kollektive jedoch nicht vorlagen. Dies bedeutet, dass die äußeren Einflüsse keine signifikanten Unterschiede hervorriefen.

4.11 Beziehung zwischen den Messergebnissen und dem UPDRS

Anhand der Berechnung der multiplen Regression konnte ein Zusammenhang zwischen dem UPDRS und dem ‚PCI‘ unter der Normalbedingung ermittelt werden.

Für den ‚PCI‘ zeigte sich eine positive Beziehung zum UPDRS (Regressionskoeffizient $\beta = 1.863$, standardisierter Koeffizient = 0.417, $p = 0.004$). Steigt der ‚PCI‘ um einen Punktwert an, so nimmt der UPDRS um 1.863 Punkte zu.

Zusammenfassend ergab sich somit, dass ein höherer ‚PCI‘, welcher eine größere Asymmetrie im Gangbild objektiviert, mit einem höheren UPDRS-Wert korrelierte.

Eine signifikante Korrelation der anderen Parameter konnte nicht erfasst werden. Die ausgeschlossenen Prädiktoren sind in Tabelle 15 (siehe Anhang, Seite 98) dargestellt.

4.12 Beziehung zwischen den Gangparametern und dem MoCA-Test

4.12.1 Ergebnisse des Patientenkollektivs

Zur Ermittlung der Relation zwischen den MoCA-Testergebnissen und dem Gangbild der Parkinsonpatienten ergab sich mittels multipler Regression eine Korrelation zwischen den Parametern ‚Stride velocity‘ unter auditiver Ablenkung und dem MoCA-Ergebnis sowie ‚PCI‘ unter motorischer Ablenkung und dem MoCA-Ergebnis.

Für die Schrittgeschwindigkeit zeigte sich eine positive Beziehung zum MoCA-Testergebnis (Regressionskoeffizient $\beta = 0.126$, standardisierter Koeffizient $B = 0.426$, $p = 0.002$). Mit jedem Punktwert, den die Schrittgeschwindigkeit zunimmt, nimmt das MoCA-Testergebnis ebenfalls um 0.126 Punkte zu.

Bei dem ‚PCI‘ hingegen zeigte sich eine negative Beziehung (Regressionskoeffizient = -0.38 , standardisierter Koeffizient = -0.284 , $p = 0.035$). Nimmt der Wert des ‚PCI‘ um einen Punktwert zu, sinkt der MoCA-Punktwert um 0.38.

Eine signifikante Korrelation der anderen Parameter zeigte sich nicht. Die ausgeschlossenen Prädiktoren sind in Tabelle 17, Seite 99 im Anhang zu finden.

Zusammenfassend zeigte sich also, dass eine höhere Schrittgeschwindigkeit mit einem besseren Testergebnis und damit einer besseren kognitiven Fähigkeit einherging. Für den ‚PCI‘ hingegen ergab sich, dass ein höherer PCI-Wert, der eine größere Gangbildvariabilität und Gangunsicherheit darstellt, mit einem geringeren MoCA-Testergebnis und damit größerem kognitiven Defizit korrelierte.

4.12.2 Ergebnisse des Kontrollkollektivs

Die multiple Regression zeigte für das Kontrollkollektiv, dass das MoCA-Ergebnis positiv mit dem Wert der ‚RoM Trunk frontal‘ unter der auditiven Ablenkung korrelierte (Regressionskoeffizient $B = 0.463$; standardisierter Koeffizient = 0.484 ; $p = 0.003$).

Für den Parameter ergab sich dabei, dass mit jedem steigenden Punktwert des ‚RoM Trunk frontal‘ unter auditiver Ablenkung das MoCA-Testergebnis um 0.463 anstieg.

Die ausgeschlossenen Variablen sind in Tabelle 16 im Anhang (Seite 98) dargestellt.

4.13 Zusammenfassung der Ergebnisse

Alle hier und im Folgenden aufgeführten Ergebnisse beruhen auf signifikanten Unterschieden, andernfalls werden Unterschiede als Tendenz oder Trend bezeichnet.

Schrittlänge

Die Schrittlänge der Parkinsonpatienten zeigte sich geringer als die der Kontrollprobanden. Zudem war erkennbar, dass die Schrittlänge der Parkinsonpatienten unter den beiden Ablenkungen geringer war als unter der Normalbedingung, wobei die Art der Ablenkung keinen Unterschied ergab. Eine Ablenkung führte im Kontrollkollektiv zu keiner Veränderung.

Schrittgeschwindigkeit

Das Patientenkollektiv wies eine geringere Schrittgeschwindigkeit als das Kontrollkollektiv auf. Außerdem nahm die Schrittgeschwindigkeit der Parkinsonpatienten unter beiden DT-Aufgaben ab, wobei sich kein Unterschied zwischen den beiden Formen der Ablenkung ergab. Im Kontrollkollektiv zeigte sich eine abnehmende Schrittgeschwindigkeit unter auditiver Ablenkung, die Schrittgeschwindigkeit unter motorischer Ablenkung unterschied sich weder zur Normalbedingung noch zur auditiven Ablenkung.

Schrittfrequenz

Die Schrittfrequenz der beiden Kollektive zeigte unter den DT-Bedingungen unterschiedliche Veränderungen. Während im Patientenkollektiv eine Ablenkung jeder Art zu einer Abnahme führte, war im Kontrollkollektiv eine Abnahme nur unter auditiver Ablenkung zu erkennen. Des Weiteren zeigte sich, dass das männliche Kollektiv unter Normalbedingungen eine geringere Schrittzahl pro Zeit aufwies als das weibliche Kollektiv.

„PCI“

Im Vergleich beider Kollektive stellte sich die bilaterale Koordination des Parkinsonkollektivs asymmetrischer dar. Die motorische Ablenkung hatte einen höheren Einfluss auf den ‚PCI‘ und zeigte im Vergleich zur auditiven Ablenkung eine Zunahme des Wertes und damit eine Zunahme der Asymmetrie in der Parkinson- sowie in der Kontrollgruppe.

„Swing asymmetry“

Die Parkinsonpatienten zeigten einen höheren Wert der ‚Swing asymmetry‘ als die Kontrollprobanden. Korrelierend zum ‚PCI‘ zeigte sich auch für die ‚Swing asymmetry‘, dass diese unter motorischer Ablenkung im Vergleich zur Normalbedingung signifikant zunahm.

‚RoM Trunk frontal/horizontal‘ und ‚RoM Shank mean‘

Das Patientenkollektiv hatte im Vergleich zum Kontrollkollektiv ein geringeres Bewegungsausmaß. Zudem führte eine auditive Ablenkung zu einer weiteren Abnahme der Rumpfschwankungen, eine motorische Ablenkung hingegen führte zu einer Zunahme. Die DT-Bedingungen hatten in den Messungen der Rumpfschwankungen der Kontrollgruppe keine Auswirkungen.

Relative Veränderungen unter DT

In der Betrachtung der relativen Veränderungen unter DT mit der Normalbedingung als Referenz ergab sich, dass sich zwar die Absolutwerte unterschieden, die relativen Werte sowohl für das Patienten als auch das Kontrollkollektiv keine Signifikanz aufwiesen und DT in beiden Kollektiven somit keine Veränderung der Gangbildparameter hervorrief.

Korrelation zum UPDRS

Anhand einer berechneten Regression konnte festgestellt werden, dass ein höherer Wert des ‚PCI‘ unter Normalbedingung mit einem höheren Wert des UPDRS korrelierte.

Korrelation zu den Ergebnissen des MoCA-Tests

Die Ergebnisse des MoCA-Tests standen im Patientenkollektiv mit dem Parameter ‚Stride velocity‘ unter motorischer Ablenkung in positiver Beziehung und mit dem ‚PCI‘ unter auditiver Ablenkung in negativer Beziehung. Im Kontrollkollektiv zeigte sich eine positive Korrelation zwischen dem MoCA-Ergebnis und dem ‚RoM Trunk frontal‘ unter auditiver Ablenkung.

5. Diskussion

5.1 Diskussion der Methodik

In Zusammenschau der erhobenen Daten und deren Auswertungen lagen wie bereits in Kapitel 4.13 beschrieben in den meisten Fällen signifikante Unterschiede zwischen den Gangbildparametern beider Gruppen vor, jedoch zeigten sich in nicht allen Fällen unterschiedliche Veränderungen der Gangbildparameter beider Gruppen unter den verschiedenen Bedingungen. Möglicherweise ist dies der Tatsache geschuldet, dass die Patienten keine höhergradigen Einschränkungen haben durften, sie sich somit eher im leicht betroffenen Erkrankungsstadium befanden und in ihrem Gangbild nur so weit eingeschränkt sein durften, dass sie noch in der Lage waren, ohne Hilfe zwei Minuten zu gehen. Eine Gehhilfe in Form eines Gehstockes oder eines Rollators hätte die Messungen verfälscht, sodass diese Hilfsmittel als Ausschlusskriterium anzusehen waren.

Des Weiteren führten wir die Überlegungen, Patienten, die stärker im Gangbild beeinträchtigt waren, während der Messung zu begleiten und neben oder hinter ihnen zu gehen. Allerdings kamen wir auch hier zu dem Schluss, dass dies möglicherweise zu einer Ablenkung und damit zu einer Verfälschung der Messergebnisse führen würde.

So kamen zum aktuellen Zeitpunkt weniger signifikante Unterschiede zum Vorschein, doch spiegelt dies auch das frühe Erkrankungsstadium wider, was für den Beginn einer Langzeitstudie und in diesem Rahmen den Untersuchungen des Krankheitsverlauf mit Augenmerk auf das Gangbild erstrebenswert war. Das Ziel der Studie ist es, bereits in einem frühen Erkrankungsstadium veränderte Gangbildparameter zu finden, die mit einer erhöhten Sturzgefahr korrelieren, sodass es daher nur schlüssig ist, bei Studienbeginn leicht Erkrankte zu untersuchen und deren Krankheitsverlauf in der Langzeitstudie zu beobachten.

Eine weitere Problematik, die sich leider nicht verhindern ließ, war, dass die Messungen während des Krankenhausbetriebes durchgeführt wurden und wir einen Flur als Gehstrecke nutzen mussten, der für das Krankenhauspersonal weiter zugänglich war und für die üblichen Transporte von Patientenbetten und Sonstigem genutzt wurde. Daher wird es während der Messungen möglicherweise zu Ablenkungen gekommen sein, die zu einem Ausweichen und kurzen Anhalten der Probanden geführt haben könnten. Um die Fehlerquote möglichst gering zu halten, baten wir vor den Messungen die Probanden, ein Ausweichen oder Anhalten möglichst zu vermeiden. Eine Strecke, die nur für die Gangbildanalysen genutzt wird, wäre wünschenswert gewesen, ließ sich jedoch leider nicht umsetzen.

Ein anderer kritischer Aspekt bestand darin, einen Geschlechterausgleich zur besseren Vergleichbarkeit zu schaffen. So überwog die Zahl der männlichen Probanden im Patientenkollektiv, da nicht ausreichend weibliche Probanden zu Verfügung standen, um eine gleichmäßige Verteilung zu gewährleisten. Dieser fehlende Geschlechterausgleich zeigte sich bereits in anderen Studien (Vance et al., 2015; Kerr et al., 2010) und könnte durch die höhere Prävalenz des männlichen Geschlechts erklärt werden.

Da unsere Studie nicht den Einfluss der Medikamente, sondern den Einfluss der verschiedenen Bedingungen beleuchten sollte, berücksichtigen wir in der Analyse nicht die Medikation der Parkinsonpatienten. Zudem ist zu sagen, dass eine Medikation zu keiner Schwankung innerhalb des kurzen Zeitraums der Messung geführt hätte, welche hätte berücksichtigt werden müssen.

Jedoch ist zu beachten, dass es bei den Patienten zu tageszeitlichen Schwankungen der Ausprägungen der Symptomatik kommen kann und die Resultate unserer Studien Momentaufnahmen der Erkrankung darstellen. Im Rahmen erneuter Messungen sollten daher Messungen zu möglichst unterschiedlichen Tageszeiten durchgeführt werden, um die täglichen Einschränkungen besser widerspiegeln zu können.

Dabei ist jedoch zu sagen, dass der aktuelle UPDRS, welchen wir zu Beginn der Messung erhoben haben, den aktuellen Zustand des Probanden wiedergab und somit auch den Schweregrad der Erkrankung zeigt, den wir zu diesem Zeitpunkt zusätzlich als Momentaufnahme in Form der Gangbildanalysen untersuchten.

Eine prinzipielle Schwierigkeit besteht darin, im Anfangsstadium der Erkrankung, in dem sich der Großteil unserer Probanden befand, ein idiopathisches von einem atypischen Parkinson-Syndrom zu unterscheiden. So ist zu berücksichtigen, dass sich innerhalb des Patientenkollektivs möglicherweise auch Probanden befanden, die nicht unter dem idiopathischen Parkinson-Syndrom, sondern unter einem atypischen Parkinson-Syndrom leiden. Nach klinischen Kriterien war bei allen Patienten von einem idiopathischen Parkinson-Syndrom auszugehen, doch könnte sich im späteren Verlauf auch ein atypisches Parkinson-Syndrom zeigen. Daher ist die Verlaufsbeobachtung der Probanden umso wichtiger. Die atypischen Parkinson-Syndrome haben einen anderen Verlauf als das idiopathische Parkinson-Syndrom, sodass im Hinblick auf erneute Messungen im Rahmen einer Langzeitstudie insbesondere darauf zu achten wäre. So könnte die Verlaufskontrolle der Gangbildanalyse möglicherweise auch dazu dienen, die Differenzierung zwischen Morbus Parkinson und einem atypischen Parkinson-Syndrom zu vereinfachen.

Die Problematik in der Unterscheidung der verschiedenen Bewegungsstörungen und der Aussagekraft der Ganganalyse bezüglich einer Einstufung der Sturzgefahr für das Individuum wurde bereits in anderen Studien beschrieben (Ossig et al., 2016). Ergibt sich beispielsweise im Verlauf der Erkrankung, dass ein Patient nicht wie anfangs angenommen

unter Morbus Parkinson, sondern unter einem der atypischen Parkinson-Syndrome leidet, so ist die Aussage über eine Sturzgefahr nicht mit der bei dem Morbus Parkinson zu vergleichen, da der Progress und damit auch die Gangbildverschlechterungen bei den atypischen Parkinson-Syndromen meist schneller fortschreitet als bei dem Morbus Parkinson.

In der aktuellen Datenauswertung prüften wir mittels der ‚Swing asymmetry‘ und des ‚PCI‘ die Asymmetrie des Gangbildes beider Kollektive. Zudem untersuchten wir anhand des Hoehn & Yahr-Stadiums und anhand des UPDRS, ob klinisch eine Seitenbetonung des Parkinson-Syndroms vorlag. Allerdings prüften wir bislang nicht, ob zwischen der klinischen Asymmetrie und der Asymmetrie, welche sich aus den Ganganalysen ergab, eine mögliche Korrelation bestand. Im Verlauf der Langzeitstudie wäre es zu untersuchen, ob sich die klinisch beobachtete Seitenbetonung auch in der Gangbildanalyse widerspiegelt. So könnten bei einer asymmetrisch ausgeprägten Symptomatik beispielsweise die Extremitätenbewegungen im direkten Vergleich untersucht werden.

Aufgrund der Tatsache, dass die Probanden die Wegstrecke eigenständig zurücklegten, konnte während der Messung unter DT zudem nicht kontrolliert werden, ob die motorische Aufgabe durch den Probanden ununterbrochen durchgeführt wurde.

Zudem könnte auch die Ausführung der DT-Aufgaben mit beurteilt werden. Vor den Messungen wurden die Probanden darauf hingewiesen, sich nicht auf das Gangbild zu konzentrieren, doch könnte dies anhand der Auswertung der DT-Aufgabe untersucht werden. Zeigt ein Patient unter DT beispielsweise größere Gangbildveränderungen als ein anderer Patient, wäre es vorstellbar, dass ein Proband sich mehr auf die DT-Aufgabe konzentriert und hier bessere Ergebnisse erzielt hat, als der andere Proband, der zwar geringere Auffälligkeiten im Gangbild zeigte, dafür aber schlechtere Ergebnisse in der DT-Aufgabe.

5.2 Schrittlänge, Schrittgeschwindigkeit und Schrittfrequenz

Anhand der vorliegenden Messergebnisse konnte eine geringere Schrittlänge der Parkinsonpatienten im Vergleich zu den Kontrollprobanden festgestellt werden. So ließ sich anhand des Parameters bereits eines der charakteristischen Merkmale des Gangbildes von Parkinsonpatienten - die reduzierte Schrittlänge - identifizieren. Dieses Ergebnis stimmt daher mit den Ergebnissen diverser Studien überein (Schoneburg et al., 2013; Wild et al., 2013; Lohnes et al., 2011; Plotnik et al., 2007; Yogev et al., 2007).

Zudem kam es zu einer Reduktion der Schrittlänge unter Ablenkung. Dabei war die Art der Ablenkung nicht von Bedeutung. Allerdings könnte man anhand der Effektstärke sagen, dass die Abnahme der Schrittlänge unter auditiver Ablenkung im Vergleich zur Normalbedingung etwas stärker ausgeprägt war als die Abnahme unter motorischer Ablenkung. Diese Dynamik ließ sich lediglich für das Patientenkollektiv erkennen. So zeigte sich, dass die Ausübung einer zusätzlichen Aufgabe nur bei den Parkinsonpatienten einen Effekt erzielte, welcher sich als Abnahme der Schrittlänge äußerte. Somit wurde deutlich, dass eine parallel durchzuführende Handlung einen Einfluss auf die Schrittlänge der Parkinsonpatienten hatte, nicht jedoch auf die Schrittlänge der Gesunden.

Diese Ergebnisse entsprachen zum Teil den Ergebnissen der Studie von O'Shea et al., in der eine zusätzliche Aufgabe dazu führte, dass die Schrittlänge abnahm, die Art der Ablenkung (kognitiv versus motorisch) jedoch keinen unterschiedlichen Effekt zeigte. Die Probanden mussten bei der motorischen Aufgabe Münzen von einer Tasche, welche sich auf Hüfthöhe rechts befand, in eine Tasche auf der linken Seite stecken. Bei der kognitiven Aufgabe sollte eine fortlaufende Subtraktion gerechnet werden. Alle Bedingungen mussten dreimal durchlaufen werden. Im Gegensatz zur vorliegenden Studie ließ sich die Auswirkung der DT-Aufgaben sowohl für das Patientenkollektiv als auch für das Kontrollkollektiv erkennen (O'Shea et al., 2002). Insbesondere die motorischen Aufgaben beider Studien ähnelten sich, sodass die unterschiedlichen Ergebnisse verwundern. Ein möglicher Erklärungsansatz wäre, dass die motorische Aufgabe in der Studie von O'Shea dreimal durchgeführt wurde, sodass sich aufgrund einer größeren Belastung deutlichere Veränderungen des Gangbildes, auch im Kontrollkollektiv zeigten. Die kognitiven Aufgaben beider Studien unterschieden sich in ihrer Komplexität und in ihren Ansprüchen, wodurch man die Vergleichbarkeit in Frage stellen muss.

In der Studie von Galletly et al. dagegen ließ sich erkennen, dass eine zusätzlich kognitive Aufgabe einen größeren Einfluss auf die Schrittgeschwindigkeit hatte als eine motorische Aufgabe, sodass es unter der kognitiven Aufgabe zu einer deutlicheren Reduktion der Schrittgeschwindigkeit kam als unter der motorischen Aufgabe (Galletly et al., 2005).

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie überschneiden sich somit mit Teilergebnissen beider hier angeführten Studien.

Häufig wurden Veränderungen des Gangbildes lediglich unter kognitiven Ablenkungen untersucht (Yogev et al., 2005; Hausdorff et al., 2003). Der Vorteil von der Untersuchung der kognitiven Ablenkungen auf das Gangbild ist, dass die Aufgaben im Vergleich zu motorischen Aufgaben häufig besser kontrollierbar sind und man dadurch die korrekte Durchführung der Aufgaben sicherstellt, was bei motorischen Aufgaben zum Teil schwieriger umsetzbar ist. Doch im Hinblick auf die Fragestellung und der Übertragung auf das tägliche Leben der Patienten, parallel zum Gehen auch motorische Tätigkeiten auszuüben, ist eine Messung unter motorischen Ablenkungen relevant.

In dem Vergleich der Ergebnisse mehrerer Studien ist die Art der Aufgabe sowie deren Komplexität zu berücksichtigen. So konnten Morris et al. in ihrer Studie feststellen, dass eine Abnahme der Schrittlänge mit der Komplexität der zusätzlich gestellten Aufgabe korrelierte (Morris et al., 1994). Außerdem ergab sich in einer weiteren Studie, dass Parkinsonpatienten in der Lage waren, durch eine bewusste Konzentration auf die Schrittlänge sowie durch visuelle Hilfestellungen die Schrittlänge zu erhöhen (Morris et al., 1996). Dieser Aspekt wäre in folgenden Messungen im Rahmen der angelegten Langzeitstudie mit Verlaufskontrollen interessant zu untersuchen.

In der Messung der Schrittgeschwindigkeit war zu erkennen, dass das Patientenkollektiv unter Ausübung der DT-Aufgabe in ihrer Schrittgeschwindigkeit langsamer wurde. Dabei war, wie auch bei der Schrittlänge, kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Arten der Ablenkung zu erkennen. Allerdings zeigte sich anhand der Effektstärke auch hier, dass die Abnahme unter kognitiver Ablenkung stärker ausgeprägt war als die Abnahme unter motorischer Ablenkung (siehe Kapitel 4.3).

Des Weiteren waren die Parkinsonpatienten stets langsamer als das Kontrollkollektiv. So ließ sich auch anhand dieses Parameters ein weiteres Symptom des Morbus Parkinson- die reduzierte Schrittgeschwindigkeit - identifizieren.

Interessanterweise konnte auch innerhalb des Kontrollkollektivs eine signifikante Abnahme der Schrittgeschwindigkeit unter auditiver DT-Aufgabe nachgewiesen werden. Die motorische Aufgabe ergab im Vergleich zur Normalbedingung keinen signifikanten Unterschied der Schrittgeschwindigkeiten.

Besonders die Schrittgeschwindigkeit als am häufigsten erfasster Parameter zur Analyse des Gangbildes wurde in diversen Studien beleuchtet. Dabei stellte sich heraus, dass dieser Parameter eine gute Aussagekraft zur Unterscheidung zwischen Gesunden und neurologisch Erkrankten sowie zwischen fallers und non-fallers hat (Menant et al., 2014; Al-Yahya et al., 2011). Dillmann et al. stellten fest, dass die Adaption der Schrittgeschwindigkeit an ein von außen vorgegebenes Tempo bei Parkinsonpatienten im Gegensatz zu einem Kontrollkollektiv eingeschränkt ist (Dillmann et al., 2014).

In einer Studie von Elbers et al. konnten anhand der Schrittgeschwindigkeit Personen identifiziert werden, die häufig spazieren gingen und damit eine hohe körperliche Aktivität hatten (Elbers et al., 2013). Eine weitere Studie konnte einen Zusammenhang zwischen der Schrittgeschwindigkeit und der Kognition herausstellen (Paker et al., 2015). Dieses Ergebnis lässt sich auch in der hier vorliegenden Studie erkennen, da innerhalb des Patientenkollektiv die Schrittgeschwindigkeit unter motorischer Ablenkung mit dem Ergebnis des MoCA korrelierte. Ein besseres Ergebnis im MoCA ging mit einer höheren Schrittgeschwindigkeit einher.

So kommt die Frage auf, ob dieser Parameter auch geeignet ist, eine eventuelle Sturzgefahr vorhersagen zu können. Mit dieser Fragestellung beschäftigten sich bereits mehrere Studien. Paul et al. stellten in einer Studie die drei aussagekräftigsten Faktoren zur Bestimmung der Sturzgefahr von Parkinsonpatienten dar: Neben dem Freezing of Gait und der Anzahl der Stürze des vergangenen Jahres zählte die erniedrigte Schrittgeschwindigkeit zu diesen Faktoren. Ein Wert von < 1.1 m/s wurde dabei als cut off-Wert bestimmt (Paul et al., 2013). Weitere Studien nannten die Schrittgeschwindigkeit ebenfalls als guten Screening-Parameter zur Bestimmung der Sturzgefahr. Dabei wurden cut off-Werte von < 1.13 m/s sowie < 0.98 m/s ermittelt (Lord et al., 2016; Nemanich et al., 2013).

Anhand der gegenwärtigen Studie wurden bereits Unterschiede der beiden Kollektive in den Mittelwerten der Schrittgeschwindigkeit unter den verschiedenen Bedingungen deutlich (siehe Kapitel 4.3). Aus der Vielzahl der Studien, die sich mit der Schrittgeschwindigkeit und der Bedeutung für das Sturzrisiko beschäftigt haben, ergibt sich, dass bei der Suche nach einem Screening-Parameter zur Ermittlung des Sturzrisikos der Parkinsonpatienten im Rahmen der Langzeitstudie ein besonderes Augenmerk auf diesen Parameter gelegt werden sollte.

In der Untersuchung der Schrittfrequenz zeigten sich folgende Auffälligkeiten: Insgesamt ließ sich kein signifikanter Unterschied der Schrittfrequenz im Gangbild des Patienten- und des Kontrollkollektivs erkennen. In der genaueren Betrachtung beider Gruppen zeigte sich jedoch, dass die Ablenkungen unterschiedliche Einflüsse auf die Gangbilder beider Gruppen hatten. Die Parkinsonpatienten wiesen unter Ablenkung eine geringere Schrittfrequenz auf, wobei die Art der Ablenkung keine Relevanz besaß. Die Kontrollprobanden dagegen zeigten eine Abnahme der Schrittfrequenz nur unter auditiver Ablenkung. Des Weiteren war bei den Männern im Vergleich zu den Frauen eine geringere Schrittfrequenz erkennbar.

Auch die Auffälligkeiten der Schrittfrequenz von Parkinsonpatienten wurde bereits mehrfach untersucht. Morris et al. zeigten in diversen Studien, dass die Regulierung der Schrittfrequenz bei Parkinsonpatienten entgegen beispielsweise der Regulierung der Schrittlänge häufig intakt erscheint (Al-Yahya et al., 2011; Morris et al., 1996; Morris et al., 1994), was mit den hier vorliegenden Ergebnissen übereinstimmt. In einer weiteren Studie

wurde beschrieben, dass die Schrittfrequenz ein Kompensationsmechanismus sei, um eine geringere Schrittlänge auszugleichen, wodurch es im Vergleich zum Gesunden zu einer höheren Schrittfrequenz käme (Morris et al., 1994).

Zudem zeigte sich in einigen Studien, dass sich die Schrittfrequenz unter DT nicht signifikant veränderte, was jedoch nicht den vorliegenden Ergebnissen entsprach, und sie mittels Konzentration der Probanden einfacher zu kontrollieren war als die Schrittgeschwindigkeit (Al-Yahya et al., 2011; Morris et al., 1996; Morris et al., 1994). Anhand dieser Ergebnisse stellten Morris et al. die Hypothese auf, dass die Regulation der Schrittfrequenz im Gegensatz zur Regulation der Schrittlänge nicht unter dem Einfluss der Basalganglien stehe (Morris et al., 1994). Diese Hypothese wurde auch durch eine Meta-Analyse von Al-Yahya gestützt (Al-Yahya et al., 2011).

Die vorliegende Studie konnte die beschriebene erhöhte Schrittfrequenz der Parkinsonpatienten im Vergleich zu den Kontrollprobanden nicht bestätigen. Allerdings ist anhand der Daten zu erkennen, dass es entgegen der beschriebenen Studienergebnisse von Morris et al. sowie Al-Yahya et al. unter Ablenkung zu einer geringeren Schrittfrequenz kam, was mit einer Reduktion der Schrittlänge unter Ablenkung in Verbindung stehen könnte und worunter es auch zu einer Verringerung der Schrittgeschwindigkeit käme.

5.3 ‚Phase Coordination Index‘ und ‚Swing asymmetry‘

Wie bereits in Kapitel 3.4 erwähnt, wird der ‚PCI‘ zur Beschreibung eines symmetrischen Gangbildes genutzt und dient als Maß der bilateralen Koordination. Je höher der Wert des ‚PCI‘ ist, desto asymmetrischer erscheint das Gangbild (siehe Abbildung 3 in Kapitel 3.2). Anhand der Messungen war zu erkennen, dass die Parkinsonpatienten einen höheren Wert als die Kontrollprobanden aufwiesen und dieser signifikante Unterschied aufgrund seiner hohen Effektstärke als sehr stark zu interpretieren ist. Dies bedeutet nun, dass die Parkinsonpatienten im Vergleich zu dem Kontrollkollektiv ein asymmetrischeres Gangbild darboten.

Des Weiteren zeigte sich im Gegensatz zu den Parametern Schrittgeschwindigkeit, Schrittlänge und Schrittfrequenz kein Unterschied zwischen der Normalbedingung und der auditiven Ablenkung. Dagegen ließ sich für das Gesamtkollektiv ein Trend eines zunehmenden ‚PCI‘ unter motorischer Ablenkung identifizieren, was bedeutet, dass es hierunter zu einer diskreten Zunahme einer Asymmetrie kam. Im Vergleich der beiden Arten der Ablenkung konnte interessanterweise ein signifikant höherer Wert unter der motorischen Ablenkung im Vergleich zur auditiven Ablenkung festgestellt werden. So hatte eine motorische Ablenkung vergleichend mit der auditiven Ablenkung einen höheren Einfluss auf das Gangbild. Vergleicht man dieses Ergebnis mit den Ergebnissen der Schrittlänge, -geschwindigkeit und -frequenz ist dies überraschend, da bei diesen Gangbildparametern jeweils die auditive Ablenkung zu einer etwas größeren Veränderung führte.

Als ursächlich anzunehmen ist hierbei, dass die Hand- und Armbewegungen, die zur Ausübung der motorischen Aufgabe notwendig waren, eine Veränderung des gesamten Bewegungsapparates während des Gehens implizierte, wodurch es zu einer Veränderung der Symmetrie kam.

Bislang wurde der Parameter nur in wenigen Studien untersucht. Dabei wurde beschrieben, dass sich der ‚PCI‘ von Parkinsonpatienten signifikant sowohl von jungen als auch von älteren Kontrollprobanden unterscheidet (Plotnik et al., 2007). Zudem führte DT in Form einer kognitiven Aufgabe zu einer signifikanten Zunahme innerhalb des Patientenkollektivs, nicht jedoch im Kontrollkollektiv (Plotnik et al., 2009). Die Ergebnisse der beschriebenen Studien stimmen demnach nicht mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie überein. Zwar unterschieden sich die Werte der beiden Kollektive signifikant voneinander, jedoch führte eine auditive Ablenkung in beiden Gruppen zu keiner signifikanten Veränderung.

Allein jedoch die Tatsache, dass der ‚PCI‘ der Parkinsonpatienten über dem der Kontrollprobanden lag, spiegelt das klinische Merkmal des asymmetrischen Gangbildes wider, welches in der Literatur oftmals beschrieben wurde (siehe Kapitel 2.3) und als eines der Risikofaktoren eines erhöhten Sturzrisikos genannt wurde.

Die ‚Swing asymmetry‘ zeigte ähnlich wie der ‚PCI‘, dass der Wert der ‚Swing asymmetry‘ des Parkinsonkollektivs über dem der Kontrollgruppe lag. Dieses Ergebnis stimmt somit mit den Ergebnissen mehrerer Studien überein (Lord et al., 2016; Yogev et al., 2007; Baltadijeva et al., 2006).

Im Gegensatz zum ‚PCI‘ konnte außerdem ein signifikanter Anstieg der ‚Swing asymmetry‘ unter motorischer Ablenkung identifiziert werden. Eine auditive Ablenkung führte im Vergleich zur Normalbedingung zu keiner wesentlichen Veränderung. Zwischen den beiden Arten der Ablenkung konnte ein Trend nachgewiesen werden, der zeigte, dass eine motorische Ablenkung einen größeren Einfluss auf die ‚Swing asymmetry‘ hatte. Diese Veränderungen unter Ausübung der DT-Aufgaben galten für das Gesamtkollektiv, somit hatten die Ablenkungen auf beide Gruppen einen vergleichbaren Effekt. Im Gegensatz dazu ließ sich in der Studie von Yogev et al. erkennen, dass eine kognitive Ablenkung bei den Parkinsonpatienten und den idiopathic fallers zu einem Anstieg der ‚Swing asymmetry‘ führte, nicht hingegen bei der Kontrollgruppe (Yogev et al., 2007). In der genannten Studie war erkennbar, dass die ‚Swing asymmetry‘ des Patientenkollektivs größer war als die des Kontrollkollektivs, was jedoch mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie wiederum übereinstimmt. Nun muss man sich die Frage stellen, warum es in der Studie von Yogev et al. zu keiner Veränderung bei dem Kontrollkollektiv unter DT kam, in der hier vorliegenden Studie hingegen schon und warum DT auf das Patienten- und Kontrollkollektiv einen ähnlichen Effekt hatte. Im Vergleich beider Studien fällt auf, dass unterschiedliche DT-Aufgaben gewählt wurden. Bei Yogev et al. wurde eine kontinuierliche Subtraktion, beginnend mit der Zahl 500, als kognitive Aufgabe gefordert. Fraglich ist somit die Vergleichbarkeit beider Aufgaben. Des Weiteren fiel auf, dass bei Yogev et al. der Altersunterschied zwischen dem Patienten- und Kontrollkollektiv 4.4 Jahre betrug, das Patientenkollektiv im Durchschnitt 8.24 Jahre älter war als unser Kollektiv und einen höheren UPDRS aufwies. So ist kommt man auch hier zu dem Schluss, dass möglicherweise die unterschiedlichen Charakteristiken der Kollektive eine direkte Vergleichbarkeit beider Studienergebnisse erschwert.

Auch anhand des Parameters ‚Swing asymmetry‘ konnte die bereits beim ‚PCI‘ beschriebene erhöhte Asymmetrie im Gangbild von Parkinsonpatienten, welche laut Literatur eine erhöhte Sturzgefahr hervorruft, nachgewiesen werden.

Auffällig war, dass nur eine motorische DT-Aufgabe zu einem Anstieg der Asymmetrie führte, wohingegen es bei den oben beschriebenen Parametern Schrittlänge, Schrittgeschwindigkeit und Schrittfrequenz im Parkinsonkollektiv zu einer Reduktion der Werte unter beiden Ablenkungen kam.

So ist anzunehmen, dass dieser Unterschied vorliegt, weil verschiedene Hirnareale gefordert werden. Es stellt sich also die Frage, ob diese beschriebenen Gangbildveränderungen unter den jeweiligen Bedingungen auch im Verlauf der Erkrankung vorliegen werden oder ob sich bei Fortschreiten der Erkrankung mit einhergehender Zunahme der Gangstörung sowie größerer Einschränkung der kognitiven Fähigkeiten ein anderes Resultat ergeben wird.

5.4 ‚Range of Motion‘ des Rumpfes in frontaler und horizontaler Ebene und der Beine

Die Messungen der Rumpf- sowie Beinbewegungen ergaben für alle drei Parameter, dass die Parkinsonpatienten im Vergleich zu den Kontrollprobanden ein geringeres Bewegungsausmaß aufwiesen. Diese Ergebnisse stimmen daher mit den Ergebnissen diverser Studien überein, welche diese Auffälligkeiten beschrieben (Artigas et al., 2016; Horak et al., 2005; Van Emmerik et al., 1999; Carpenter et al., 2004; Horak et al., 1992). Daher ist zu betonen, dass dies als typisches Merkmal der Parkinson-Erkrankung zu werten und einhergehend anzunehmen ist, dass die Untersuchung der Bewegungsausmaßes des Rumpfes oder der Extremitäten das klinische Bild gut abbilden und objektivieren.

In der Betrachtung der Rumpfbewegungen in der frontalen Ebene unter DT zeigte sich innerhalb des Patientenkollektivs, dass eine auditive Ablenkung zu einer Abnahme der Bewegungen führte, wohingegen eine motorische Aufgabe keine signifikanten Veränderungen verursachte. Dabei ergaben sich innerhalb des Kontrollkollektivs je nach Geschlecht unterschiedliche Ergebnisse. Bei den gesunden Männern führte, ähnlich wie im Patientenkollektiv, eine auditive Ablenkung zu einer diskreten Abnahme der Rumpfbewegungen. Die gesunden Frauen dagegen zeigten unter motorischer Aufgabe ein im Vergleich zur Normalbedingung geringeres Maß an Rumpfbewegungen. Geschlechtsspezifische Unterschiede innerhalb des Patientenkollektivs konnten nicht nachgewiesen werden.

Die Rumpfbewegungen in der horizontalen Ebene ergaben, vergleichbar mit den Ergebnissen in der frontalen Ebene, dass die Rumpfbewegungen der Parkinsonpatienten unter auditiver Ablenkung am geringsten waren, wohingegen es unter motorischer Ablenkung zu einer Zunahme kam. Interessanterweise führte weder die auditive noch die motorische Aufgabe innerhalb des Kontrollkollektivs zu einer Veränderung der Rumpfbewegungen.

Da die Rumpfstabilität zur erfolgreichen Fortbewegung beitrage (Asai et al., 2017), haben sich bereits mehrere Studien mit der Untersuchung der Rumpfbewegungen beschäftigt.

Wiederholt zeigte sich, dass Patienten mit Morbus Parkinson eine geringere Änderung des Rumpfneigungswinkels und damit im Vergleich zu Gesunden eine kleinere posturale Schwankung hatten (Artigas et al., 2016; Horak et al., 2005; Carpenter et al., 2004; Van Emmerik et al., 1999; Horak et al., 1992). Die Untersuchung von Patienten mit einem neu diagnostizierten Morbus Parkinson und damit einer geringeren Beeinträchtigung hatten in der Studie von Van Emmerik et al. gezeigt, dass die üblichen Gangbildparameter, wie zum Beispiel der Schrittlänge, keine Auffälligkeiten aufwiesen, wohingegen bei den Parametern zur Bestimmung der Rumpfbewegung ein Unterschied, in Form einer geminderten posturalen Schwankung, zu erkennen war. Daraus wurde gefolgert, dass die Parameter der Rumpfbewegung sensitiver seien (Van Emmerik et al., 1999). Das in der vorliegenden Studie

untersuchte Patientenkollektiv befand sich wie auch in der Studie von Van Emmerik et al. in einem frühen Erkrankungsstadium. Zwar stimmten die Ergebnisse einer verringerten Rumpfstabilität der Patienten im Vergleich zu den Gesunden überein, doch ließen sich im Gegensatz zu der angeführten Studie auch Unterschiede anderer Gangbildparameter erkennen, sodass eine höhere Sensitivität der Parameter zur Rumpfstabilität nicht bestätigt werden konnte.

Im Verlauf der Erkrankung und mit zunehmender Symptomatik nehme die Rigidität des Rumpfes weiter zu, was zu einer erhöhten Sturzgefahr führe, so Artigas et al. (Artigas et al., 2016).

Des Weiteren zeigte ein Pull back-Test, dass das passive Ziehen des Rumpfes nach hinten mit einer geminderten Rumpffrotation einhergehe. Statt den Körperschwerpunkt zu verlagern und zu stabilisieren, sei es bei Parkinsonpatienten zu einer Entwicklung einer zunehmenden Starre des Rumpfes gekommen, welche durch die parallele Kontraktion der Agonisten und Antagonisten der Rumpfmuskulatur entstehe (Carpenter et al. 2004).

Zudem sei die Angst vor Stürzen mit einer geringeren Rumpfbeweglichkeit assoziiert (Asai et al., 2017). Horak et al. stellten die Hypothese auf, dass eine verminderte posturale Schwankung nicht unmittelbar mit der Pathologie des Morbus Parkinson in Zusammenhang stehe, sondern eher als Kompensationsmechanismus einer posturalen Instabilität, die unter anderem durch eine Umverlagerung des Körperschwerpunktes zustande komme, zu verstehen sei (Horak et al., 1992).

Asai et al. hatten die Rumpfbewegungen unter DT-Bedingungen untersucht und dabei konträr zu den hier vorliegenden Ergebnissen festgestellt, dass die Rumpfschwankungen der Parkinsonpatienten unter motorischer Ablenkung weiter abnahmen, eine kognitive Aufgabe hatte eher zu einer verstärkten Rumpfschwankung geführt. Zur Erklärung wurde angeführt, dass eine motorische Aufgabe eine größere Rumpfstabilität erfordere, welche somit durch die verminderten Schwankungen erzielt worden sei (Asai et al., 2014). Dies widerspricht neben den Ergebnissen der vorliegenden Studie jedoch auch den Erkenntnissen, dass Parkinsonpatienten geringere posturale Schwankungen und damit eine verminderte Rumpfstabilität und eine erhöhte Sturzgefahr haben.

Die Messergebnisse der gegenwärtigen Studie, die sich unter DT ergaben, hatten gezeigt, dass eine auditive Ablenkung zu verringerten Rumpfbewegungen führte, woraus nach angegebener Literatur eine erhöhte Sturzgefahr resultiere. Demnach könnte man schlussfolgern, dass in Betrachtung der vorliegenden Ergebnissen die auditive Ablenkung einen größeren Einfluss auf die Rumpfbewegungen hat und daraus im Vergleich zur motorischen Ablenkung eher eine Rumpfindstabilität und erhöhte Sturzgefahr resultiere.

Dass es unter der motorischen Aufgabe zu einer Zunahme der Rumpfschwankungen kam, wäre möglicherweise damit zu erklären, dass durch die Aufgabe die Arme vermehrt bewegt werden musste, was sich möglicherweise auf den gesamten Rumpf übertragen hat.

Verwunderlich wäre bei dieser Überlegung jedoch, dass sich diese Zunahme nicht im Kontrollkollektiv gezeigt hatte.

Denn auffällig war, dass die Veränderungen der Rumpfbewegungen unter Ablenkung nur im Patientenkollektiv identifiziert werden konnten, wohingegen es im Kontrollkollektiv zu keinen signifikanten Unterschieden gekommen war. Eine Ablenkung führte demnach nur im Patientenkollektiv zu einer Veränderung der Rumpfbewegungen, wohingegen sie keinerlei Einfluss auf die Rumpfbewegungen des Kontrollkollektivs hatte. Daraus ergibt sich die Hypothese, dass die Untersuchung der Rumpfbewegungen mittels der hier verwendeten Untersuchungsmethoden insbesondere unter DT eine sensitive Diagnostik zur Identifikation von Parkinson-Erkrankten darstellt und anhand dieser eine valide Aussage über die posturale Instabilität und damit einhergehenden zunehmenden Sturzgefahr möglich zu sein scheint, wobei dies genauerer Untersuchungen bedarf, um der Hypothese weiter nachzugehen und Cut off-Werte der jeweiligen Parameter bestimmen zu können.

Für die Bewegungen des Beines galt, wie in Kapitel 4.9 bereits erwähnt, dass die Bewegungen der Parkinsonpatienten im Vergleich zu den Kontrollprobanden ein geringes Ausmaß hatten.

Diese Auffälligkeit wurde bereits von Carpenter et al. beschrieben und mit einer erhöhten Steife der Sprunggelenke und einer simultanen Kontraktion der Extensoren und Flexoren der Beine erklärt. Des Weiteren führe die Angst vor Stürzen zu einer erhöhten Muskelaktivität, woraus wiederum eine zunehmenden Starre der Gelenke resultiere (Carpenter et al., 2004).

Im Vergleich der Werte unter DT war ersichtlich, dass es in beiden Gruppen zu einer Abnahme des Bewegungsausmaßes der Beine kam, wobei kein Unterschied zwischen den beiden Arten der Ablenkung zu erkennen war. Ein Erklärungsansatz besteht darin, dass korrelierend zu der abnehmenden Schrittlänge unter DT das Bewegungsausmaß der Beine entsprechend gering ist. Dieser Hypothese könnte anhand der vorliegenden Werte sowie einer weiterführenden statistischen Auswertung und durch ergänzende Untersuchungen weiter erforscht werden.

5.5 Zusammenhang zwischen den Messergebnissen und dem UPDRS

Anhand der berechneten Regression konnte nachgewiesen werden, dass die Parameter Schrittgeschwindigkeit und ‚PCI‘ mit den erhobenen Werten des UPDRS (Teil III) korrelierten. Entsprechend äußerte sich dies darin, dass ein hoher Wert des ‚PCI‘ mit einem höheren UPDRS-Wert korrelierte.

Der UPDRS ist einer der am häufigsten verwendeten klinischen Tests, um den Schweregrad der Parkinsonerkrankung zu quantifizieren. Studien ergaben, dass er eine hohe Validität aufweist und geeignet ist, um die physischen und alltäglichen Einschränkungen der Patienten zu ermitteln (Tison et al., 2002; Stebbins and Goetz, 1998). Des Weiteren könne der UPDRS herangezogen werden, um ein erhöhtes Sturzrisiko zu erkennen (Gazibara et al., 2015; Pickering et al., 2007). So wurde in der Studie von Gazibara et al. beschrieben, dass ein Punktwert ≥ 69 im gesamten UPDRS zu einer erhöhten Sturzgefahr führe, sodass ab diesem Wert ein 2,35-fach erhöhtes Sturzrisiko vorliege. Dabei wurden Korrelationen zwischen klinisch erhobene Scores, darunter dem UPDRS, und den Ergebnissen eines Fragebogens zur Sturzhäufung von Parkinsonpatienten berechnet und herausgefunden, dass der UPDRS im Vergleich zu anderen klinischen Scores den höchsten prädiktiven Wert zur Vorhersage eines Sturzereignisses besaß (Gazibara et al., 2015).

Wie in Kapitel 2.4 bereits beschrieben, weist die Erhebung des UPDRS auch einige Hindernisse auf. So kommt die Frage auf, ob diese Hindernisse dazu führten, dass in der hier vorliegenden Studie nicht mehr als lediglich ein Parameter mit dem erhobenen UPDRS-Wert der Patienten korrelierte. Ob es an einer geringen Reabilität, wie bereits in diversen Studien erwähnt und in Kapitel 2.4 beschrieben (Maetzler et al., 2016; Mancini et al., 2016; Ossig et al., 2016), liegen könnte oder aus einer fehlenden Objektivität resultiert, bleibt unklar und bedarf im Rahmen einer Langzeitstudie weiterer Untersuchungen.

Ein Grund besteht sicherlich darin, dass das Patientenkollektiv, welches in der aktuellen Studie untersucht wurde, leichter von der Erkrankung betroffen war und sich in einem frühen Erkrankungsstadium befand. So wäre es erklärbar, dass zwischen den Messergebnissen der Ganganalysen und dem erhobenen UPDRS eine eher geringe Korrelation bestand. Umso interessanter ist es, das Patientenkollektiv im weiteren Verlauf im Rahmen einer Langzeitstudie zu untersuchen und die Korrelation des UPDRS mit den Messergebnissen in einem weiter fortgeschrittenen Erkrankungsstadium erneut zu berechnen. Anzunehmen wäre dabei, dass mehr Parameter als bisher mit den Werten des UPDRS korrelieren.

Bislang ging der Punktwert des UPDRS (III) in die Berechnung der Korrelation mit den einzelnen Gangbildparametern ein, jedoch ohne zu berücksichtigen, welche Extremitäten von einem möglichen Tremor betroffen waren. Daher wäre es interessant, auch diese Fragestellung in ergänzenden Studien zu beleuchten. Mittels Mobility Lab ist die Untersuchung der einzelnen Extremitäten (siehe Kapitel 3.1.2, Tabelle 1) möglich, sodass

man in weiteren Messungen ein Augenmerk auf die Unterschiede der Bewegungen der vom Tremor betroffenen Extremitäten legen könnte und wie sich diese Unterschiede auf das Gangbild auswirken.

Des Weiteren wäre es interessant, auch die durch einen Rigor stärker betroffene Körperhälfte, wie es in dem UPDRS untersucht wird, mehr in der Analyse der Gangbildparameter zu berücksichtigen. Dabei wäre beispielsweise interessant, ob ein stärker ausgeprägter Rigor, eine deutliche posturale Instabilität, welche mittels Pullback-Test geprüft wird, und eine pathologische Haltung mit geringeren ‚RoM‘-Werten einhergeht. Auch der Aspekt der Bradykinese, die ebenfalls explizit im UPDRS geprüft wird, wäre in weiteren Studien näher zu beleuchten und vor allem in Bezug auf die Schrittgeschwindigkeit zu prüfen.

Zudem wird in der Erhebung des UPDRS die Bewegung und der Rigor jeder Extremität einzeln untersucht und mit Punkten bewertet. So stellte sich die Frage, ob sich die klinisch ermittelten Symptome, beispielsweise einer rechtsbetonten Bradydysdiadochokinese, auch anhand der Mobility Lab-Parameter objektivieren lassen. Dies bedarf weiterer Untersuchungen im Rahmen der Langzeitstudie.

Bislang wurde nur der motorische Teil des UPDRS in die Studie miteinbezogen, doch wäre es im Hinblick auf die Sturzgefahr im Alltag ebenfalls interessant, auch den zweiten Teil des UPDRS, der die Aktivitäten des täglichen Lebens abfragt, zu berücksichtigen.

5.6 Zusammenhang zwischen dem Gangbild und den kognitiven Fähigkeiten

Morbus Parkinson geht mit kognitiven Defiziten und einem hohen Risiko einer Entwicklung einer Demenz einher (Garcia-Ptacek et al., 2016; Muslimovic et al., 2005). Zudem ist beschrieben, dass die posturale Instabilität und die Gangstörungen mit kognitiven Defiziten vergesellschaftet sind (Zou et al., 2017; Burn et al., 2006). Dabei wurde vor allem eine Korrelationen zwischen der Gangstörung mit einer posturalen Instabilität und den Einschränkungen beim räumlichen Denken sowie beim räumlichen Gedächtnis festgestellt (Domellöf et al., 2011). Anhand des MoCA-Tests ließen sich diese kognitiven Fähigkeiten objektivieren. Eine Meta-Analyse zeigte, dass der MoCA-Test in seiner Sensitivität und Spezifität bessere Ergebnisse zur Detektion eines kognitiven Defizits erzielte als der am häufigsten verwendete Test MMST (Mini-Mental State Examination) (Ciesielska et al., 2016; Nazem et al., 2009).

Bislang wurden erst wenige Studien durchgeführt, in denen eine Korrelation zwischen einzelnen Gangbildparameter und den kognitiven Fähigkeiten von Parkinsonpatienten untersucht wurden. Dabei wurde in einer Studie von Kim et al. festgestellt, dass Patienten mit kognitiven Defiziten eine signifikant geringe Schrittlänge aufwiesen als Parkinsonpatienten ohne kognitive Defizite. Probanden mit Defiziten des räumlich-visuellen Vorstellungsvermögen besaßen zudem eine geringere Schrittgeschwindigkeit (Kim et al., 2018).

So stellt sich die Frage, ob sich zwischen den kognitiven Fähigkeiten, welche mittels MoCA objektiviert wurden, und den Gangbildern unserer Probanden eine Korrelation ergibt.

Interessanterweise war erkennbar, dass der ‚PCI‘ mit den kognitiven Fähigkeiten, die im MoCA-Tests objektiviert wurden, in Zusammenhang steht - wie auch mit den Ergebnissen des UPDRS. Dabei ging eine geringere Punktzahl im MoCA-Test mit einem asymmetrischeren und damit unsicheren Gangbild einher. Außerdem zeigte sich, dass eine hohe Schrittgeschwindigkeit mit guten kognitiven Fähigkeiten korrelierte. Da Domellöf et al. festgestellt hatten, dass ein kognitives Defizit vor allem mit einer posturalen Instabilität korrelierte, war zuvor anzunehmen, dass sich ein Zusammenhang zwischen den MoCA-Ergebnissen und den ‚RoM‘ des Rumpfes zeigt (Domellöf et al., 2011). Dies bestätigte sich jedoch nicht. Interessant wäre nun, die Messergebnisse des IWalks mit denen des ISway zur Messung der posturalen Instabilität in Hinblick auf die MoCA-Ergebnisse zu vergleichen.

Für das Kontrollkollektiv konnte ein Zusammenhang zwischen den MoCA-Ergebnissen und dem ‚RoM‘ des Rumpfes in frontaler Ebene festgestellt werden. Dabei gingen gute kognitive Fähigkeiten mit einem großen Bewegungsausmaßes des Rumpfes einher. Auch hier wäre ein Vergleich mit dem Messverfahren ISway von Interesse.

5.7 Einfluss der auditiven und der motorischen Ablenkungen auf das Gangbild

Wie bereits in Kapitel 2.3 beschrieben, werden Ganganalysen häufig unter Ablenkung mittels einer DT-Aufgabe durchgeführt, um deren Auswirkungen auf das Gangbild zu untersuchen und eventuelle Gangunsicherheiten und Gangstörungen, die ohne Ablenkung durch eine volle Konzentration des Probanden auf das Gehen verschleiert bleiben würden, zu zeigen. Sehr viele Studien benutzten dabei kognitive Aufgaben zur Ablenkung und seltener motorische Aufgaben (Salazar et al., 2017; Smulders et al., 2012; Lohnes et al., 2011; Plotnik et al., 2009; Yogev et al., 2005; Hausdorff et al., 2003). Dabei erwies es sich als unklar, auf welche Art DT die Körperbewegungen beeinflusst (Freire Júnior et al., 2017) und welche Auswirkung der jeweilige Aufgabentyp auf das Gangbild hat (Galletly and Brauer, 2005).

Die hier vorliegende Studie zeigt aber, dass es ebenso wichtig ist, motorische Aufgaben als Äquivalent zur Ausübung parallel durchzuführender Handlungen im Alltag zu testen.

Unsere DT-Aufgaben stellten sich in Form einer auditiven Aufgabe zur kognitiven Ablenkung und einer motorischen Ablenkung dar. Die Frage, die sich nun stellt, ist, welche der beiden DT-Aufgaben zu welcher Änderung im Gangbild führt und ob die beiden verschiedenen Formen der Ablenkung unterschiedliche Einflüsse, eventuell sogar gegensätzliche Einflüsse auf das Gangbild haben.

Zudem besteht die Frage, ob DT auf verschiedene Parameter einen unterschiedlich großen Einfluss ausübt.

Diese Fragen wurden bereits in mehreren Studien kontrovers diskutiert. Galletly und Brauer stellten die Hypothese auf, dass bei einer größeren Beeinträchtigung des Gangbildes durch die Erkrankung die Art der Ablenkung (kognitiv versus motorisch) von geringerer Bedeutung ist. Bei Probanden, die milder betroffen seien, würde die Art der Ablenkung jedoch eine Rolle spielen (Galletly and Brauer, 2005). Insgesamt konnten sie allerdings feststellen, dass DT-Aufgaben im Parkinsonkollektiv einen großen Einfluss auf die Schrittlänge, einen geringeren Einfluss auf die Schrittgeschwindigkeit und keinen Einfluss auf die Schrittfrequenz hatten. Dabei ließ sich eine größere Reduktion der Schrittlänge unter kognitiven Aufgaben im Vergleich zur motorischen Aufgaben erkennen (Galletly and Brauer, 2005).

Zwar ließ sich im Vergleich zur Studie von Galletly und Brauer in unserer Studie ebenfalls erkennen, dass die Art der Ablenkung bei den Parametern Schrittlänge, -frequenz und -geschwindigkeit irrelevant war, doch ließen sich bei den anderen Parametern Unterschiede zwischen der auditiven und der motorischen Ablenkung erkennen. Geht man von der Hypothese von Galletly und Brauer aus, dass sich bei leicht betroffenen Erkrankten Unterschiede unter den verschiedenen Bedingungen zeigen, wird diese anhand der hier vorliegenden Studie zum Teil widerlegt, da sich unser Patientenkollektiv in einem frühen Erkrankungsstadium befand und sich bei den Gangbildparametern Schrittlänge, -frequenz

und -geschwindigkeit keine signifikanten Unterschiede zwischen den DT-Bedingungen darstellten.

Ein Unterschied zwischen den Gangbildern unter verschiedenen DT-Aufgaben bestätigte sich ebenfalls in einer Studie von Freire Júnior et al., die zeigte, dass es mehr signifikante Unterschiede zwischen der Normalbedingung und der kognitiven Aufgabe als zwischen der Normalbedingung und der motorischen Aufgabe gab. Daraus ergab sich die Schlussfolgerung, dass eine kognitive Ablenkung zu einer höheren Sturzgefahr führe als eine motorische Ablenkung (Freire Júnior et al., 2017). Dies entspricht nur zum Teil den hier vorliegenden Ergebnissen, da sich unter der auditiven Ablenkung zwar eine Abnahme der Rumpfschwankungen und einer anzunehmenden einhergehenden verstärkten posturalen Instabilität ergab, sich die Asymmetrie des Gangbildes, die ebenfalls ein Risikofaktor für eine erhöhte Sturzgefahr darstellt, jedoch unter motorischer Ablenkung verstärkte (siehe Kapitel 4.6, Kapitel 4.7, Kapitel 4.8). Daraus ergibt sich, dass die Arten der Ablenkungen auf die verschiedene Aspekte des Gangbildes einen unterschiedlichen Einfluss haben, sodass anhand der Ergebnisse nicht bestimmt werden kann, ob eine motorisch oder eine auditive Ablenkung mit einer größeren Sturzgefahr einhergeht. Dies bedarf weiterer Untersuchungen.

O'Shea et al. dagegen konnten keinen Unterschied zwischen der Art der Ablenkung und deren jeweilige Beeinflussung auf das Gangbild identifizieren (O'Shea et al., 2002), was in unserer Studie auf die Parameter Schrittfrequenz, -geschwindigkeit und -länge ebenfalls zutraf.

In einem systematischen Review und einer Meta-Analyse von Menant et al. wurde überraschenderweise festgestellt, dass es in der Messung der Schrittgeschwindigkeit zur Erfassung des Sturzrisikos älterer Personen keinen Unterschied macht, ob diese Messungen unter single task oder unter DT durchgeführt wurden (Menant et al., 2014), was unseren Ergebnissen widerspricht, da für das Patientenkollektiv ein signifikanter Unterschied der Schrittgeschwindigkeit unter der Normalbedingung und unter den Ablenkungen nachgewiesen werden konnte. Selbst im Kontrollkollektiv kam es unter der auditiven Ablenkung zu einer Verringerung der Schrittgeschwindigkeit.

Eine Meta-Analyse von Raffegau et al. umfasste 19 Studien und ergab dagegen, dass die Ausübung einer zusätzlichen Aufgabe während des Gehens mit einer signifikanten Verschlechterung des Gangbildes korreliert und dies unabhängig von der Art der Aufgabe zu beobachten war (Raffegau et al., 2018). Diese Ergebnis entspricht eher den Ergebnissen der vorliegenden Studie, da es im Patientenkollektiv bei allen Parametern zu Veränderungen unter DT kam. Allerdings konnten unter den beiden Arten der Ablenkung je nach Parameter zum Teil unterschiedliche Veränderungen, zum Teil vergleichbare Effekte detektiert werden.

Entsprechend der kontroversen Meinungen über den Einfluss von DT auf das Gangbild zeigten auch unsere Messungen unterschiedliche Resultate. In den Ergebnissen der Parameter Schrittlänge, Schrittgeschwindigkeit und Schrittfrequenz ergaben sich wie bereits oben genannt keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Arten der Ablenkung, wobei man jedoch anhand der Effektstärke von einer ausgeprägteren Tendenz unter der auditiven Ablenkung ausgehen kann. Für den ‚PCI‘ und die ‚Gait asymmetry‘ zeigte sich, dass eine motorische Ablenkung größere Veränderungen im Sinne einer Zunahme der Asymmetrie ergab, wohingegen die Bewegungsausmaße des Rumpfes und der Beine wiederum unter auditiver Ablenkung abnahmen.

So war zu erkennen, dass eine auditive Ablenkung einen größeren Einfluss auf die Parameter Schrittgeschwindigkeit, Schrittlänge, Schrittfrequenz und ‚RoM Trunk‘ in beiden Ebenen hatte und die beiden Parameter ‚Swing asymmetry‘ und ‚PCI‘ eher durch eine motorische Ablenkung beeinflusst wurden.

Wie bereits in Kapitel 5.2 beschrieben, besteht die Hypothese, dass aufgrund diverser Ergebnisse vergangener Studien angenommen wird, die Schrittfrequenz unterliege einem anderen Steuerungsmechanismus als beispielsweise die Schrittlänge. Da sich in den vorliegenden Ergebnissen die beiden Parameter ‚Swing asymmetry‘ und ‚PCI‘ in Bezug auf die Bedingungen deutlich von den anderen Parametern unterscheiden, kommt auch hier die Frage auf, ob diese Unterschiede möglicherweise dadurch zu begründen sind, dass diese beiden Bewegungen durch andere Steuerungsmechanismen reguliert werden und sich dadurch der Einfluss der beiden Aufgabentypen wie oben beschrieben von den anderen Parametern unterscheiden. Dieser Hypothese sollte in weiteren Studien nachgegangen werden.

Anhand der Ergebnisse war außerdem zu erkennen, dass nicht nur das Gangbild der Parkinsonpatienten, sondern auch das Gangbild der Kontrollprobanden durch DT beeinflusst wurde. Dies jedoch widerspricht den Annahmen, dass der Prozess des Gehens ein automatisierter Prozess sei und nur bei einer eingeschränkten exekutiven Funktion, wie es bei Morbus Parkinson sei, zu einer aufmerksamkeitsfordernden Aufgabe werde (siehe Kapitel 2.2.2). Zwar waren die Unterschiede im Patientenkollektiv deutlicher und häufiger zu erkennen, doch ließen sie sich auch im Kontrollkollektiv nachweisen, was ein Beleg dafür ist, dass das Gehen auch unter physiologischen Bedingungen bei Gesunden Aufmerksamkeit benötigt, um die eine parallel durchzuführende Aufgabe konkurriert, sodass es zu Veränderungen im Gangbild kommt.

5.8 Ausblick

Anhand der erhobenen Daten konnten diverse Unterschiede zwischen Parkinsonpatienten und den Kontrollprobanden sowie Unterschiede des Gangbildes unter den verschiedenen Versuchsbedingungen dargestellt werden. Diese Ergebnisse können mit den Resultaten anderer Studien verglichen werden, die Cut off-Werte für eine Sturzgefahr (siehe Kapitel 5.2.) definiert haben. Auch wenn zum aktuellen Zeitpunkt allein durch die hier vorliegenden Messergebnisse keine Aussage über die Sturzgefahr der Patienten gemacht werden kann, hat sich bereits jetzt gezeigt, dass die Messmethode und die erbrachten Ergebnisse, die mit denen anderer Studien vergleichbar waren, das Potential haben, das Sturzgefahr Risiko besser ermitteln zu können. Denn dieses Risiko zu identifizieren und es zu mindern, ist wichtig, um den Teufelskreis von Stürzen und Verletzungen zu unterbrechen (Nemanich et al., 2013).

Eine einzige Messung der Parkinsonpatienten und deren Vergleich mit den Kontrollprobanden sowie der Vergleich der Gangbilder unter den verschiedenen Bedingungen ist nicht ausreichend, um eine Aussage über das Sturzrisiko treffen zu können. Daher ist die vorliegende Arbeit der Beginn einer Langzeitstudie. Dabei ist das Ziel, die Patienten, die bereits an den ersten Messungen teilgenommen haben, nochmals zu untersuchen, um die Gangbildveränderungen im Verlauf der Erkrankung detektieren zu können. Wie häufig das Gangbild eines Probanden untersucht werden muss, um valide Aussagen treffen zu können, gilt es zu prüfen.

Neben der erneuten Untersuchung der Probanden, die bereits an der Studie teilgenommen haben, ist ein weiteres Ziel, das Kollektiv noch zu vergrößern, um validere Aussagen treffen zu können.

Des Weiteren sollte in den follow up-Untersuchungen das Sturzverhalten zwischen den einzelnen Untersuchungen erfragt und in der Analyse der Daten berücksichtigt werden, da in der Literatur ein Sturzereignis in der Vergangenheit als einer der größten Risikofaktoren eines weiteren Sturzes beschrieben wird (Lord et al., 2016). Diese Information sollte dann in der Analyse der Gangbildveränderungen berücksichtigt werden, um eine eventuelle Korrelation zwischen einem bestimmten Parameter und der Sturzhäufigkeit erkennen zu können und damit einen prädiktiven Wert zur Ermittlung eines erhöhten Sturzrisikos identifizieren zu können.

Dabei ist zu betonen, dass das Ziel die Ermittlung von Parametern und deren Cut off-Werte ist, die das Sturzrisiko vor dem Auftritt des ersten Sturzereignisses vorhersagen können.

Ein Aspekt des Morbus Parkinson ist die asymmetrische Ausprägung der Symptome. So wäre es beispielsweise interessant, ob sich ein asymmetrisch rigides Syndrom mit Berücksichtigung der schwerer betroffenen Seite in einem Unterschied der einzelnen

Parameter widerspiegelt. Hier könnte man zum Beispiel die Bewegungsmaße des rechten und linken Armes oder Beines im direkten Vergleich untersuchen. Zudem wäre es dabei interessant, ob eine deutliche Asymmetrie im klinischen Untersuchungsbefund auch mit einem asymmetrischeren Gangbild einhergeht, welches einen Risikofaktor für eine erhöhte Sturzgefahr darstellt.

Plotnik et al. stellten die Hypothese auf, dass keine Korrelation zwischen der klinischen Asymmetrie der Symptome, welche beispielsweise auch in der Erhebung des UPDRS ermittelt wird, und der Asymmetrie im Gangbild bestehe (Plotnik et al., 2005). Auch dieser Hypothese könnte in weiteren Untersuchungen anhand des hier verwendeten Messverfahrens nachgegangen werden.

Das langfristige Ziel ist es, zu erfahren, ob es Maßnahmen gibt, die zu einer Verbesserung des Gangbildes und damit zu einer Minderung der Sturzgefahr führen und ob dies anhand der hier verwendeten Messmethoden erkennbar ist. So wurde bereits beschrieben, dass Präventionsmaßnahmen, wie die Verbesserung der Kognition, die Aneignung von Cueing - Strategien und ein Gehtraining, das Sturzrisiko verringern könnten (Wild et al., 2013; Yogev-Seligman et al., 2012; Lohnes et al., 2011; Yogev et al., 2005). Würden sich diese Maßnahmen in einer Verbesserung des Messergebnisses widerspiegeln und damit den Erfolg des Trainings verifizieren, werden die Trainingsergebnisse auch für den Patienten objektiv sichtbar. Dadurch könnte die Motivation gestärkt und eine Zufriedenheit des Patienten erzielt werden, was neben einer Verringerung des Sturzrisikos durch gezielte Präventionsmaßnahmen zu einer Verbesserung der Lebensqualität führen könnte.

Insgesamt stellt sich natürlich die Frage, ob allein die Erhebung klinischer Werte ausreicht, um eine Aussage über das Sturzrisiko tätigen zu können, da die Sturzgefahr auch durch andere Faktoren beeinflusst wird. In der vorliegenden Studie wurden keinerlei non-motor Symptome berücksichtigt, die ebenfalls einen Einfluss auf die Sturzgefahr haben können. So wäre es möglich, dass eine verminderte Schrittgeschwindigkeit nicht allein durch eine Bradykinese zu erklären ist, sondern auch aufgrund von Fatigue oder der Angst vor Stürzen zustande kommt (Espay et al., 2016).

Des Weiteren kann ein Proband zwar zu mehreren Zeitpunkten und möglichst zu unterschiedlichen Tageszeiten untersucht werden, doch ist weiterhin fraglich, inwiefern diese Messungen auch die tatsächlichen Einschränkungen im Alltag und vor allem im häuslichen Umfeld widerspiegeln, da ein Proband dort gegebenenfalls anderen Hindernissen wie zum Beispiel Treppen ausgesetzt ist.

Zudem wäre die Untersuchung eines Probanden zu unterschiedlichen Tageszeiten sinnvoll, da es während des Tagesverlaufes zu deutlichen Fluktuationen der Symptomatik kommen kann. Um den klinischen Zustand so realistisch wie möglich abzubilden, sollten daher

mehrere Messungen zu unterschiedlichen Zeiten erfolgen, bei denen jeweils der klinische Zustand erfasst wird.

Da der Schwerpunkt der Untersuchung auf den Unterschieden der Gangbilder der beiden Gruppen sowie auf den Gangbildveränderungen unter den drei Bedingungen lag, wurden einige Aspekte nicht miteinbezogen, die bei Follow up-Studien berücksichtigt werden können.

Beispielsweise wurden die Medikamente der Patienten und die jeweiligen Einnahmezeiten nicht als Einflussfaktoren berechnet, doch könnte dies in weiteren Untersuchungen ein Bestandteil sein, um auch die Einflüsse der Medikamente auf das Gangbild einkalkulieren zu können.

Aufschlussreich wäre ebenso, zu erfahren, ob sich das Gangbild unter Veränderung der Umgebung ändert, was zu einem realistischeren Abbild des Gangbildes im Alltag führen könnte. So wäre es möglich, die Untersuchungen auch im Freien durchzuführen. Dabei könnten auch unterschiedliche Barrieren wie Stufen oder Schrägen, unterschiedliche Bodenbelege, wie beispielsweise Kies oder Teppich oder sonstige Unebenheiten wie Kanten und Türschwellen, die einem im alltäglichen Leben begegnen, eingebaut werden, um die Aussagekraft über die Sturzgefahr im Alltag zu verbessern.

Außerdem stellte sich das Problem, dass nur Patienten untersucht werden konnten, die relativ geringe Einschränkungen im Gangbild hatten, damit eine Verfälschung der Ergebnisse durch Hilfsmittel nicht auftrat. Allerdings wäre es wichtig, Patienten zu untersuchen, die bereits stärker beeinträchtigt sind, da eine größere Beeinträchtigung auch ein größeres Sturzrisiko impliziert. Ob und auf welche Art die Untersuchung von stärker beeinträchtigten Patienten möglich ist, muss Gegenstand weiterer Untersuchungen sein.

Zudem ist es sinnvoll, die Ergebnisse der einzelnen Tests, die in weiteren Arbeiten vorgestellt werden, miteinander zu vergleichen. Dabei wäre ein Vergleich der beiden Tests ITUG und IWalk von Interesse, da sich hier lediglich die Messstrecken unterschieden. So könnte untersucht werden, welchen Einfluss die Streckenlänge hat und ob die Unterschiede, die sich bei der Auswertung des IWalk zeigten, auch für eine kürzere Strecke, die beim ITUG verwendet wurde, gelten. Des Weiteren wäre ein Vergleich der Ergebnisse des ISway mit den hiesigen Ergebnissen der ‚RoM Trunk‘ geeignet, da es sich hierbei um die Aufzeichnung der Rumpfbewegungen handelt, die mithilfe von unterschiedlichen Messgeräten erfolgte.

6. Literaturverzeichnis

1. Allen NE, Schwarzel AK, Canning CG (2013) Recurrent Falls in Parkinson's Disease: A Systematic Review. *Parkinson's Disease* 2013: 1–16.
2. Alvarez JA, Emory E (2006) Executive Function and the Frontal Lobes: A Meta-Analytic Review. *Neuropsychology Review* 16(1): 17–42.
3. 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. *Arquivos De Neuro-Psiquiatria* 74(7): 519–523.
4. Asai T, Misu S, Doi T, Yamada M, Ando H (2014) Effects of Dual-Tasking on Control of Trunk Movement during Gait: Respective Effect of Manual- and Cognitive-Task. *Gait & Posture* 39(1): 54–59.
5. Asai T, Misu S, Sawa R, Doi T, Yamada M (2017) The Association between Fear of Falling and Smoothness of Lower Trunk Oscillation in Gait Varies according to Gait Speed in Community-Dwelling Older Adults. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 14(1): 5.
6. 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. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 35(3): 715–728.
7. 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. *The European Journal of Neuroscience* 24(6): 1815–1820.
8. Bartels AL, Leenders KL (2009) Parkinson's Disease: The Syndrome, the Pathogenesis and Pathophysiology. *Cortex* 45(8): 915–921.
9. Barth JM, Sunkel M, Bergner K, Schickhuber G, Winkler J, Klucken J, Eskofier B (2012) Combined Analysis of Sensor Data from Hand and Gait Motor Function Improves Automatic Recognition of Parkinson's Disease. In Pp. 5122–5125. IEEE. <http://ieeexplore.ieee.org/document/6347146/>, accessed October 12, 2016.
10. Bloem BR, Grimbergen YA, Cramer M, Willemsen M, Zwinderman AH (2001) Prospective Assessment of Falls in Parkinson's Disease. *Journal of Neurology* 248(11): 950–958.
11. Burn DJ, Rowan EN, Allan LM, Molloy S, O'Brien JT, McKeith IG (2006) Motor subtype and cognitive decline in Parkinson's disease, Parkinson's disease with dementia, and dementia with Lewy bodies. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 77, 585–589.
12. Carpenter MG, Allum JHJ, Honegger F, Adkin AL, Bloem BR (2004) Postural Abnormalities to Multidirectional Stance Perturbations in Parkinson's Disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry* 75(9): 1245–1254.
13. Ceballos-Baumann A, Conrad B, Abele M, eds. (2005) *Bewegungsstörungen: 120 Tabellen. 2., aktualisierte und erw. Aufl.* Stuttgart: Thieme.
14. Ciesielska N, Sokołowski R, Mazur E, Podhorecka M, Polak-Szabela A, Kędziora-Kornatowska K (2016) Is the Montreal Cognitive Assessment (MoCA) test better suited than the Mini-Mental State Examination (MMSE) in mild cognitive impairment (MCI) detection among people aged over 60? Meta-analysis. *Psychiatr. Pol.* 50, 1039–1052.

15. Deuschl G, Reichmann H, Ackermann H (2006) Gerontoneurologie: 190 Tabellen. RRN - Referenz - Reihe Neurologie Klinische Neurologie. Stuttgart: Thieme.
16. Dillmann U, Holzhofer C, Johann Y, Bechtel S, Gräber S, Massing C, Spiegel J, Behnke S, Bürmann J, Louis AK, (2014) Principal Component Analysis of Gait in Parkinson's Disease: Relevance of Gait Velocity. *Gait & Posture* 39(3): 882–887.
17. Domellöf ME, Elgh E, Forsgren L (2011) The relation between cognition and motor dysfunction in drug-naïve newly diagnosed patients with Parkinson's disease. *Mov. Disord.* 26, 2183–2189.
18. Elbaz A, Bower JH, Maraganore DM, McDonnell SK, Peterson BJ, Ahlskog JE, Schaid DJ, Rocca WA (2002) Risk Tables for Parkinsonism and Parkinson's Disease. *Journal of Clinical Epidemiology* 55(1): 25–31.
19. Elbers RG, van Wegen EEH, Verhoef J, Kwakkel G (2013) Is Gait Speed a Valid Measure to Predict Community Ambulation in Patients with Parkinson's Disease? *Journal of Rehabilitation Medicine* 45(4): 370–375.
20. Espay AJ, Bonato P, Nahab FB, Maetzler W, Dean JM, Klucken J, Eskofier BM, Merola A, Horak F, Lang AE, et al. (2016) Technology in Parkinson's Disease: Challenges and Opportunities: Technology in PD. *Movement Disorders* 31(9): 1272–1282.
21. Freire Júnior RC, Porto JM, Marques NR, Magnani PE, Carvalho de Abreu DC (2017) The Effects of a Simultaneous Cognitive or Motor Task on the Kinematics of Walking in Older Fallers and Non-Fallers. *Human Movement Science* 51: 146–152.
22. Gabrys L, Thiel C, Tallner A, Wilms B, Müller C, Kahlert D, Jekauc D, Frick F, Schulz H, Sprengeler O, Hey S, Kobel S, Vogt L (2015) Akzelerometrie zur Erfassung körperlicher Aktivität: Empfehlungen zur Methodik. *Sportwissenschaft* 45(1): 1–9.
23. Galletly R, Brauer SG (2005) Does the Type of Concurrent Task Affect Preferred and Cued Gait in People with Parkinson's Disease? *The Australian Journal of Physiotherapy* 51(3): 175–180.
24. Garcia-Plata S, Kramberger MG (2016) Parkinson Disease and Dementia. *J Geriatr Psychiatry Neurol* 29, 261–270.
25. Gazibara T, Pekmezovic T, Kusic Tepavcevic D, Tomic A, Stankovic I, Kostic VS, Svetel M (2015) Fall Frequency and Risk Factors in Patients with Parkinson's Disease in Belgrade, Serbia: A Cross-Sectional Study. *Geriatrics & Gerontology International* 15(4): 472–480.
26. Giladi N, McMahon D, Przedborski S, Flaster E, Guillory S, Kostic V, Fahn S (1992) Motor Blocks in Parkinson's Disease. *Neurology* 42(2): 333–339.
27. Gleixner C, Müller M, Wirth SB (2017) Neurologie und Psychiatrie für Studium und Praxis: unter Berücksichtigung des Gegenstandskataloges und der mündlichen Examina in den ärztlichen Prüfungen. 11. Auflage. Breisach: Medizinische Verlags- und Informationsdienste.
28. Godinho C, Domingos J, Cunha G, Santos AT, Fernandes RM, Abreu D et al. (2016) A Systematic Review of the Characteristics and Validity of Monitoring Technologies to Assess Parkinson's Disease. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 13(1). <http://www.jneuroengrehab.com/content/13/1/24>, accessed October 8, 2016.
29. Gudehus T (2008) Entwicklung eines Verfahrens zur ergonomischen Bewertung von Montagetätigkeiten durch Motion-Capturing. Universität Kassel.

30. Günnewig T, Erbguth F (2006) *Praktische Neurogeriatrie: Grundlagen - Diagnostik - Therapie - Sozialmedizin*. Kohlhammer W., GmbH.
31. Hall CD, Echt KV, Wolf SL, Rogers WA (2011) Cognitive and Motor Mechanisms Underlying Older Adults' Ability to Divide Attention While Walking. *Physical Therapy* 91(7): 1039–1050.
32. Hausdorff JM, Balash J, Giladi N (2003) Effects of cognitive challenge on gait variability in patients with Parkinson's disease. *J Geriatr Psychiatry Neurol* 16, 53–58.
33. 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. *Parkinsonism & Related Disorders* 26: 73–77.
34. Hely MA, Reid WGJ, Adena MA, Halliday GM, Morris JGL (2008) The Sydney Multicenter Study of Parkinson's Disease: The Inevitability of Dementia at 20 Years: Twenty Year Sydney Parkinson's Study. *Movement Disorders* 23(6): 837–844.
35. Hirsch L, Jette N, Frolkis A, Steeves TDL, Pringsheim T (2016) The Incidence of Parkinson's Disease: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Neuroepidemiology* 46(4): 292–300.
36. Hirtz D, Thurman DJ, Gwinn-Hardy K, Mohamed M, Chaudhuri AR, Zalutsky R (2007) How Common Are The "common" neurologic Disorders? *Neurology* 68(5): 326–337.
37. Hong M, Earhart GM (2010) Effects of Medication on Turning Deficits in Individuals with Parkinson's Disease: *Journal of Neurologic Physical Therapy* 34(1): 11–16.
38. Horak FB, Nutt JG, Nashner LM (1992) Postural Inflexibility in Parkinsonian Subjects. *Journal of the Neurological Sciences* 111(1): 46–58.
39. Horak FB, Dimitrova D, Nutt JG (2005) Direction-Specific Postural Instability in Subjects with Parkinson's Disease. *Experimental Neurology* 193(2): 504–521.
40. Hughes AJ, Daniel SE, Kilford L, Lees AJ (1992). Accuracy of clinical diagnosis of idiopathic Parkinson's disease: a clinico-pathological study of 100 cases. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 55, 181–184.
41. Kalia LV, Lang AE (2015) Parkinson's Disease. *The Lancet* 386(9996): 896–912.
42. Kerr GK, Worringham CJ, Cole MH, Lacherez PF, Wood JM, Silburn PA (2010) Predictors of Future Falls in Parkinson Disease. *Neurology* 75(2): 116–124.
43. Kim SM, Kim DH, Yang Y, Ha SW, Han JH (2018) Gait Patterns in Parkinson's Disease with or without Cognitive Impairment. *Dement Neurocogn Disord* 17, 57–65.
44. Knutsson E (1972) An Analysis of Parkinsonian Gait. *Brain: A Journal of Neurology* 95(3): 475–486.
45. Khoshnam M, Häner DMC, Kuatsjah E, Zhang X, Menon C (2018) Effects of Galvanic Vestibular Stimulation on Upper and Lower Extremities Motor Symptoms in Parkinson's Disease. *Frontiers in Neuroscience* 12: 633.
46. Lindholm B, Nilsson MH, Hansson O, Hagell P (2016) External Validation of a 3-Step Falls Prediction Model in Mild Parkinson's Disease. *Journal of Neurology*.

47. Lohnes CA, Earhart GM (2011) The Impact of Attentional, Auditory, and Combined Cues on Walking during Single and Cognitive Dual Tasks in Parkinson Disease. *Gait & Posture* 33(3): 478–483.
48. Lord S, Galna B, Yarnall AJ, Coleman S, Burn D, Rochester L (2016) Predicting First Fall in Newly Diagnosed Parkinson's Disease: Insights from a Fall-Naïve Cohort. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society*.
49. Maetzler W, Klucken J, Horne M (2016) A Clinical View on the Development of Technology-Based Tools in Managing Parkinson's Disease: Technology-Based Clinical PD Assessment. *Movement Disorders* 31(9): 1263-1271
50. Maki BE (1997) Gait Changes in Older Adults: Predictors of Falls or Indicators of Fear. *Journal of the American Geriatrics Society* 45(3): 313–320.
51. Mancini M, Horak FB (2016) Potential of APDM Mobility Lab for the Monitoring of the Progression of Parkinson's Disease. *Expert Review of Medical Devices* 13(5): 455–462.
52. Marsden CD (1994) Parkinson's Disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry* 57(6): 672–681.
53. Mattle H, Mumenthaler M, Schroth G (2013) *Neurologie*. 13., vollst. überarb. Aufl. Stuttgart: Thieme.
54. 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 Research Reviews* 16: 83–104.
55. Montero-Odasso M, Muir SW, Speechley M (2012) Dual-Task Complexity Affects Gait in People With Mild Cognitive Impairment: The Interplay Between Gait Variability, Dual Tasking, and Risk of Falls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 93(2): 293–299.
56. Mobility Lab User's Guide - APDM, Inc., August 18, 2014.
57. Morris ME, Iansek R, Matyas TA, Summers JJ (1994) The Pathogenesis of Gait Hypokinesia in Parkinson's Disease. *Brain: A Journal of Neurology* 117 (Pt 5): 1169–1181.
58. Morris ME, Iansek R, Matyas TA, Summers JJ (1994) Ability to Modulate Walking Cadence Remains Intact in Parkinson's Disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry* 57(12): 1532–1534.
59. Morris ME, Iansek R, Matyas TA, Summers JJ (1996) Stride Length Regulation in Parkinson's Disease. Normalization Strategies and Underlying Mechanisms. *Brain: A Journal of Neurology* 119 (Pt 2): 551–568.
60. Muslimovic D, Post B, Speelman JD, Schmand B (2005) Cognitive profile of patients with newly diagnosed Parkinson disease. *Neurology* 65, 1239–1245.
61. Nazem S, Siderowf AD, Duda JE, Have TT, Colcher A, Horn SS, Moberg PJ, Wilkinson JR, Hurtig HI, Stern MB, Weintraub D (2009) Montreal cognitive assessment performance in patients with Parkinson's disease with "normal" global cognition according to mini-mental state examination score. *J Am Geriatr Soc* 57, 304–308.
62. Nemanich ST, Duncan RP, Dibble LE, Cavanaugh JT, Ellis TD, Ford MP, Foreman KB, Earhart GM (2013) Predictors of Gait Speeds and the Relationship of Gait Speeds to Falls in Men and Women with Parkinson Disease. *Parkinson's Disease* 2013: 141720.

63. Nutt JG (2016) Motor Subtype in Parkinson's Disease: Different Disorders or Different Stages of Disease? *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society* 31 (7): 957-961.
64. 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: case-control and cohort studies. *BMJ* 315, 1049-1053.
65. 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. *Physical Therapy* 82(9): 888-897.
66. Ossig C, Antonini A, Buhmann C, Classen J, Csoti I, Falkenburger B, Schwarz M, Winkler J, Storch A (2016) Wearable Sensor-Based Objective Assessment of Motor Symptoms in Parkinson's Disease. *Journal of Neural Transmission (Vienna, Austria: 1996)* 123(1): 57-64.
67. Paker N, Bugdayci D, Goksenoglu G, Demircioglu DT, Kesiktas N, Ince N (2015) Gait Speed and Related Factors in Parkinson's Disease. *Journal of Physical Therapy Science* 27(12): 3675-3679.
68. Paul SS, Canning CG, Sherrington C, Lord SR, Close JCT, Fung VSC (2013) Three Simple Clinical Tests to Accurately Predict Falls in People with Parkinson's Disease. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society* 28(5): 655-662.
69. Pickering RM, Grimbergen YAM, Rigney U, Ashburn A, Mazibrada G, Wood B, Gray P, Kerr G, Bloem BR (2007) A Meta-Analysis of Six Prospective Studies of Falling in Parkinson's Disease. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society* 22(13): 1892-1900.
70. Plate A, Sedunko D, Pelykh O, Schlick C, Ilmberger JR, Bötzel K (2015) Normative Data for Arm Swing Asymmetry: How (A)symmetrical Are We? *Gait & Posture* 41(1): 13-18.
71. Plotnik M, Giladi N, Balash Y, Peretz C, Hausdorff JM (2005) Is Freezing of Gait in Parkinson's Disease Related to Asymmetric Motor Function? *Annals of Neurology* 57(5): 656-663.
72. Plotnik M, Giladi N, Hausdorff JM (2007) A New Measure for Quantifying the Bilateral Coordination of Human Gait: Effects of Aging and Parkinson's Disease. *Experimental Brain Research* 181(4): 561-570.
73. Plotnik M, Giladi N, Hausdorff JM (2009) Bilateral Coordination of Gait and Parkinson's Disease: The Effects of Dual Tasking. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* 80(3): 347-350.
74. Priest AW, Salamon KB, Hollman JH (2008) Age-Related Differences in Dual Task Walking: A Cross Sectional Study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 5(1): 29.
75. Pringsheim T, Jette N, Frolkis A, Steeves TDL (2014) The Prevalence of Parkinson's Disease: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society* 29(13): 1583-1590.
76. RaffegEAU TE, Krehbiel LM, Kang N, Thijs FJ, Altmann LJP, Cauraugh JH, Hass CJ (2018) A Meta-Analysis: Parkinson's Disease and Dual-Task Walking. *Parkinsonism & Related Disorders*.

77. Robinson K, Dennison A, Roalf D, Noorigian J, Cianci H, Bunting-Perry L, Moberg P, Kleiner-Fisman G, Martine R, Duda J, Jaggi J, Stern M (2005) Falling Risk Factors in Parkinson's Disease. *NeuroRehabilitation* 20(3): 169–182.
78. Rubinstein TC, Giladi N, Hausdorff JM (2002) The Power of Cueing to Circumvent Dopamine Deficits: A Review of Physical Therapy Treatment of Gait Disturbances in Parkinson's Disease. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society* 17(6): 1148–1160.
79. Saarni SI, Härkänen T, Sintonen H, Suvisaari J, Koskinen S, Aromaa A, Löhnqvist J (2006) The Impact of 29 Chronic Conditions on Health-Related Quality of Life: A General Population Survey in Finland Using 15D and EQ-5D. *Quality of Life Research: An International Journal of Quality of Life Aspects of Treatment, Care and Rehabilitation* 15(8): 1403–1414.
80. Salazar RD, Ren X, Ellis TD, Toraif N, Barthelemy OJ, Nearing S, Cronin-Golomb A (2017) Dual tasking in Parkinson's disease: Cognitive consequences while walking. *Neuropsychology* 31, 613–623.
81. Schenkman M, Cutson TM, Zhu CW, Whetten-Goldstein K (2002) A Longitudinal Evaluation of Patients' Perceptions of Parkinson's Disease. *The Gerontologist* 42(6): 790–798.
82. Schoneburg B, Mancini M, Horak F, Nutt JG (2013) Framework for Understanding Balance Dysfunction in Parkinson's Disease: Balance in PD. *Movement Disorders* 28(11): 1474–1482.
83. Shulman LM, Gruber-Baldini AL, Anderson KE, Vaughan CG, Reich SG, Fishman PS, Weimer WJ (2008) The Evolution of Disability in Parkinson Disease. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society* 23(6): 790–796.
84. Smulders K, Esselink RAJ, Weiss A, Kessels RPC, Geurts ACH, Bloem B, (2012) Assessment of Dual Tasking Has No Clinical Value for Fall Prediction in Parkinson's Disease. *Journal of Neurology* 259(9): 1840–1847.
85. Springer S, Giladi N, Peretz C, Yogev G, Simon ES, Hausdorff JM (2006) Dual-Tasking Effects on Gait Variability: The Role of Aging, Falls, and Executive Function. *Movement Disorders* 21(7): 950–957.
86. Stebbins GT, Goetz CG (1998) Factor Structure of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale: Motor Examination Section. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society* 13(4): 633–636.
87. Thiel C, Gabrys L, Vogt L (2016) Measuring Physical Activity with Wearable Accelerometers. *Deutsche Zeitschrift Für Sportmedizin* 2016(2): 44–48.
88. Tison F, Yekhele F, Chrysostome V, Balestre E, Quinn NP, Poewe W, Wenning GK (2002) Parkinsonism in Multiple System Atrophy: Natural History, Severity (UPDRS-III), and Disability Assessment Compared with Parkinson's Disease. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society* 17(4): 701–709.
89. Vance RC, Healy DG, Galvin R, French HP (2015) Dual Tasking With the Timed "Up & Go" Test Improves Detection of Risk of Falls in People With Parkinson Disease. *Physical Therapy* 95(1): 95–102.
90. Van Emmerik RE, Wagenaar RC, Winogrodzka A, Wolters EC (1999) Identification of Axial Rigidity during Locomotion in Parkinson Disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 80(2): 186–191.

91. 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. *Journal of the American Geriatrics Society* 50(9): 1572–1576.
92. Weiss A, Herman T, Giladi N, Hausdorff JM (2014) Objective Assessment of Fall Risk in Parkinson's Disease Using a Body-Fixed Sensor Worn for 3 Days. *PloS One* 9(5): e96675.
93. Whitepaper Mobility Lab by APDM, Gait cycle analysis, Seite 10. Online: <https://www.apdm.com/wp-content/uploads/2015/05/02-Mobility-Lab-Whitepaper.pdf> (05.10.2018)
94. Whitepaper Mobility Lab by APDM, Gait cycle analysis, Seite 17. Online: <https://www.apdm.com/wp-content/uploads/2015/05/02-Mobility-Lab-Whitepaper.pdf> (05.10.2018)
95. Wild LB, Lima DB, Balardin JB, Rizzi L, Giacobbo BL, Oliveira HB, Lima Argimon II, Peyré-Tartaruga L, Rieder CRM, Bromberg E (2013) Characterization of Cognitive and Motor Performance during Dual-Tasking in Healthy Older Adults and Patients with Parkinson's Disease. *Journal of Neurology* 260(2): 580–589.
96. Winkler J, Ehret R, Büttner T, Dillmann U, Fogel W, Sabolek M, Winkelmann J, Kassubek J (2011) Parkinson's Disease Risk Score: Moving to a Premotor Diagnosis. *Journal of Neurology* 258(Suppl 2): S311-315.
97. Winter DA, Patla AE, Frank JS, Walt SE (1990) Biomechanical Walking Pattern Changes in the Fit and Healthy Elderly. *Physical Therapy* 70(6): 340–347.
98. Yogev G, Giladi N, Peretz C, Springer S, Simon ES, Hausdorff JM (2005) Dual Tasking, Gait Rhythmicity, and Parkinson's Disease: Which Aspects of Gait Are Attention Demanding? *European Journal of Neuroscience* 22(5): 1248–1256.
99. Yogev G, Plotnik M, Peretz C, Giladi N, Hausdorff JM (2007) Gait Asymmetry in Patients with Parkinson's Disease and Elderly Fallers: When Does the Bilateral Coordination of Gait Require Attention? *Experimental Brain Research* 177(3): 336–346.
100. Yogev-Seligmann G, Giladi N, Brozgol M, Hausdorff JM (2012) A Training Program to Improve Gait While Dual Tasking in Patients With Parkinson's Disease: A Pilot Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 93(1): 176–181.
101. Zuo LJ, Piao YS, Li LX, Yu SY, Guo P, Hu Y, Lian TH, Wang RD, Yu QJ, Jin Z, Wang YJ, Wang XM, Chan P, Chen SD, Wang YJ, Zhang W (2017) Phenotype of postural instability/gait difficulty in Parkinson disease: relevance to cognitive impairment and mechanism relating pathological proteins and neurotransmitters. *Sci Rep* 7, 44872.

7. Danksagung

Zunächst danke ich dem Klinikdirektor Herrn Professor Dr. med. Klaus Faßbender für die Möglichkeit, eine Doktorarbeit an der Klinik für Neurologie durchführen zu können.

Des Weiteren möchte ich mich herzlich bei Herrn Professor Dr. med. Ulrich Dillmann für die Bereitstellung des Themas sowie die gute Betreuung und Unterstützung während der Planung und Durchführung der Dissertation bedanken.

Ebenfalls danke ich Herrn Dipl.-Phys. Mathias Rubly, der eine große Hilfe bei der technischen Umsetzung sowie der statistischen Datenauswertung war.

Ich danke außerdem meinen Kommilitoninnen Sonja Bodmer, Franziska Dripke und insbesondere Frauke Röhl für die gegenseitige Unterstützung und für die Durchführung der Gangtestungen.

Für die Unterstützung bei der Datenanalyse bedanke ich mich bei Frau Dipl.-Stat. Gudrun Wagenpfeil des Instituts für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Medizinische Informatik und bei Frau Dr. rer. nat. Magdalene Ortmann.

Ich möchte ein herzliches Dankeschön allen Probandinnen und Probanden aussprechen, die sich die Zeit genommen haben, an dieser Studie teilzunehmen.

Ein besonderer Dank gilt meinen Eltern, meinem Freund Jan und meinen Freunden für die Unterstützung und Ermutigungen, die sie mir, sowohl während des Studiums als auch während der Anfertigung der Doktorarbeit, stets zugesprochen haben.

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

9. Tabellen- und Bildanhang

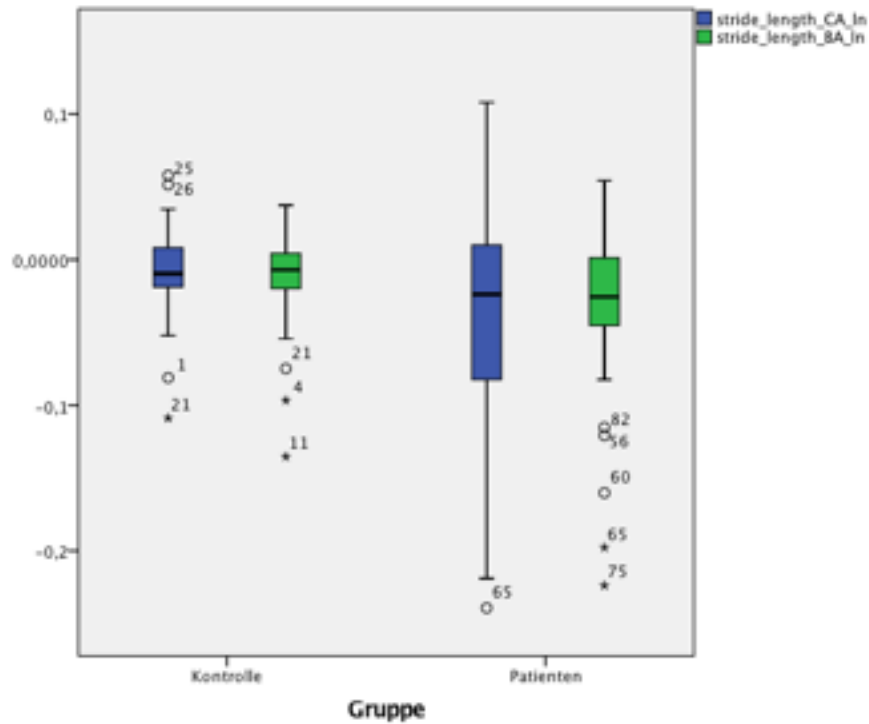


Abbildung 12: Vergleich der relativen Werte der 'Stride length' mittels Boxplots

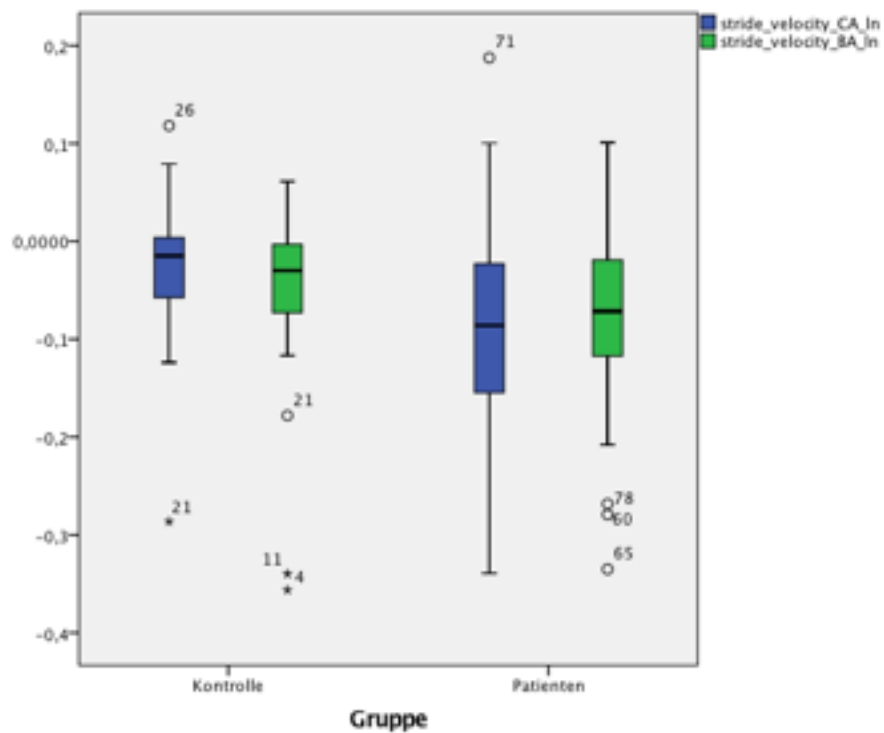


Abbildung 13: Vergleich der relativen Werte der 'Stride velocity' mittels Boxplots

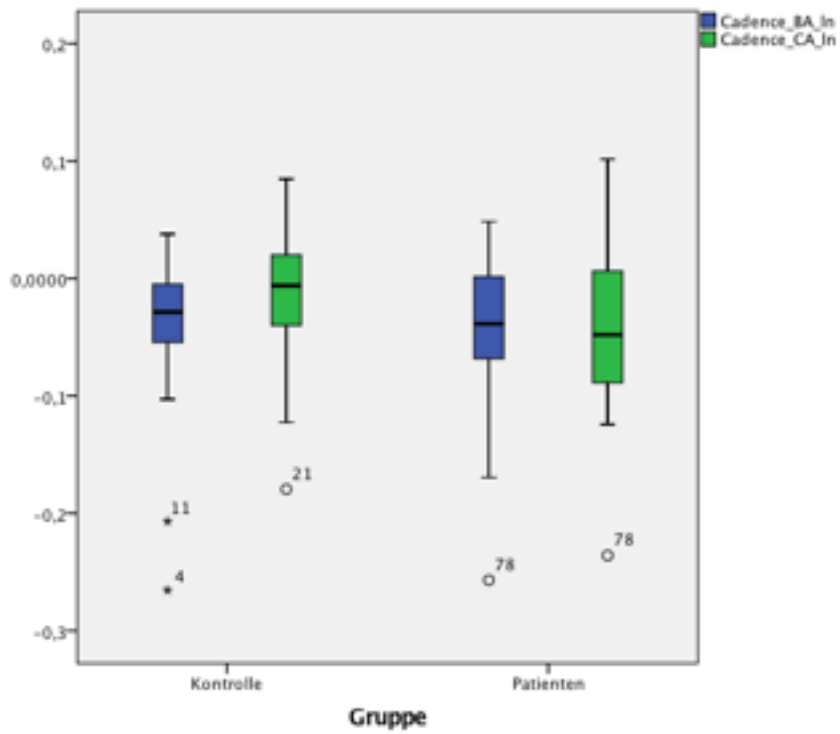


Abbildung 14: Vergleich der relativen Werte der ‚Cadence‘ mittels Boxplots

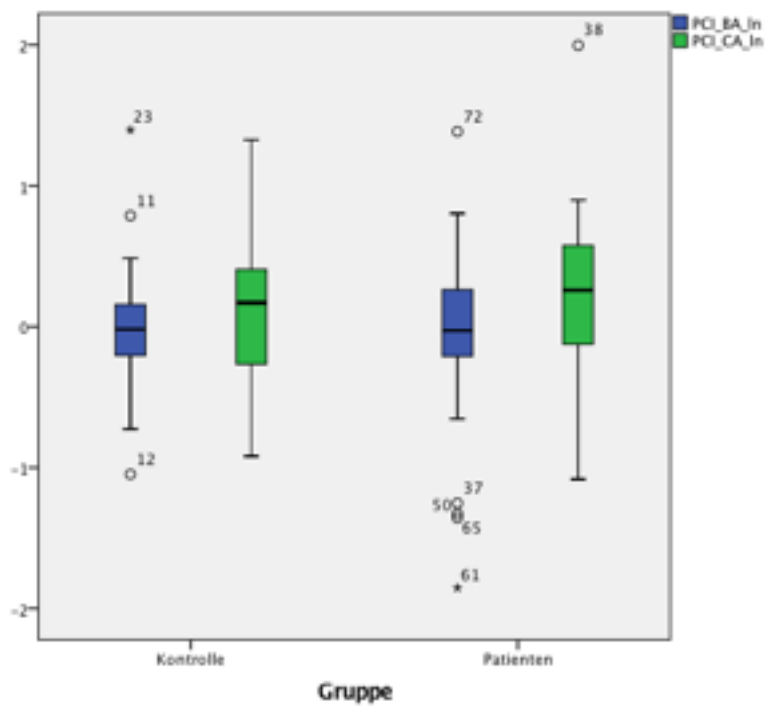


Abbildung 15: Vergleich der relativen Werte des ‚PCI‘ mittels Boxplots

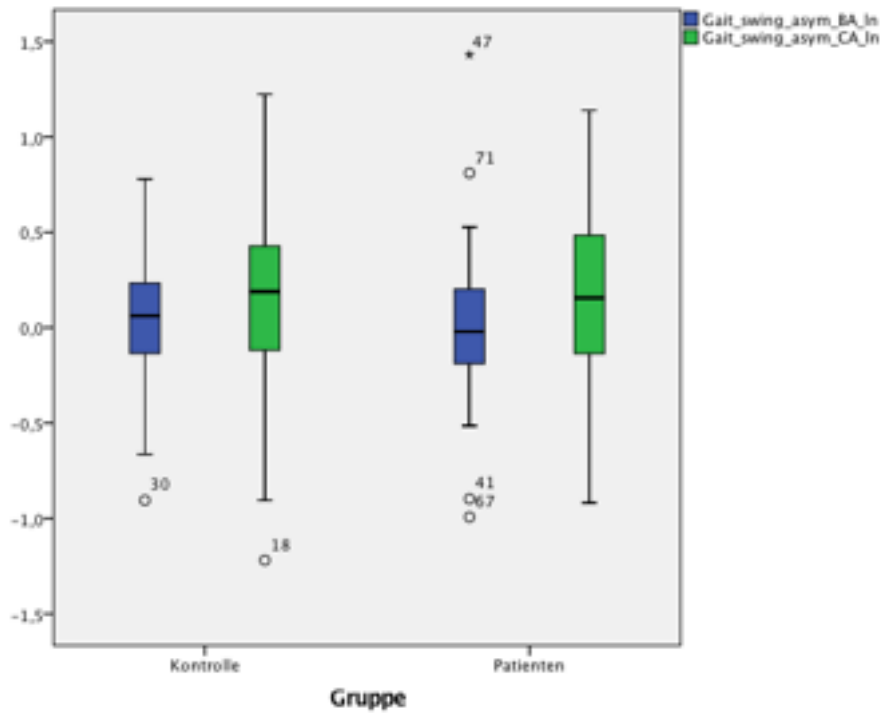


Abbildung 16: Vergleich der relativen Werte der ‚Swing asymmetry‘ mittels Boxplots

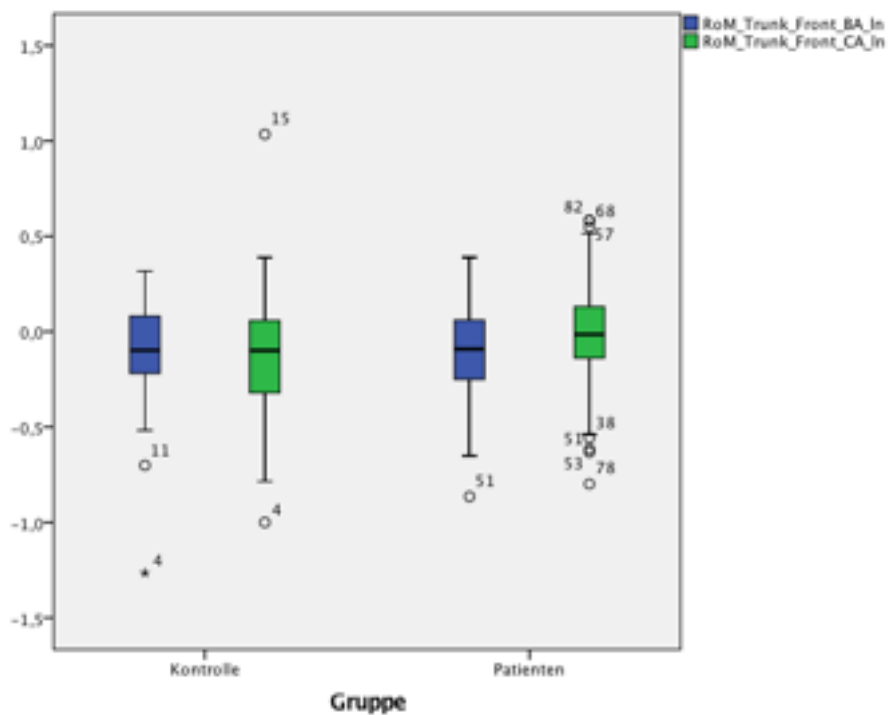


Abbildung 17: Vergleich der relativen Werte der ‚RoM Trunk frontal‘ mittels Boxplots

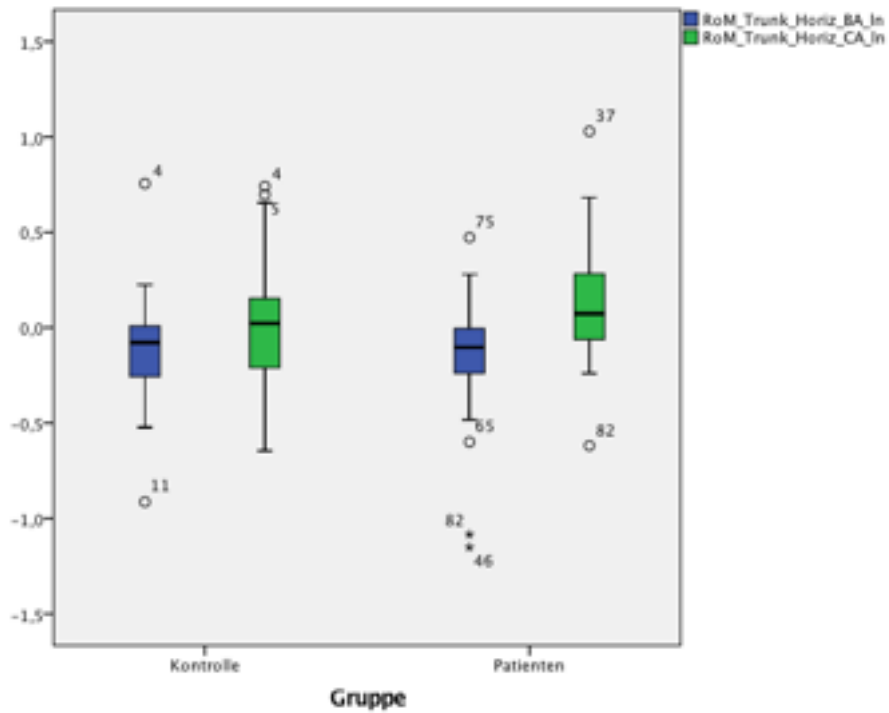


Abbildung 18: Vergleich der relativen Werte der ‚RoM Trunk horizontal‘ mittels Boxplots

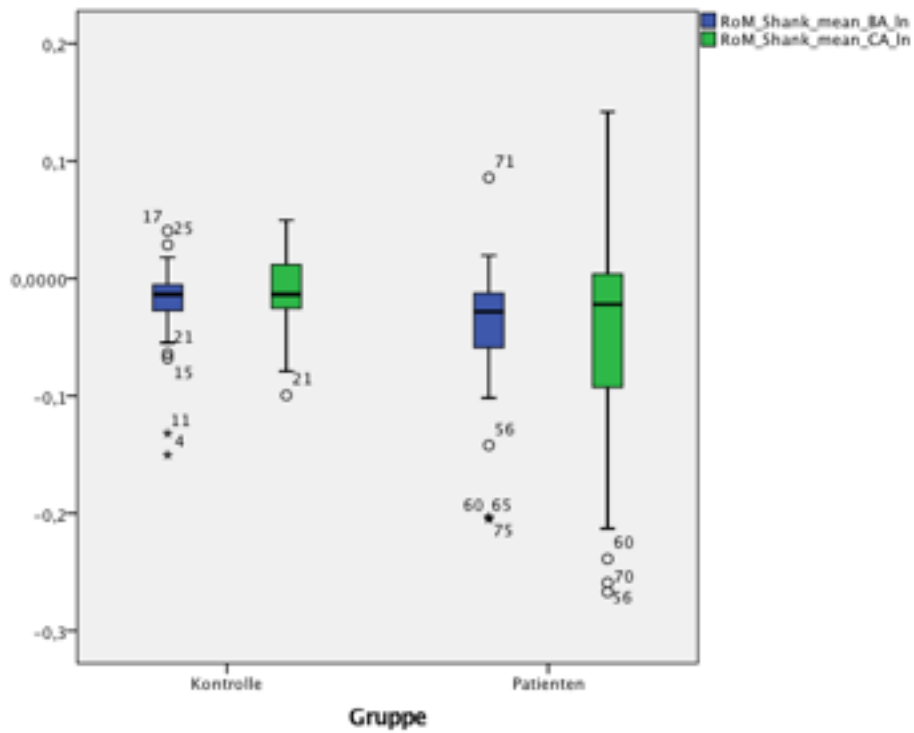


Abbildung 19: Vergleich der relativen Werte der ‚RoM Shank mean‘ mittels Boxplots

Tabelle 15: Ausgeschlossene Variablen der Regression -UPDRS-

	Modell	Beta In	T	Sig.	Partielle Korrelation	Kollinearitätsstatistik		
						Toleranz	VIF	Minimale Toleranz
2	Stride length_A	-,622 ^b	-0,712	0,481	-0,111	0,023	43,113	0,022
3	Stride length_A	,071 ^c	0,278	0,782	0,043	0,267	3,748	0,267
	RoM Shank mean_A	,135 ^c	0,512	0,611	0,079	0,252	3,967	0,252
4	Stride length_A	,048 ^d	0,188	0,852	0,029	0,268	3,727	0,268
	RoM Shank mean_A	,132 ^d	0,498	0,621	0,076	0,252	3,967	0,252
	RoM Trunk frontal_B	-,164 ^d	-1,173	0,247	-0,176	0,876	1,141	0,848
5	Stride length_A	-,217 ^e	-1,406	0,167	-0,207	0,757	1,321	0,757
	RoM Shank mean_A	-,193 ^e	-1,279	0,208	-0,189	0,797	1,254	0,797
	RoM Trunk frontal_B	-,218 ^e	-1,582	0,121	-0,232	0,932	1,073	0,932
	Stride velocity_B	-,266 ^e	-1,922	0,061	-0,278	0,902	1,109	0,902
a. Abhängige Variable: UPDRS								
b. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), PCI_A, RoM Trunk frontal_B, Stride velocity_B, RoM Shank mean_A								
c. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), PCI_A, RoM Trunk frontal_B, Stride velocity_B								
d. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), PCI_A, Stride velocity_B								
e. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), PCI_A								

Tabelle 16: Ausgeschlossene Variablen der Regression -MoCA- (Kontrollkollektiv)

	Modell	Beta In	T	Sig.	Partielle Korrelation	Kollinearitätsstatistik		
						Toleranz	VIF	Minimale Toleranz
2	RoM_Shank_A	-,688 ^b	-1,519	0,139	-0,263	0,108	9,279	0,103
3	RoM_Shank_A	,090 ^c	0,579	0,567	0,102	0,972	1,029	0,972
	RoM Shank_C	,180 ^c	1,149	0,259	0,199	0,932	1,073	0,932
a. Abhängige Variable: MoCA								
b. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), RoM Trunk frontal_B, RoM Shank_C								
c. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), RoM Trunk frontal_B								

Tabelle 17: Ausgeschlossene Variablen der Regression -MoCA- (Patientenkollektiv)

	Modell	Beta In	T	Sig.	Partielle Korrelation	Kollinearitätsstatistik		
						Toleranz	VIF	Minimale Toleranz
2	Cadence_C	-,008 ^b	-0,009	0,993	-0,001	0,016	61,732	0,003
3	Cadence_C	-,002 ^c	-0,003	0,998	0,000	0,023	43,169	0,008
	RoM Shank_B	,014 ^c	0,008	0,994	0,001	0,005	206,167	0,005
4	Cadence_C	,001 ^d	0,002	0,999	0,000	0,024	42,339	0,008
	RoM Shank_B	,028 ^d	0,017	0,986	0,003	0,005	189,397	0,005
	RoM Trunk frontal_C	,005 ^d	0,033	0,974	0,006	0,600	1,666	0,013
5	Cadence_C	-,136 ^e	-0,278	0,782	-0,046	0,057	17,591	0,019
	RoM Shank_B	,038 ^e	0,024	0,981	0,004	0,005	189,337	0,005
	RoM Trunk frontal_C	-,003 ^e	-0,023	0,982	-0,004	0,614	1,627	0,018
	Rom Shank_C	,251 ^e	0,366	0,717	0,060	0,029	34,963	0,013
6	Cadence_C	-,209 ^f	-0,430	0,670	-0,070	0,058	17,315	0,019
	RoM Shank_B	-,367 ^f	-0,233	0,817	-0,038	0,006	181,241	0,006
	RoM Trunk frontal_C	-,048 ^f	-0,330	0,743	-0,053	0,655	1,527	0,019
	Rom Shank_C	,310 ^f	0,449	0,656	0,073	0,029	34,793	0,013
	RoM Trunk horiz_A	-,160 ^f	-1,263	0,214	-0,201	0,822	1,216	0,020
7	Cadence_C	-,494 ^g	-1,410	0,167	-0,220	0,110	9,056	0,020
	RoM Shank_B	,419 ^g	0,275	0,785	0,044	0,006	163,045	0,006
	RoM Trunk frontal_C	-,017 ^g	-0,117	0,908	-0,019	0,667	1,500	0,019
	Rom Shank_C	,667 ^g	1,511	0,139	0,235	0,069	14,459	0,018
	RoM Trunk horiz_A	-,174 ^g	-1,354	0,184	-0,212	0,826	1,210	0,020
	Cadence_A	-,329 ^g	-1,601	0,117	-0,248	0,317	3,157	0,020
8	Cadence_C	,116 ^h	0,466	0,644	0,073	0,245	4,089	0,023
	RoM Shank_B	-,757 ^h	-1,747	0,088	-0,266	0,075	13,295	0,020
	RoM Trunk frontal_C	,076 ^h	0,538	0,593	0,085	0,759	1,317	0,023
	Rom Shank_C	-,026 ^h	-0,072	0,943	-0,011	0,116	8,597	0,022
	RoM Trunk horiz_A	-,227 ^h	-1,807	0,078	-0,275	0,894	1,119	0,024

	Cadence_A	-,061 ^h	-0,326	0,746	-0,051	0,435	2,300	0,023
	Stride length_B	-,771 ^h	-1,919	0,062	-0,290	0,086	11,602	0,020
9	Cadence_C	-,033 ⁱ	-0,137	0,892	-0,021	0,278	3,599	0,097
	RoM Shank_B	-,675 ⁱ	-1,518	0,137	-0,231	0,076	13,161	0,066
	RoM Trunk frontal_C	,095 ⁱ	0,664	0,510	0,103	0,765	1,307	0,286
	Rom Shank_C	,003 ⁱ	0,008	0,994	0,001	0,117	8,578	0,117
	RoM Trunk horiz_A	-,221 ⁱ	-1,721	0,093	-0,260	0,894	1,118	0,297
	Cadence_A	-,158 ⁱ	-0,896	0,375	-0,139	0,501	1,997	0,169
	Stride length_B	-,287 ⁱ	-0,774	0,443	-0,120	0,113	8,813	0,084
	Stride length_A	1,264 ⁱ	1,684	0,100	0,254	0,026	37,973	0,024
10	Cadence_C	,103 ^j	0,598	0,553	0,092	0,526	1,899	0,481
	RoM Shank_B	-,343 ^j	-1,638	0,109	-0,245	0,340	2,938	0,340
	RoM Trunk frontal_C	,116 ^j	0,822	0,416	0,126	0,785	1,273	0,785
	Rom Shank_C	-,182 ^j	-0,774	0,444	-0,119	0,281	3,554	0,281
	RoM Trunk horiz_A	-,223 ^j	-1,733	0,090	-0,258	0,895	1,118	0,825
	Cadence_A	-,034 ^j	-0,222	0,826	-0,034	0,693	1,442	0,634
	Stride length_B	-,251 ^j	-1,289	0,204	-0,195	0,401	2,491	0,401
	Stride length_A	-,112 ^j	-0,513	0,611	-0,079	0,333	3,007	0,333
	RoM Shank_A	-,234 ^j	-1,023	0,312	-0,156	0,297	3,367	0,297

a. Abhängige Variable: MoCA

b. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), Stride length_B, Cadence_A, RoM Trunk horiz_A, RoM Trunk frontal_C, PCI_B, RoM Shank_C, RoM Shank_A, Stride length_A, Stride velocity_C, RoM Shank_B

c. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), Stride length_B, Cadence_A, RoM Trunk horiz_A, RoM Trunk frontal_C, PCI_B, RoM Shank_C, RoM Shank_A, Stride length_A, Stride velocity_C

d. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), Stride length_B, Cadence_A, RoM Trunk horiz_A, PCI_B, RoM Shank_C, RoM Shank_A, Stride length_A, Stride velocity_C

e. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), Stride length_B, Cadence_A, RoM Trunk horiz_A, PCI_B, RoM Shank_A, Stride length_A, Stride velocity_C

f. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), Stride length_B, Cadence_A, PCI_B, RoM Shank_A, Stride length_A, Stride velocity_C

g. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), Stride length_B, PCI_B, RoM Shank_A, Stride length_A, Stride velocity_C

h. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), PCI_B, RoM Shank_A, Stride length_A, Stride velocity_C

i. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), PCI_B, RoM Shank_A, Stride velocity_C

j. Einflussvariablen im Modell: (Konstante), PCI_B, Stride velocity_C

Tag der Promotion: 29. November 2021
Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Michael D. Menger
Berichterstatter: Prof. Dr. Klaus Ulrich Dillmann
Prof. Dr. Stefan Landgraeber