

Aus der Neurologischen Klinik
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Prof. Dr. med. Klaus Faßbender

Verlaufsanalyse von Gangparametern bei Patienten mit Morbus Parkinson: Relevanz für die Abschätzung eines Sturzrisikos

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

2023

vorgelegt von: Fabienne Pütz
geb. am 16.02.1995 in Niederkorn, Luxemburg

Tag der Promotion: 16. April 2024

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

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Klaus Ulrich Dillmann

Prof. Dr. med. Tim Pohlemann

Diese Arbeit ist meinen Eltern Monique und Patrick gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung/Abstract	1
1.1. Verlaufsanalyse von Gangparametern bei Patienten mit Morbus Parkinson: Relevanz für die Abschätzung eines Sturzrisikos	1
1.2. Analysis of the course of gait parameters in patients with Parkinson's disease: relevance for estimating the risk of falling	3
2. Einleitung	5
2.1. Historie und heutige Bedeutsamkeit	5
2.2. Symptomatik des Morbus Parkinson.....	5
2.3. Das normale Gangbild.....	6
2.4. Veränderung des Gangbildes bei Morbus Parkinson	7
2.5. Methoden der Ganganalyse.....	8
2.6. Sturzgefahr bei Parkinson-Patienten.....	9
2.7. Folgeuntersuchung	10
2.8. Ziel der Forschungsarbeit.....	11
3. Methoden und Materialien	12
3.1. Probandenkollektiv.....	12
3.2. Messsysteme	12
3.3. Ablauf der Untersuchung.....	13
3.3.1. Untersuchungszeitpunkte.....	13
3.3.2. Einteilung der Gruppen	13
3.3.3. Vorbereitung.....	14
3.3.4. Durchführung der Fragebögen.....	15
3.3.4.1. FES-I (Falls Efficacy Scale-International Version).....	15
3.3.4.2. MoCA-Test (Montreal Cognitive Assessment)	16
3.3.4.3. UPDRS (Unified Parkinson´s Disease Rating Scale)	17
3.3.5. Durchführung der Messungen.....	18
3.4. Untersuchungsparameter	19
3.5. Datenanalyse.....	23
3.6. Statistische Auswertung.....	24
4. Ergebnisse	25
4.1. Demographische Daten.....	25
4.2. Auswertung der Fragebögen.....	25
4.2.1. UPDRS.....	25
4.2.2. FES-I	26
4.2.3. MoCA	27
4.3. Deskriptive Statistik der Ganganalyse	28

4.4. Ergebnisse basierend auf den einzelnen Vergleichen.....	32
4.4.1. Vergleich 1	32
4.4.2. Vergleich 2	33
4.4.3. Vergleich 3	34
4.4.4. Vergleich 4	36
4.5. Ergebnisse basierend auf den einzelnen Parametern	37
4.5.1. Schrittlänge	37
4.5.2. Schrittgeschwindigkeit.....	42
4.5.3. Stand- und Schwungphase	43
4.5.4. RoM der Unterschenkel	46
4.5.5. Maximale Unterschenkelgeschwindigkeit	48
4.5.6. Symmetrie-Index	53
4.5.7. Rumpfbewegung	54
4.5.8. Drehung	57
4.5.9. Phase-Coordination-Index	60
4.6. Zusammenfassung der relevanten Ergebnisse	61
5. Diskussion.....	63
5.1. Methodendiskussion	63
5.1.1. Probandenkollektiv	63
5.1.2. Ganganalyse	64
5.2. Interpretation und Diskussion der Ergebnisse.....	65
5.2.1. Relevante Parameter für einen möglichen Sturz (Vergleich 1).....	65
5.2.1.1. Stand- und Schwungphase	65
5.2.1.2. RoM der Unterschenkel.....	66
5.2.1.3. Schrittlänge.....	66
5.2.1.4. Drehung.....	66
5.2.2. Relevante veränderte Parameter über die Zeit (Vergleich 2).....	67
5.2.3. Relevante Parameter nach einem Sturzereignis (Vergleich 3)	68
5.2.3.1. Schrittlänge.....	68
5.2.3.2. Unterschenkelbewegung	69
5.2.3.3. Rumpfbewegung	70
5.2.3.4. FES-I	70
5.2.4. Relevante Parameter nach einem Sturz (Vergleich 4).....	71
5.2.5. Zusammenhang der Asymmetrie und eines Sturzereignisses.....	71
5.2.6. Zusammenhang der Bewegungen der Arme und eines Sturzereignisses	72
5.2.7. Zusammenhang der UPDRS und eines Sturzereignisses	73
5.2.8. Zusammenhang des MoCA-Tests und eines Sturzereignisses	73
5.2.9. Zusammenhang der Ablenkung und eines Sturzereignisses.....	75
5.3. Zusammenfassung der Diskussion und Ausblick.....	77

6. Literaturverzeichnis.....	79
7. Danksagung	84
8. Lebenslauf.....	85
9. Anhang	87
9.1. Fragebögen	87
9.2. Deskriptive Statistik	94

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Ablauf eines normalen Gangzyklus des rechten Beines	6
Abbildung 2: Sensoren von Mobility Lab by APDM	13
Abbildung 3: Gruppeneinteilung unter Berücksichtigung des Untersuchungszeitpunktes und des Sturzereignisses	14
Abbildung 4: Platzierung der Sensoren	15
Abbildung 5: Schema des IWALK	18
Abbildung 6: RoM des Rumpfes	23
Abbildung 7: Vergleiche 1 - 4 der einzelnen Gruppen und Untersuchungen	24
Abbildung 8: Boxplot der Schrittlänge des nicht betroffenen Beines	39
Abbildung 9: Boxplot der Schrittlänge des betroffenen Beines	39
Abbildung 10: Boxplot der mittleren Schrittlänge beider Beine	40
Abbildung 11: Boxplot der Asymmetrie der Schrittlänge	41
Abbildung 12: Boxplot der Asymmetrie der Schrittgeschwindigkeit	42
Abbildung 13: Boxplot der Standphase des betroffenen Beines	44
Abbildung 14: Boxplot der Schwungphase des betroffenen Beines	44
Abbildung 15: Boxplot der Asymmetrie der Standphase	45
Abbildung 16: Boxplot der Asymmetrie der Schwungphase	45
Abbildung 17: Boxplot der RoM des betroffenen Unterschenkels	47
Abbildung 18: Boxplot der mittleren RoM der Unterschenkel	47
Abbildung 19: Boxplot der max. Unterschenkelgeschwindigkeit des nicht betroffenen Beines	49
Abbildung 20: Boxplot der max. Unterschenkelgeschwindigkeit des betroffenen Beines	49
Abbildung 21: Boxplot der Asymmetrie der max. Unterschenkelgeschwindigkeit	50
Abbildung 22: Boxplot der Asymmetrie der max. Unterschenkelgeschwindigkeit	51
Abbildung 23: Boxplot der Asymmetrie der Unterschenkelrotation	52
Abbildung 24: Boxplot des Symmetrie-Index der Unterschenkel	53
Abbildung 25: Boxplot der horizontalen RoM Rumpf	55
Abbildung 26: Boxplot der sagittalen RoM Rumpf	55
Abbildung 27: Boxplot der max. horizontalen Rumpfgeschwindigkeit	56
Abbildung 28: Boxplot der benötigten Zeit für eine Drehung	58
Abbildung 29: Boxplot der Schrittzahl pro Drehung	58
Abbildung 30: Boxplot der Schrittzeit in der Drehung	59
Abbildung 31: Boxplot der max. Geschwindigkeit in der Drehung	59
Abbildung 32: Boxplot des Phase-Coordination-Index	60

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Beispielaufgaben des Mini-BESTests	9
Tabelle 2: Verteilung von Alter und Geschlecht in den unterschiedlichen Gruppen	14
Tabelle 3: Schwellenwerte beim FES-I	16
Tabelle 4: Kategorien des MoCA-Tests mit maximal zu erreichender Punktzahl	16
Tabelle 5: Kategorien des motorischen Teils der UPDRS mit möglicher Punktzahl	17
Tabelle 6: Ablenkung pro Runde im IWALK.....	18
Tabelle 7: Untersuchungsparameter der Drehung des IWalk von APDM [2].....	19
Tabelle 8: Schrittlänge und Schrittgeschwindigkeit des IWalk von APDM [2].....	20
Tabelle 9: Zeitliche Parameter des Ganges des IWalk von APDM [2].....	20
Tabelle 10: RoM und Winkelgeschwindigkeiten des IWalk von APDM [2].....	21
Tabelle 11: Symmetrie-Messungen des IWalk von APDM [2]	22
Tabelle 12: Demographische Daten des Patientenkollektivs	25
Tabelle 13: Ergebnisse der UPDRS nach Schweregrad nach Dillmann et al. (1996).....	25
Tabelle 14: Deskriptive Statistik der UPDRS	26
Tabelle 15: Ergebnisse der FES-I nach Schweregrad nach Delbaera et al. (2010) [13]	26
Tabelle 16: Deskriptive Statistik der FES-I.....	26
Tabelle 17: Ergebnisse des MoCA-Tests nach Schweregraden.....	27
Tabelle 18: Deskriptive Statistik des MoCA-Tests	27
Tabelle 19: Deskriptive Statistik der Ganganalyse in Bezug auf die Schrittlänge	28
Tabelle 20: Deskriptive Statistik der Ganganalyse in Bezug auf die Schrittgeschwindigkeit	29
Tabelle 21: Deskriptive Statistik der Ganganalyse in Bezug auf die Schwung- und Standphase.....	29
Tabelle 22: Deskriptive Statistik der Ganganalyse in Bezug auf die Rumpfbewegung.....	30
Tabelle 23: Deskriptive Statistik der Ganganalyse in Bezug auf die RoM der Unterschenkel.....	30
Tabelle 24: Deskriptive Statistik der Ganganalyse in Bezug auf die max. Unterschenkelgeschwindigkeit.....	31
Tabelle 25: Deskriptive Statistik der Ganganalyse in Bezug auf den Unterschenkel- Symmetrie-Index.....	32
Tabelle 26: Deskriptive Statistik der Ganganalyse in Bezug auf die Drehung	32
Tabelle 27: Signifikante Unterschiede im Vergleich 1 ohne Ablenkung	33
Tabelle 28: Signifikante Unterschiede im Vergleich 1 mit motorischer Ablenkung	33
Tabelle 29: Signifikante Unterschiede im Vergleich 2 mit motorischer Ablenkung	34
Tabelle 30: Signifikante Unterschiede in Vergleich 3 ohne Ablenkung	34

Tabelle 31: Signifikante Unterschiede in Vergleich 3 mit kognitiver Ablenkung.....35
Tabelle 32: Signifikante Unterschiede in Vergleich 3 mit motorischer Ablenkung35
Tabelle 33: Signifikante Unterschiede in Vergleich 4 mit kognitiver Ablenkung.....37

Liste der verwendetet Abkürzungen

.A	Messung ohne Ablenkung
.kog	Messung mit kognitiver Ablenkung
.mot	Messung mit motorischer Ablenkung
Asym.	Asymmetrie
deg	Grad
FES-I	Falls Efficacy Scale - International
G1	Gruppe 1 (Patienten, die zwischen beiden Untersuchungen nicht gestürzt sind)
G2	Gruppe 2 (Patienten, die zwischen beiden Untersuchungen gestürzt sind)
GCT	Gangzykluszeit
max.	maximal
min	Minute
MoCA-Test	Montreal Cognitive Assessment Test
PCI	Phase Coordination Index
RoM	Range of Motion
s	Sekunde
SD	Standardabweichung
SPSS	Superior Performing Software System (Entwickler IBM)
U1	Untersuchung 1
U2	Untersuchung 2
UPDRS	Unified Parkinson's Disease Rating Scale
Vergl.	Der Vergleich

1. Zusammenfassung/Abstract

1.1. Verlaufsanalyse von Gangparametern bei Patienten mit Morbus Parkinson: Relevanz für die Abschätzung eines Sturzrisikos

Hintergrund: Das Gangbild von Patienten mit Morbus Parkinson verändert sich im Laufe der Erkrankung stetig. Diese Veränderungen führen in späteren Stadien in vielen Fällen zu Stürzen, die mit schwerwiegenden Komplikationen einhergehen können.

Die vorliegende Arbeit hat sich zum Ziel gesetzt, einen oder mehrere Gangparameter herauszuarbeiten, die ein Risiko für einen zukünftigen Sturz anzeigen. Zusätzlich wollten wir herausfinden, welche Parameter sich nach einem Sturz veränderten. Ein besonderes Augenmerk lag auf dem Dual-Tasking (Durchführen von Doppelaufgaben), da diese den Alltagssituationen am besten entsprechen.

Methoden: Diese Studie entstand bei einer Verlaufsuntersuchung 1 bis 2 Jahre nach einer Erstuntersuchung im Rahmen einer weiteren Studie der Abteilung für Neurologie. Das Patientenkollektiv bestand aus 27 Patienten (20 Männer, 7 Frauen). Es erfolgten Verlaufsuntersuchungen mit einem durchschnittlichen Abstand von 2,2 Jahren (minimaler Abstand 9,4 Monate und maximaler Abstand 3,6 Jahre). Bei der initialen Untersuchung waren die Patienten vor der Ganganalyse noch nicht aufgrund ihrer Parkinsonerkrankung gestürzt. In unserer zweiten Untersuchung ist die Ganganalyse unter Berücksichtigung der gleichen Parameter erneut durchgeführt worden.

Die Ganganalyse erfolgte mittels tragbarer Sensoren. Die Patienten sind drei Mal zwei Minuten in individuell normaler Geschwindigkeit eine definierte Strecke gelaufen. Dabei konnten die Patienten in der ersten Messung sich ganz auf das Gehen konzentrieren, in der zweiten waren sie kognitiv und in der dritten motorisch abgelenkt.

Zusätzlich zur Ganganalyse wurden schriftliche Tests durchgeführt. Hier wurde ein MoCA-Test (Montreal Cognitive Assessment Test), die UPDRS (Unified Parkinson Disease Rating Scale) sowie der FES-I-Fragebogen (Falls Efficacy Scale-International Version) bearbeitet.

Resultate: Von den 27 untersuchten Patienten haben 7 Patienten seit der Erstuntersuchung einen oder mehrere Stürze erlitten. Hier zeigten sich mehrere signifikant veränderte Gangparameter. Vor einem durchlebten Sturz waren bei Sturzpazienten im Vergleich zu Nicht-Sturzpazienten eine Verlängerung der benötigten

Zeit für eine 180°-Drehung, eine erhöhte Anzahl benötigter Schritte für diese Drehung sowie eine erhöhte Schrittzeit während der Drehung zu ermitteln. Des Weiteren sind die Range-of-Motion (RoM) der Beine und die Schrittlänge erniedrigt. Zudem schnitten die Sturzpatienten bereits vor einem Sturz schlechter im motorischen Teil der UPDRS ab im Vergleich zu den Nicht-Sturzpatienten.

Nach dem Sturz sind vor allem die Parameter der Asymmetrie (Schrittlänge, Schrittgeschwindigkeit, Standphase, Schwungphase, maximale Unterschenkelgeschwindigkeit, Unterschenkelrotation sowie der Unterschenkel-Symmetrie-Index) in der Sturzgruppe höher als in der Nicht-Sturzgruppe. Außerdem sind die Schrittlänge, die Range-of-Motion sowie die maximale Geschwindigkeit des Unterschenkels kleiner und die horizontale und sagittale RoM und die maximale horizontale Rumpfgeschwindigkeit erhöht. Des Weiteren ist die FES-I bei Sturzpatienten nach einem Sturz deutlich erhöht im Vergleich zu den Nicht-Sturzpatienten.

Außerdem hat das Dual-Tasking, also das Durchführen einer Doppelaufgabe, auf Sturzpatienten einen statistisch signifikanteren Einfluss als auf Nicht-Sturzpatienten und dies vor allem auf die Schrittlänge, die Range-of-Motion der Beine und des Rumpfes.

Die Ergebnisse des MoCA-Tests zeigten sich in keiner der Gruppen signifikant verändert.

Diskussion: Es deutet sich an, dass Patienten, welche in der Verlaufsuntersuchung stürzen, bei der Erstuntersuchung ein protektives Gangbild haben, das sich nach dem Sturz ausgeprägter zeigte. Das protektive Gangbild zeigt sich durch eine reduzierte Gehgeschwindigkeit, geringere Schrittfrequenz sowie kürzere Schrittlänge. Durch das Durchführen von Doppelaufgaben wurde dies bei Sturzpatienten noch verstärkt.

Fazit: Abschließend ist zu betonen, dass die Ganganalyse mittels tragbarer Sensoren einen guten Hinweis auf spätere Stürze liefern kann. Die beschriebenen Parameter sollten in Studien in einer größeren Fallzahl bestätigt werden. Insbesondere durch das Dual Tasking können die Parameter deutlicher detektiert werden. Mit diesem Wissen können Stürze durch gezielte Betreuung verhindert und damit drastische Konsequenzen vermieden werden.

1.2. Analysis of the course of gait parameters in patients with Parkinson's disease: relevance for estimating the risk of falling

Background: The gait pattern of patients with Parkinson's disease changes constantly over the course of the disease. In later stages, these changes often lead to falls, which can be associated with serious complications.

The aim of the present work is to work out one or more gait parameters that indicate a risk of a future fall. In addition, we wanted to find out which parameters changed after a fall. Particular attention was paid to dual-tasking, as these best correspond to everyday situations.

Methods: This study arose from a follow-up examination 1 to 3 years after an initial examination as part of another study at the Department of Neurology. The patient collective consisted of 27 patients (20 men, 7 women). Follow-up examinations were carried out at an average interval of 2.2 years (minimum interval 9.4 months and maximum interval 3.6 years). In the initial examination, the patients had not yet fallen due to their Parkinson's disease before the gait analysis. In our second study, the gait analysis was repeated using the same parameters as in the initial examination.

Gait analysis was performed using wearable sensors. The patients walked a defined distance three times for two minutes at an individually normal speed. In the first measurement, the patients were able to concentrate entirely on walking, in the second they were cognitively distracted, and in the third they were motorically distracted.

In addition to the gait analysis, written tests were conducted. The MoCA test (Montreal Cognitive Assessment Test), the UPDRS (Unified Parkinson's Disease Rating Scale) and the FES-I questionnaire (Falls Efficacy Scale-International Version) were processed.

Results: Of the 27 patients examined, 7 patients had suffered one or more falls since the initial examination. There were several significantly changed gait parameters. Before a fall was experienced, fall patients compared to non-fall patients increased the time required for a 180° turn, increased the number of steps required for this turn, and increased step time during the turn. Furthermore, the range of motion of the legs and the stride length are reduced. In addition, the fall patients already had a worse result in the motor part of the UPDRS before a fall compared to the non-fall patients.

After the fall, the parameters of asymmetry (step length, step speed, stance phase, swing phase, maximum lower leg speed, lower leg rotation, and the lower leg symmetry index) are higher in the fall group than in the non-fall group. In addition, the

step length, the range of motion and maximum lower leg velocity are reduced and horizontal and sagittal RoM and maximum horizontal trunk velocity are increased. Furthermore, FES-I is significantly increased in fall patients after a fall compared to non-fall patients.

Moreover, dual-tasking, i.e. performing a double task, has a statistically more significant influence on fall patients than on non-fall patients, and this especially on the step length, the range of motion of the legs and the trunk.

The results of the MoCA test did not significantly change in any of the groups.

Discussion: There are indications that patients who fall during the follow-up examination have a protective gait pattern at the initial examination, which was more pronounced after the fall. The protective gait pattern shows through a reduced walking speed, low step frequency and shorter step length. This was amplified in fall patients by performing dual tasks.

Conclusion: Finally, it should be emphasized that gait analysis using wearable sensors can provide a good indication of future falls. The parameters described should be confirmed in studies with a larger number of cases. The parameters can be detected more clearly thanks to dual tasking in particular. With this knowledge, falls can be prevented through targeted care and drastic consequences can be avoided.

2. Einleitung

2.1. Historie und heutige Bedeutsamkeit

James Parkinson beschrieb im Jahr 1817 in „An Essay on the Shaking Palsy“ eine Erkrankung, die durch Tremor, Rigor und Akinese gekennzeichnet ist [38]. Ihm zu Ehren bekam die Krankheit den Namen, den wir heute alle kennen: Morbus Parkinson. Laut der Deutschen Gesellschaft für Neurologie (DGN) litten im Jahr 2016 in Deutschland schätzungsweise 220.000 Menschen an der Parkinson-Krankheit [32]. Die Prävalenz in Deutschland wird mit 0,2% angegeben, wobei diese mit höherem Alter deutlich ansteigt. Somit liegt das Vorkommen in der Altersgruppe über 65 Jahren bei 1-2% [11]. Zudem zeigen Schätzungen, dass sich die Prävalenz von Morbus Parkinson zwischen den Jahren 2005 und 2030 verdoppeln wird [14]. Dementsprechend wird die Erkrankung und deren Erforschung immer bedeutsamer für die Bevölkerung und die moderne Medizin werden.

2.2. Symptomatik des Morbus Parkinson

Bei Morbus Parkinson handelt es sich um eine neurodegenerative Erkrankung. Das Krankheitsbild kann in motorische sowie nicht-motorische Symptome eingeteilt werden. Wichtig ist, dass die Erkrankung meist auf einer Körperhälfte stärker ausgeprägt ist.

Zu den motorischen Kardinalsymptomen gehören die Akinese beziehungsweise die Bradykinese, der Rigor, der Ruhetremor sowie die posturale Instabilität [32]. Zur Diagnosestellung nimmt die Bradykinese den wichtigsten Stellenwert ein [11]. Die Bradykinese wirkt sich nicht nur auf die Extremitäten und den Rumpf aus, sondern auch auf das Gesicht des Patienten. Klinisch lässt sich eine Hypomimie, eine Hypophonie sowie eine Sialorrhö erkennen [9]. Die proximalen Gelenke sind zuerst von der Rigidität betroffen [9,13]. Der Ruhetremor stellt sich als „Pillendreher-Tremor“ mit einer Frequenz von vier bis sechs Hertz dar [9,32]. Durch einen Zugtest oder Push-and-Release-Test an den Schultern kann die posturale Instabilität überprüft werden, welche durch die geschwächten Halte- und Stellreflexe ausgelöst wird [9]. Die Reflexe sind meist erst im späteren Verlauf der Erkrankung gestört.

Zu den nicht-motorischen Symptomen zählen unter anderem kognitive Einschränkungen, neuropsychiatrische und vegetative Veränderungen, wie zum

Beispiel Schlafstörungen, orthostatische Dysregulation und Blasenentleerungsstörungen [37].

2.3. Das normale Gangbild

Die Abbildung 1 zeigt einen normalen Gangzyklus. Der Gangzyklus beginnt definitionsgemäß mit dem Fersenkontakt eines Beines (in diesem Beispiel der rechten Ferse) und endet mit dem erneuten Aufsetzen derselben Ferse [52]. Dieser Zyklus kann in mehrere Abschnitte unterteilt werden. Jedes Bein durchläuft jeweils eine Schwung- und eine Standphase. Bei einem normalen Gangbild beträgt die Schwungphase eines Beines 60 % und die Standphase 40 % des Gangzyklus [52,56]. Die Zeit, in der beide Füße Bodenkontakt haben, wird als Zweibeinstandphase bezeichnet. Diese Phase wird zweimal pro Gangzyklus durchlaufen. Als Schrittlänge wird die Distanz bezeichnet, die in einem Gangzyklus zurückgelegt wird.

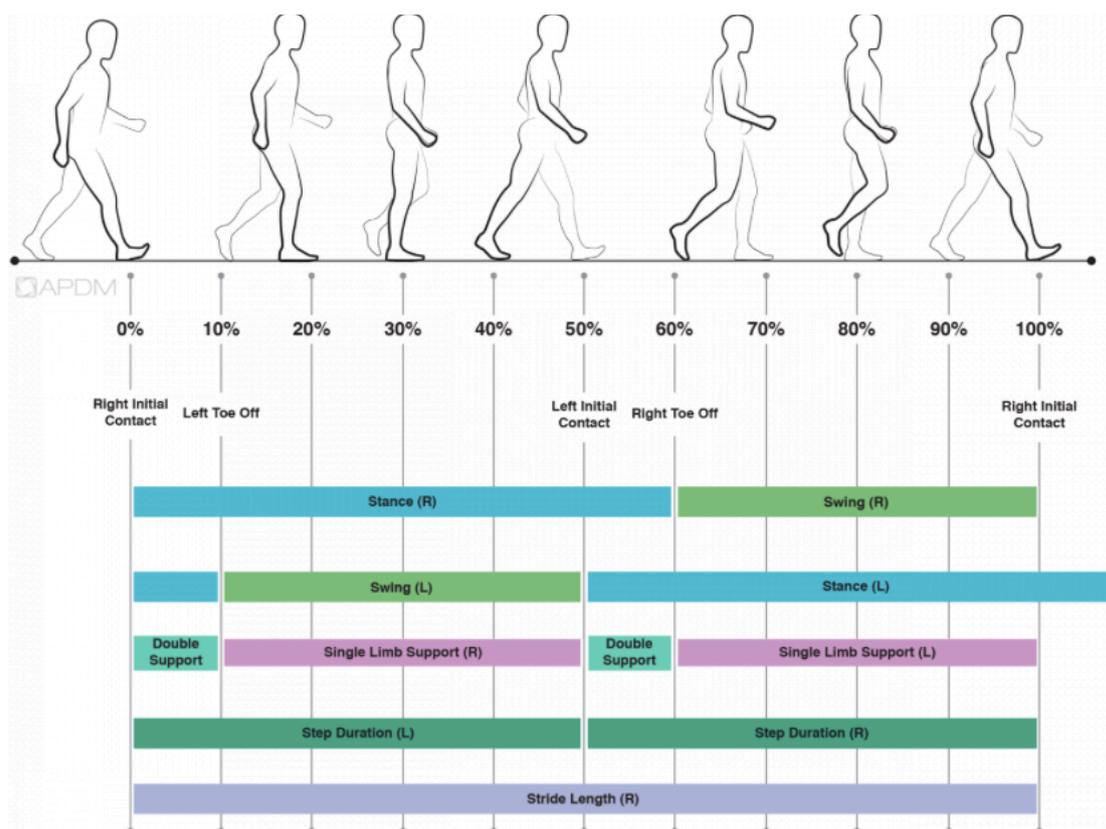


Abbildung 1: Ablauf eines normalen Gangzyklus des rechten Beines

Stance (R): Standphase des rechten Beines; Stance (L): Standphase des linken Beines;
Swing (R): Schwungphase des rechten Beines; Swing (L): Schwungphase des linken Beines;
Double Support: Zweibeinstandphase; Single Limb Support (R): Einbeinstandphase rechts;
Single Limb Support (L): Einbeinstandphase links; Step Duration (R): Schrittzeit des rechten Beines;
Step Duration (L): Schrittzeit des linken Beines; Stride Length: Schrittlänge.

Quelle: <https://www.apdm.com/wp-content/uploads/2015/05/02-Mobility-Lab-Whitepaper.pdf> [58]

2.4. Veränderung des Gangbildes bei Morbus Parkinson

Ein Faktor, der sich bei Patienten mit der Parkinson-Krankheit verändert, ist der Gang. Hier zeigt sich ein sehr charakteristisches Bild. Die Veränderungen, die bereits dem ungeschulten Auge auffallen, sind vor allem der kleinschrittige und schlurfende Gang [29] sowie die flektierte Haltung des Rumpfes, des Nackens und der Schulterpartie [5,13,33]. Zusätzlich befinden sich die Ellenbogen und die Knie auch meist in einer gebeugten Stellung.

Durch die Beobachtung des Gangzyklus in seinen einzelnen Komponenten können weitere Veränderungen festgestellt werden. Die Schrittlänge ist bei Parkinson-Patienten insgesamt kürzer, was dazu führt, dass die Patienten langsamer laufen [35]. Das Verhältnis der Schwung- und der Standphase ist ebenfalls im Vergleich zur gesunden Bevölkerung verändert [26,29]. Es kommt zur Verlängerung der Standphase, was zu einer verkürzten Schwungphase führt [13].

Ein weiterer Faktor, der sich im Gangzyklus verändert, ist die Zweibeinstandphase. Diese ist verlängert [30]. Da die Erkrankung meist auf einer Seite stärker ausgeprägt ist, wird das Gangbild im Laufe der Erkrankung zunehmend asymmetrisch.

Parkinson-Patienten weisen im Gangzyklus zudem eine höhere Variabilität der Gangparameter auf [8,20]. Jeder Gangzyklus kann unterschiedliche Werte hervorbringen.

Wie oben bereits erwähnt, betreffen die Veränderungen nicht nur die untere Extremität, sondern auch den Rumpf und die Arme. Beim Rumpf kommt es zusätzlich zu der flektierten Haltung dazu, dass dieser während des Gehens über dem Standbein vermehrt rotiert [26]. Die Arme sind bereits in frühen Krankheitsstadien sichtbar betroffen. Es kommt zu einem deutlich reduzierten Armschwung, der meist asymmetrisch abläuft [5,28].

Häufig wird beschrieben, dass es zu einer Ganginitiierungsstörung kommt. Hier hat der Patient das Gefühl, seine Füße würden am Boden festkleben [5]. Zusätzlich kann es zu einem sogenannten „Freezing“ kommen. Dies bedeutet, dass die Patienten während des Laufens plötzlich stehen bleiben. Hierzu kann es kommen, wenn der Patient beispielsweise an einem Objekt vorbeilaufen muss oder der Boden uneben ist. Um beide Zustände zu lösen, versuchen die Patienten den Oberkörper nach vorne fallen zu lassen. Damit es dabei nicht zum Sturz kommt, sind die ersten Schritte besonders klein und schnell [33]. Diese Ganganomalie wird als Festination beschrieben und ist durch kleine, sehr schnelle Schritte sowie unzureichendes Heben der Füße gekennzeichnet.

Parkinson-Patienten beschreiben häufig Probleme bei Drehungen. Diese werden als sogenannte „en-bloc-Drehungen“ durchgeführt, wofür die Patienten mehr Schritte benötigen als gesunde Personen [33].

Ein weiterer Faktor, der das Gangbild bei Parkinson-Patienten verändert, ist das sogenannte Dual-Tasking. Beim Dual-Tasking (Doppelaufgabe) müssen die Probanden während des Laufens Aufgaben erledigen. Diese Aufgaben können aus dem Bereich der Arithmetik, der Sprache, des Gedächtnisses oder der Motorik stammen. Mehrere Studien, wie zum Beispiel die Metaanalyse von Raffegau et al. (2019), haben festgestellt, dass das Durchführen einer Doppelaufgabe bei allen Probanden zu einer Verschlechterung des Gangbildes führt, jedoch der Einfluss bei Parkinson-Patienten signifikant größer ist als bei der gesunden Bevölkerung [42].

Das Gangbild der Morbus-Parkinson-Patienten verändert sich also auf sehr vielen Ebenen, die alle gemeinsam und jede für sich zu Stürzen führen können. Wir haben nun versucht einen oder mehrere Parameter herauszukristallisieren, um einen möglichen Sturz zu verhindern.

2.5. Methoden der Ganganalyse

Es existiert eine Vielzahl an Methoden, um eine Ganganalyse durchzuführen.

Die Ganganalyse kann auf einem Laufband erfolgen oder auf freier Strecke. Es kann eine Videoanalyse, wie in den Versuchen von Knutsson et al. (1973), durchgeführt werden [26]. Zudem kann diese durch eine EMG-Untersuchung, wie bei Dillmann et al. (1996), ergänzt werden [13]. Roggendorf et al. (2012) zeichneten die Bewegungen mittels Ultraschall auf [47].

Ebersbach et al. (1999) nutzten das Bessou-Ganganalyse-Verfahren. Hierbei handelt es sich um ein System, welches durch Zug an den Füßen befestigter elastischer Bänder die Bewegungen aufzeichnet [4,15].

Eine weitere Methode ist die Druckmessung durch Sensoren in einer Laufmatte, an den Fußsohlen oder in besonderen Messschuhen [3,35].

Zusätzlich können bei jeder Form der Ganganalyse dem Patienten kognitive oder motorische Aufgaben während des Gehens gestellt werden (Dual Tasking) [55].

Für diese Arbeit nutzten wir tragbare Sensoren an den Extremitäten und am Rumpf. Diese zeichnen die Bewegungen dreidimensional auf und die Verarbeitung der Daten gelingt durch eine Software von Mobility Lab der Firma APDM. Die Validität dieser Sensoren wurde von Morris et al. (2019) nachgewiesen [31].

2.6. Sturzgefahr bei Parkinson-Patienten

Diese Arbeit beschäftigt sich vor allem mit der Sturzgefahr der Parkinson-Patienten. Stürze sind jedoch kein Frühsymptom der Erkrankung, da diese erst nach mehreren Jahren auftreten. Sie erschweren jedoch den Alltag und können mit schweren Konsequenzen einhergehen. So erleiden beispielsweise 25% der Patienten in den ersten zehn Jahren nach ihrer Diagnosestellung eine Schenkelhalsfraktur [5]. Durch die angewinkelten Arme, die nahe am Körper liegen, ist es den Patienten häufig nicht möglich, ihre Stürze mit den Händen abzufangen [5], was die Konsequenzen eines vermeintlich harmlosen Stolpersturzes verschlimmern kann.

Pickering et al. (2007) analysierten in einer Metaanalyse sechs Studien, die sich mit Stürzen bei Parkinson-Patienten auseinandersetzten. Hier zeigte sich, dass von 473 Patienten 46 % in nur drei Monaten Untersuchungszeitraum einen Sturz erlitten. 21 % der Patienten waren in diesem Zeitraum zum ersten Mal gestürzt [39]. In dieser Metaanalyse kristallisierten sich als wichtigster Prädiktor für weitere Stürze die bereits erlebten Stürze heraus. Allerdings ließ sich kein weiterer Vorhersagewert für Stürze finden [39]. In einer weiteren Studie von Jacobs et al. (2016) zeigte sich, dass ein einzelner Zug- oder Push-and-Release-Test nicht ausreichend ist, um die Patienten herauszufiltern, die in Zukunft stürzen werden. Die Studie konnte allerdings zeigen, dass kombinierte Tests wie der Brief-BESTest (Balance Evaluation System) und der Mini-BESTest einen prädiktiven Wert für zukünftige Stürze haben [23]. Bei diesen Tests handelt es sich jedoch um aufwendige Untersuchungen, die aus bis zu 14 verschiedenen Unterkategorien bestehen, weshalb die Durchführung in der klinischen Praxis schwierig ist [44]. In der Tabelle 1 sind die Aufgaben des Mini-BESTest aufgeführt [50].

Tabelle 1: Beispielaufgaben des Mini-BESTests

Funktion	Aufgaben
Antizipatorisch / proaktiv	<ul style="list-style-type: none"> - vom Sitz zum Stand - Zehenstand - Einbeinstand
Reaktive posturale Kontrolle	<ul style="list-style-type: none"> - Kompensationsschritt vorwärts - Kompensationsschritt rückwärts - Kompensationsschritt seitlich
Sensorische Orientierung	<ul style="list-style-type: none"> - Stand mit geschlossenen Füßen, feste Unterlage - Stand mit geschlossenen Füßen, weiche Unterlage

Dynamisches Gehen	<ul style="list-style-type: none"> - Wechsel der Gehgeschwindigkeit - Gehen mit Kopfdrehung - Gehen mit Kehrtwendung - Über Hindernisse gehen - Timed-Up-and-Go-Test
-------------------	---

Nocera et al. fanden 2013 heraus, dass eine Verlangsamung auf über 11,5 Sekunden im Timed-Up-and-Go-Test eine gute Vorhersagekraft darüber aufweist, welche Patienten stürzen werden [36]. Bei dieser Untersuchung muss der Patient von einem Stuhl aufstehen, 3 Meter gehen, sich umdrehen und wieder zurücklaufen, während die Zeit gemessen wird.

Vance et al. konnten 2014 in einer retrospektiven Studie zeigen, dass Patienten, die bereits einen Sturz erlitten hatten, im Timed-Up-and-Go-Test schlechter bei kognitiver und motorischer Ablenkung abschneiden [55].

Schrag et al. beschäftigten sich 2015 in ihrem Artikel „Why do patients with Parkinsons disease fall?“ [51] mit der Sturzgenese. Hier zeigte sich wie erwartet eine multifaktorielle Genese. Die Studie beschreibt signifikante Unterschiede zwischen Sturzpatienten und denen, die noch keinen Sturz erlitten haben, in folgenden Punkten: Krankheitsdauer, L-Dopa-Dosis, Dyskinesien, psychische, kognitive sowie autonome Veränderungen, Schlafstörungen und Neuroleptika- und Antidepressivaeinnahme. Das Alter sowie die Begleiterkrankungen schienen in dieser Studie keinen Einfluss auf das Sturzrisiko zu haben [51]. Eine systematische Ganganalyse wurde in dieser Arbeit nicht durchgeführt.

Viele der Stürze entstehen in den Phasen, in denen die Mobilität der Patienten aufgrund der Medikamente am besten ist. Eine mögliche Erklärung hierfür ist, dass die Medikamente zwar die Mobilität verbessern, allerdings haben sie wenig Einfluss auf die posturale Stabilität, weshalb das Sturzrisiko erhöht ist [5].

Die Angst vor Stürzen ist ein häufiger Grund, dass die Patienten sich zurückziehen und nicht mehr am alltäglichen Leben teilnehmen. Dies geht mit einer großen Einschränkung der Lebensqualität einher [43]. Durch unsere Studie erhoffen wir uns die Stürze zu verhindern oder zu verzögern.

2.7. Folgeuntersuchung

Wichtig zu erwähnen ist, dass diese Arbeit Teil eines Projektes der Abteilung für Neurologie des Universitätsklinikums des Saarlandes ist. In einem ersten Schritt wurden 2015 bei Parkinson-Patienten und gesunden Probanden Ganganalysen vorgenommen. Für die vorliegende Arbeit wurden die Daten der Parkinson-Patienten

aus 2015 verwendet. Zusätzlich wurden die Patienten nach mindestens einem bis maximal drei Jahren erneut untersucht. Im ersten Teil des Projektes war es Ziel die Unterschiede zwischen gesunden und kranken Probanden herauszukristallisieren. Bei unserer Untersuchung stand es im Mittelpunkt einen oder mehrere Parameter zu finden, welche mit Hilfe einer Ganganalyse mit tragbaren Sensoren das Sturzrisiko ermitteln.

2.8. Ziel der Forschungsarbeit

Bei dieser Forschungsarbeit handelt es sich um eine Verlaufskontrolle mit Nachuntersuchungen von voruntersuchten Patienten. In den Unterpunkten 2.3 und 2.4 wurden zahlreiche bekannte Veränderungen des Gangbildes bei Parkinson genannt sowie mehrere Studien vorgestellt, die sich mit dem Sturzrisiko dieser Patienten befassen. Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich damit, ob mit einer Ganganalyse mittels tragbarer Sensoren Parameter gefunden werden können, die zuversichtlich einen Sturz voraussagen können.

Folgende Fragen werden hierbei berücksichtigt:

- Unterscheidet sich das Gangbild eines Parkinson-Patienten, der in näherer Zukunft einen Sturz erleiden wird, von dem eines Patienten, der in dem Zeitraum keinen Sturz erleidet?
- Ist es möglich einen prädiktiven Parameter für einen Sturz eines Parkinson-Patienten in der Ganganalyse zu finden?
- Unterscheidet sich das Gangbild eines Parkinson-Patienten ohne Sturzereignis von dem eines Patienten, der bereits gestürzt ist?
- Unterscheidet sich das Gangbild eines Parkinson-Patienten, bevor und nachdem er einen Sturz erlitten hat?

3. Methoden und Materialien

3.1. Probandenkollektiv

Die Studie entstand im Juni 2015 im Rahmen eines Projektes von Oberarzt Prof. Dr. Dillmann. Das Ausgangskollektiv bestand aus 47 Parkinson-Patienten sowie 35 gesunden Probanden, welche sich einer Ganganalyse sowie mehreren Fragebögen unterzogen. Diese Forschungsarbeit entstand bei der Verlaufsuntersuchung im Rahmen einer Folgeuntersuchung der Patienten mit Morbus Parkinson. Das Probandenkollektiv, was erneut für unsere Nachuntersuchung zur Verfügung stand, bestand aus 27 Parkinson-Patienten, davon 20 Männer und 7 Frauen, mit denen jeweils zwei Untersuchungen durchgeführt wurden. Zum Zeitpunkt der ersten Untersuchung lag das Alter der Patienten zwischen 46 und 82 Jahren. Dies entspricht einem mittleren Alter von 65 Jahren (SD 9,7 Jahre). Bei der zweiten Untersuchung lag das Alter zwischen 47 und 86 Jahren (mittleres Alter 67,2 Jahre bei einer SD von 10,1 Jahren). Die Messungen wurden im Rahmen regelmäßiger Arztbesuche in der neurologischen Ambulanz des Universitätsklinikums des Saarlandes in Homburg/Saar durchgeführt. Das wichtigste Einschlusskriterium für die erste Untersuchung war, dass die Patienten noch keinen Sturz aufgrund ihrer Parkinsonerkrankung erlitten hatten. Des Weiteren mussten die Patienten bei beiden Untersuchungen fähig sein, 2 Minuten am Stück ohne Hilfsmittel (zum Beispiel Gehstock oder Rollator) zulaufen.

3.2. Messsysteme

Für die Studie wurden Materialien von „Mobility Lab by APDM“ verwendet. Es folgt eine Aufzählung der Hardwarematerialien:

- sechs Sensoren mit dreiachsigen Beschleunigungsmessern, Gyroskop und Magnetometer (Abbildung 2),
- sechs Dockstationen, um die Sensoren zu laden und zu konfigurieren,
- ein Access Point, der die Kommunikation zwischen den Sensoren und dem Computer sicherstellt,
- sechs Gurte zur Befestigung der Sensoren an Knöcheln, Handgelenk, Rücken und Brustkorb.

Des Weiteren ist ein Computer für die Software von Mobility Lab notwendig.

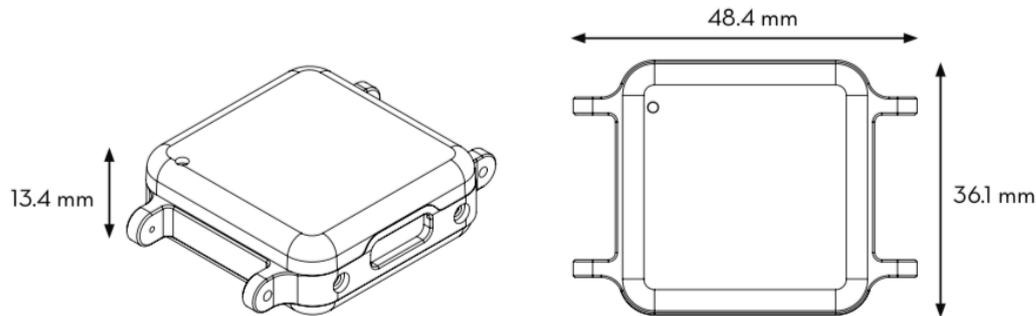


Abbildung 2: Sensoren von Mobility Lab by APDM

Quelle: Motion Studio User Guide von Mobility Lab by APDM, 2018, S.33 [2]

3.3. Ablauf der Untersuchung

3.3.1. Untersuchungszeitpunkte

Die Studie wurde zwischen Juni 2015 und März 2019 durchgeführt. Die Patienten wurden zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten untersucht. Zwischen beiden Untersuchungen lagen minimal 9,4 Monate bis maximal 3,6 Jahre (durchschnittlich 2,2 Jahre). Zu beiden Zeitpunkten wurden die gleichen Tests bei den Patienten durchgeführt.

3.3.2. Einteilung der Gruppen

Die Patienten wurden in zwei Gruppen eingeteilt. Die Gruppe G1 hat während des Untersuchungszeitraums zwischen U1 und U2 keinen Sturz erlitten. Zu G1 zählen 20 Patienten, davon 5 Frauen und 15 Männer. Die Gruppe G2 ist zwischen der ersten und der zweiten Untersuchung mindestens einmal gestürzt. Hier sind es 7 Patienten, davon 2 Frauen und 5 Männer. In der Tabelle 2 ist die Verteilung von Geschlecht und Alter aufgelistet. Unter Berücksichtigung der beiden Untersuchungszeitpunkte sowie des Sturzereignisses wurden 4 Untergruppen definiert, welche in Abbildung 3 schematisch dargestellt sind:

- G1/U1: Patienten zum Zeitpunkt der ersten Untersuchung (U1), die keinen Sturz bis zur Untersuchung 2 (U2) erleiden werden.
- G1/U2: Patienten zum Zeitpunkt der U2, die keinen Sturz bis zur U2 erlitten haben.
- G2/U1: Patienten zum Zeitpunkt der U1, die im Zweitraum zwischen der U1 und der U2 einen Sturz erleiden werden. Die Patienten sind dementsprechend noch nicht gestürzt.

- G2/U2: Patienten zum Zeitpunkt der U2, die zwischen der U1 und der U2 gestürzt sind.

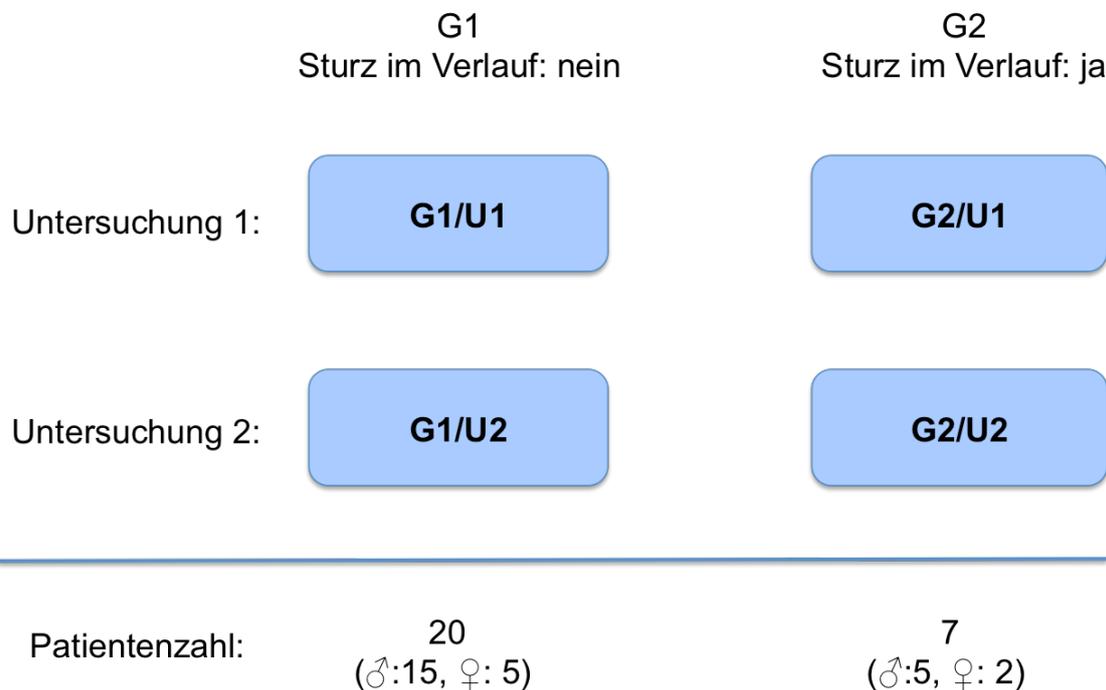


Abbildung 3: Gruppeneinteilung unter Berücksichtigung des Untersuchungszeitpunktes und des Sturzereignisses

Tabelle 2: Verteilung von Alter und Geschlecht in den unterschiedlichen Gruppen

		G1/U1	G2/U1	G1/U2	G2/U2
Anzahl		20	7	20	7
Alter	Mittelwert	64,5	66,2	66,9	68,2
	Bereich (Jahre)	46 - 82	57 - 82	47 - 85	59 - 86
Geschlecht	Weiblich	5	2	5	2
	Männlich	15	5	15	5

3.3.3. Vorbereitung

Die Studie erfolgte mit Zustimmung der Ethikkommission der Ärztekammer des Saarlandes unter der Antragsnummer 190/05.

Die Probanden wurden zu Beginn mündlich und schriftlich über den Ablauf, die Risiken und den Grund der Untersuchung aufgeklärt. Danach wurden mehrere Fragebögen mit den Patienten durchgearbeitet. Außerdem wurden den Probanden Sensoren, die an Gurten befestigt waren, angelegt. Auf der Abbildung 4 ist die Lage der Sensoren dargestellt. Hierbei war es wichtig, auf die exakte Platzierung zu achten. Im Programm

von Mobility Lab wurde für jeden Patienten ein Ordner angelegt mit der Angabe der Kennnummer, des Geburtsjahres und der Größe.

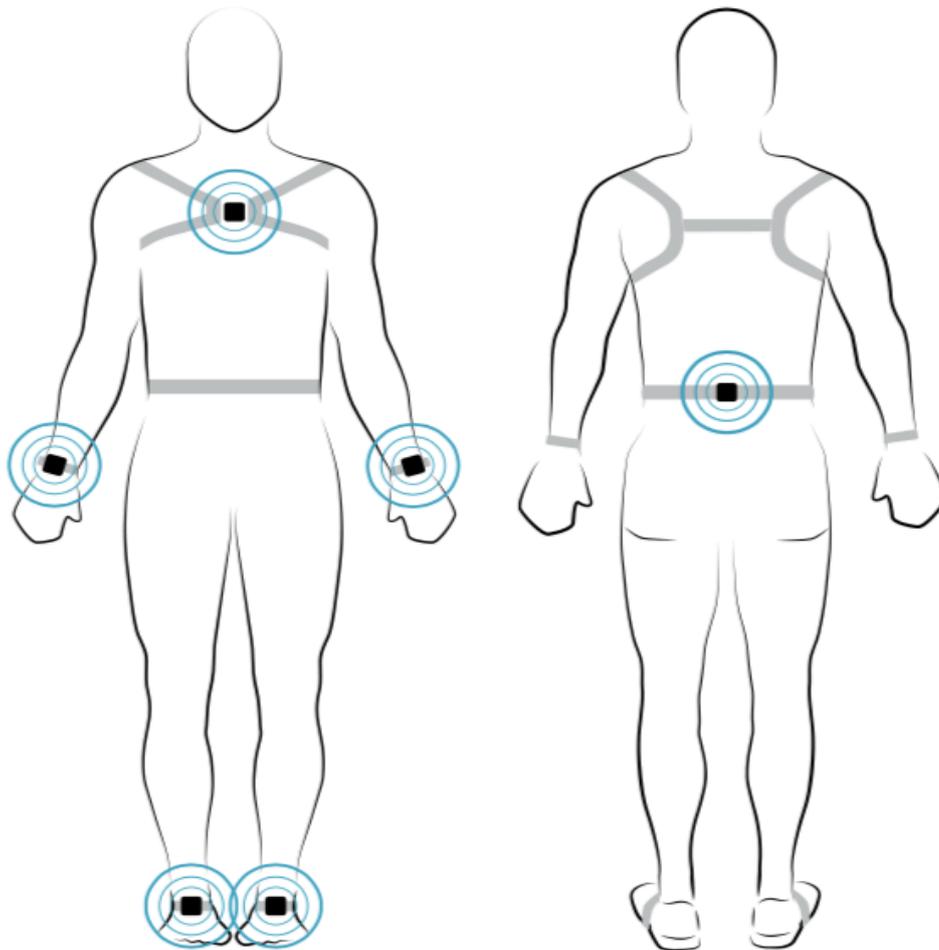


Abbildung 4: Platzierung der Sensoren

Quelle: Motion Studio User Guide von Mobility Lab by APDM, 2018, S.26 [2]

3.3.4. Durchführung der Fragebögen

Alle durchgeführten Fragebögen können im Anhang dieser Arbeit im Detail eingesehen werden.

3.3.4.1. *FES-I (Falls Efficacy Scale-International Version)*

In diesem Fragebogen geht es darum herauszufinden, wie groß die Angst eines Patienten ist, im Alltag zu stürzen. Hierfür soll der Patient angeben, bei welchen von den 16 gegebenen Aktivitäten er Bedenken hat, zu stürzen. Hierbei kann der Patient einen bis vier Punkte vergeben, wobei ein Punkt bedeutet, dass der Patient keinerlei Bedenken hat, bei der aufgeführten Aktivität zu stürzen. Wenn er allerdings vier Punkte ankreuzt, steht dies für sehr große Bedenken einen Sturz zu erleiden. Es können also minimal 16 Punkte und maximal 64 Punkte im gesamten Fragebogen vergeben

werden, wobei ein höherer Punktwert für eine größere Angst zu stürzen steht. Delbaere et al. (2010) haben Schwellenwerte für niedrige, moderate sowie hohe Bedenken definiert [10], welche in Tabelle 3 aufgelistet sind. Die Reliabilität und Variabilität dieses Fragebogens wurde bereits in früheren Studien geprüft und bestätigt [25,57].

Dieser Fragebogen wurde nur in der zweiten Untersuchung der vorliegenden Studie genutzt, da bereits vorgekommene Stürze, sowie die Angst vor Stürzen Ausschlusskriterien für die erste Untersuchung waren. Im ersten Teil des Projektes sollte nicht die Fragestellung des Sturzrisikos bearbeitet werden. Da die vorliegende Arbeit sich jedoch mit dem Sturzrisiko beschäftigt, wurde der Fragebogen nur in der zweiten Untersuchung bearbeitet.

Tabelle 3: Schwellenwerte beim FES-I

Grad der Bedenken	Punktzahl im FES-I
Leichte Bedenken	16 - 19
Moderate Bedenken	20 - 27
Schwere Bedenken	28 - 64

3.3.4.2. MoCA-Test (Montreal Cognitive Assessment)

Als weiterer Fragebogen wurde der MoCA-Test in der deutschen Übersetzung durchgeführt. Es handelt sich um einen 10-minütigen Screening Test, der die globale kognitive Beeinträchtigung des Patienten untersucht. Studien haben gezeigt, dass der MoCA-Test vor allem bei nur leichter kognitiver Beeinträchtigung besser geeignet ist als der ältere Mini-Mental-Status-Test [18,45]. Er gliedert sich in sieben Kategorien, welche in der Tabelle 4 aufgeführt sind.

Tabelle 4: Kategorien des MoCA-Tests mit maximal zu erreichender Punktzahl

Kategorien	Maximale Punktzahl
Visospatial/exekutiv	5
Erkennen	3
Aufmerksamkeit	6
Sprache	3
Abstraktion	2
Erinnerung	5
Orientierung	6
Gesamt	30

Maximal können 30 Punkte erlangt werden. Wird ein Punktwert zwischen 19 und 25 Punkten erreicht, geht man von leichten kognitiven Defiziten, bei einem Wert zwischen 12 und 18 von einer mittelschweren Beeinträchtigung und bei weniger als 12 Punkten von schweren kognitiven Defiziten aus.

3.3.4.3. **UPDRS (Unified Parkinson's Disease Rating Scale)**

Zur Klassifizierung der motorischen Symptome sowie der motorischen Komplikationen wurde der dritte Teil des UPDRS-Fragebogens durchgeführt. Dieser besteht aus 14 verschiedenen Kategorien, die in Tabelle 5 aufgelistet sind. Im dritten Teil der UPDRS werden minimal Null und maximal 56 Punkte erreicht. Null Punkte bedeuten, dass der Patient keinerlei motorische Beeinträchtigung hat. Je höher die erreichte Punktzahl ist, desto schwerer fallen die motorischen Symptome aus. Dillmann et al. (1996) teilten die Patienten wie folgt ein: Patienten mit einem Punktwert von 39-56 werden als schwer, mit 20-38 Punkten als moderat und mit 0-19 Punkten als leicht betroffen eingestuft [13].

Tabelle 5: Kategorien des motorischen Teils der UPDRS mit möglicher Punktzahl

Kategorie	Mögliche Punktzahl
Sprache	0 - 4
Gesichtsausdruck	0 - 4
Ruhetremor	0 - 4
Aktions- oder Haltetremor	0 - 4
Rigidität	0 - 4
Fingerklopfen	0 - 4
Handbewegung	0 - 4
Dysdiadochokinese	0 - 4
Agilität der Beine	0 - 4
Aufstehen vom Stuhl	0 - 4
Haltung	0 - 4
Gang	0 - 4
Haltungsstabilität	0 - 4
Bradykinese und Hypokinese	0 - 4
Gesamt	56

3.3.5. Durchführung der Messungen

Für unsere Untersuchung wurde das IWALK-Programm von Mobility Lab by APDM benutzt. Den Probanden wurde im Voraus gezeigt, welche Strecke sie laufen werden und an welchem Punkt sie wenden sollen. Das Programm zeichnet ab dem Start zwei Minuten lang das Gangbild auf. Die Probanden wurden aufgefordert, nach dem ertönen des Startsignals loszulaufen. Sie mussten den Weg alleine laufen, damit ihre Bewegungen und Geschwindigkeit nicht beeinflusst wurden. Die Untersuchung wurde in drei Runden eingeteilt (Tabelle 6).

In der ersten Runde sollten die Patienten die zwei Minuten in individuell normaler Geschwindigkeit ohne Ablenkung laufen. Diese Messung wurde mit einem „A“ gekennzeichnet.

In der zweiten Runde wurde den Studienteilnehmern mit Hilfe eines MP3-Spielers und Kopfhörern eine Geschichte vorgespielt. Sie wurden aufgefordert das Wort „die“ zu zählen, während sie wieder zwei Minuten am Stück liefen. Dieser Teil des Tests wurde mit einem „kog“ (kognitiv) beschriftet.

In der dritten Runde bekamen die Probanden fünf Kugellagerringe, die sie an den Fingern tragen sollten. Diesmal war die Aufgabe, dass die Patienten kontinuierlich die Kugellagerringe von den Fingern der einen Hand auf die Finger der anderen stecken sollten, während sie erneut zwei Minuten am Stück liefen. Diese Messung wurde durch die Buchstaben „mot“ (motorisch) markiert.

Tabelle 6: Ablenkung pro Runde im IWALK

Runde 1	keine Ablenkung (.A)
Runde 2	kognitive Ablenkung (.kog)
Runde 3	motorische Ablenkung (.mot)

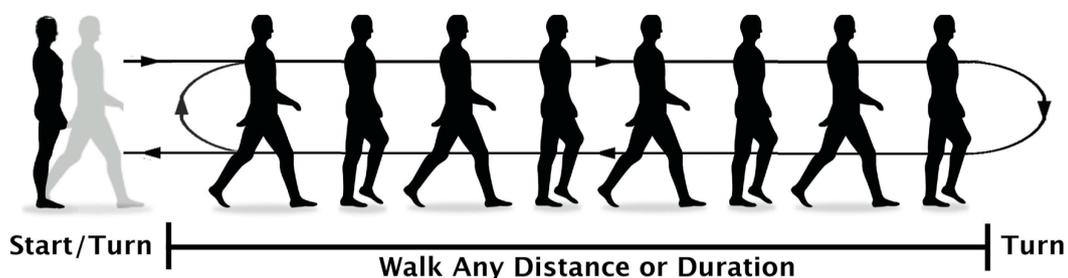


Abbildung 5: Schema des IWALK

Quelle: Mobility Lab User's Guide September 27, 2013 by APDM, Inc. [1]

3.4. Untersuchungsparameter

Beim IWALK wird die Ganzkörpergangart (Arme, Beine und Rumpf), die Asymmetrie und die Drehung analysiert. Die Asymmetrie ist definiert durch die Differenz beider Körperhälften als Prozentsatz der schnellsten Seite [1]. Wenn der Wert der Asymmetrie 1 ergibt, dann spricht man von einer perfekten Symmetrie. Je höher dieser Wert ist, desto asymmetrischer sind die Bewegungsabläufe. Je besser die Symmetrie ist, desto harmonischer ist das Gangbild.

Die Messungen wurden mittels der sechs Sensoren, die am Patienten befestigt waren, an die Software von Mobility Lab weitergeleitet.

Da bei Parkinson-Patienten eine Körperhälfte stärker betroffen ist als die andere, wurde dieses bei den Extremitätenableitungen berücksichtigt. Somit wurden die Parameter der Extremitätenableitungen nicht in links und rechts, sondern in „betroffen“ und „nicht betroffen“ eingeteilt, wobei „nicht betroffen“ für die weniger stark betroffene Seite steht. In der G1 war bei acht Patienten die linke Seite stärker betroffen und bei zwölf die rechte. In der G2 war es bei drei Patienten die linke Seite und bei vier die rechte Seite, die stärker betroffen war.

Die Parameter für die Arme wurden bei der motorischen Ablenkung nicht berücksichtigt, da durch das Umstecken der Ringe keine natürliche Bewegung der Arme möglich war.

Wenn in dieser Arbeit von der Bewegung des Unterschenkels gesprochen wird, ist zu berücksichtigen, dass die Bewegung des gesamten Beines gemeint ist, da die Bewegung des Unterschenkels an die Bewegung des Oberschenkels gekoppelt ist.

In den folgenden fünf Tabellen findet sich eine Auflistung aller Untersuchungsparameter, die durch die Messungen aufgezeichnet wurden:

Tabelle 7: Untersuchungsparameter der Drehung des IWalk von APDM [1]

Parameter	Einheit	Erklärung
Zeit-Drehung	Sekunde [s]	Zeit für eine 180°-Umdrehung
Schrittzahl-Drehung	Schritte	Anzahl der Schritte, die für eine 180°-Umdrehung benötigt werden
Maximale Geschwindigkeit-Drehung	Grad/Sekunde [deg/s]	maximale Winkelgeschwindigkeit des Rumpfes während der Drehung
Schrittzeit-Drehung	Sekunde [s]	Mittelwert der Schrittzeiten während der Drehung
Schrittzeit vor der Drehung	Sekunde [s]	letzte Schrittzeit direkt vor der Drehung

Tabelle 8: Schrittlänge und Schrittgeschwindigkeit des IWalk von APDM [1]

Parameter		Einheit	Erklärung
Schrittlänge	Mittelwert	% der Körpergröße	Distanz zwischen zwei aufeinanderfolgenden Fersenkontakten; Mittelwert der rechten und linken Seite
	betroffen		Distanz zwischen zwei aufeinanderfolgenden Fersenkontakten des stärker betroffenen Beines
	nicht betroffen		Distanz zwischen zwei aufeinanderfolgenden Fersenkontakten des weniger stark betroffenen Beines
Schrittgeschwindigkeit	Mittelwert	% der Körpergröße	Mittelwert der Schrittgeschwindigkeit der rechten und linken Seite
	betroffen		Schrittgeschwindigkeit des stärker betroffenen Beines
	nicht betroffen		Schrittgeschwindigkeit des weniger stark betroffenen Beines

Tabelle 9: Zeitliche Parameter des Ganges des IWalk von APDM [1]

Parameter		Einheit	Erklärung
Kadenz		Schritte/Minute [Schritte/min]	Schrittfrequenz
Gangzykluszeit (GCT)		Sekunde [s]	Zeit, die für einen Gangzyklus benötigt wird
Zweibeinstandphase		% der GCT	Prozentsatz des Gangzyklus in dem beide Füße den Boden berühren
Schwungphase	Mittelwert	% der GCT	Mittelwert des Prozentsatzes des Gangzyklus, in dem ein Fuß den Boden nicht berührt
	betroffen		Prozentsatz des Gangzyklus, in dem das stärker betroffene Bein den Boden nicht berührt
	nicht betroffen		Prozentsatz des Gangzyklus, in dem das weniger stark betroffene Bein den Boden nicht berührt
Standphase		% der GCT	Mittelwert des Prozentsatzes des Gangzyklus, in dem ein Fuß den Boden berührt

	betroffen		Prozentsatz des Gangzyklus, in dem das stärker betroffene Bein den Boden berührt
	nicht betroffen		Prozentsatz des Gangzyklus, in dem das weniger stark betroffene Bein den Boden berührt

Tabelle 10: RoM und Winkelgeschwindigkeiten des IWalk von APDM [1]

Parameter		Einheit	Erklärung
RoM Unterschenkel	Mittelwert	Grad [deg]	Bewegungsamplitude des Unterschenkels; Mittelwert von rechts und links
	betroffen		Bewegungsamplitude des betroffenen Beines
	nicht betroffen		Bewegungsamplitude des Nicht betroffenen Beines
Maximale Unterschenkelgeschwindigkeit	Mittelwert	Grad/Sekunde [deg/s]	maximale Winkelgeschwindigkeit des Unterschenkels; Mittelwert von rechts und links
	betroffen		maximale Winkelgeschwindigkeit des stärker betroffenen Unterschenkels
	nicht betroffen		maximale Winkelgeschwindigkeit des weniger stark betroffenen Unterschenkels
RoM Arm	Mittelwert	Grad [deg]	Bewegungsamplitude in einem Armschwung; Mittelwert von rechts und links
	betroffen		Bewegungsamplitude des stärker betroffenen Armes
	nicht betroffen		Bewegungsamplitude des weniger stark betroffenen Armes
Maximale Armgeschwindigkeit	Mittelwert	Grad/Sekunde [deg/s]	maximale Winkelgeschwindigkeit des Armes; Mittelwert von rechts und links
	betroffen		maximale Winkelgeschwindigkeit des stärker betroffenen Armes
	nicht betroffen		maximale Winkelgeschwindigkeit des weniger stark betroffenen Armes

RoM Rumpf sagittal	Grad [deg]	Bewegungsamplitude des Rumpfes in sagittaler Ebene (Abbildung 6)
RoM Rumpf frontal	Grad [deg]	Bewegungsamplitude des Rumpfes in frontaler Ebene (Abbildung 6)
RoM Rumpf horizontal	Grad [deg]	Bewegungsamplitude des Rumpfes in horizontaler Ebene (Abbildung 6)
maximale sagittale Rumpfgeschwindigkeit	Grad/Sekunde [deg/s]	maximale Winkelgeschwindigkeit des Rumpfes in sagittaler Ebene
maximale frontale Rumpfgeschwindigkeit	Grad/Sekunde [deg/s]	maximale Winkelgeschwindigkeit des Rumpfes in frontaler Ebene
maximale horizontaler Rumpfgeschwindigkeit	Grad/Sekunde [deg/s]	maximale Winkelgeschwindigkeit des Rumpfes in horizontaler Ebene

Tabelle 11: Symmetrie-Messungen des IWalk von APDM [1]

Parameter	Einheit	Erklärung
Asymmetrie der Schrittlänge	%	Asymmetrie der Mittelwerte der Schrittlängen
Asymmetrie der Schrittgeschwindigkeit	%	Asymmetrie der Mittelwerte der Schrittgeschwindigkeit
Asymmetrie Schwungphase	%	Asymmetrie der Mittelwerte der Schwungphase
Asymmetrie Standphase	%	Asymmetrie der Mittelwerte der Standphase
Asymmetrie Unterschenkel	%	Asymmetrie der Mittelwerte der Unterschenkelrotation
Asymmetrie der maximalen Schenkelgeschwindigkeit	%	Asymmetrie der Mittelwerte der max. Unterschenkelgeschwindigkeit
Asymmetrie der maximalen Armgeschwindigkeit	%	Asymmetrie der Mittelwerte der max. Armgeschwindigkeit
Symmetrie-Index Arm	%	gemessen mit dem Symbolic-Symmetry Index [1]. Je niedriger der Wert ist, desto besser ist die Symmetrie.
Symmetrie-Index Unterschenkel	%	gemessen mit dem Symbolic-Symmetry Index [1].
Phase Coordination Index (PCI)	%	misst die Beständigkeit bei der Erzeugung von gegenphasigen Bewegungen beider Beine [49].

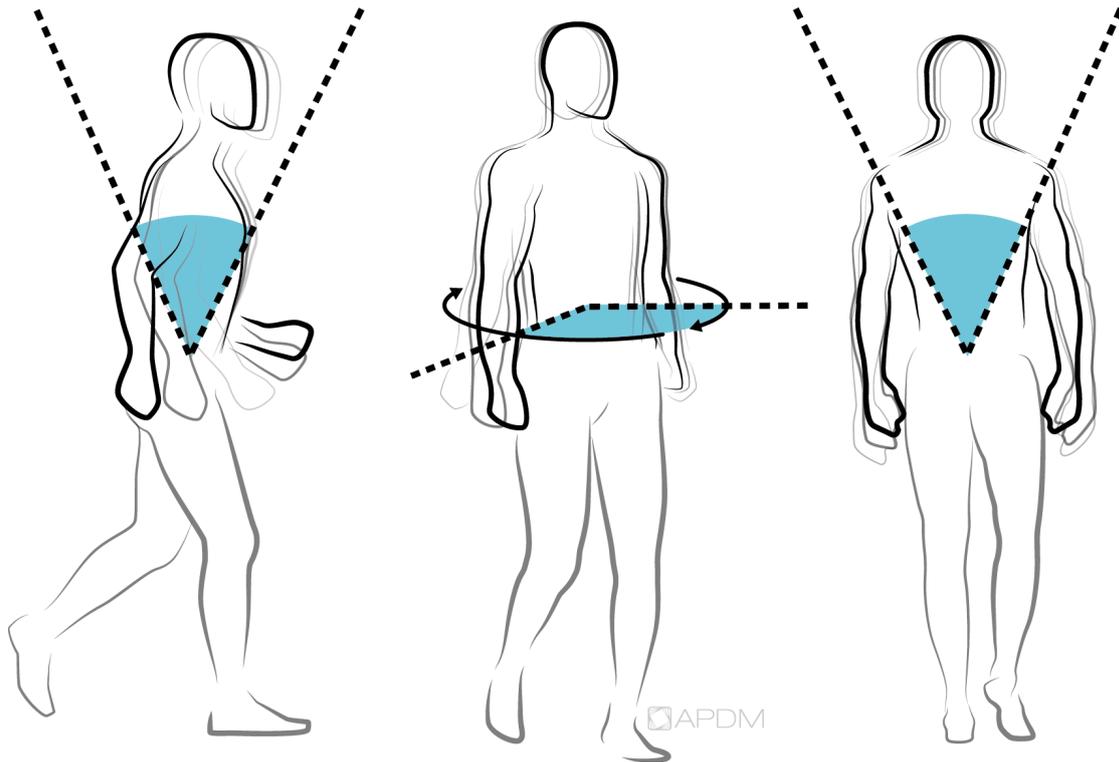


Abbildung 6: RoM des Rumpfes

Links in frontaler Ebene, Mitte in sagittaler Ebene und rechts in horizontaler Ebene

Quelle: <https://www.apdm.com/wp-content/uploads/2015/05/02-Mobility-Lab-Whitepaper.pdf> [58]

3.5. Datenanalyse

Die zuvor definierten Gruppen wurden in vier verschiedenen Varianten miteinander verglichen (Abbildung 7):

- Vergleich 1: G1/U1 vs. G2/U1 (G1 = Nicht-Sturzgruppe; G2 = Sturzgruppe)
Dieser Vergleich zeigt, welche Parameter in der U1 zwischen Sturzpatienten und Nicht-Sturzpatienten bereits verändert sind. Dies kann einen prädiktiven Wert haben. Parameter, die signifikant verändert sind, können also möglicherweise zum Sturz führen.
- Vergleich 2: G1/U1 vs. G1/U2 (G1 = Nicht-Sturzgruppe; G2 = Sturzgruppe)
Dieser Vergleich zeigt, welche Parameter sich über den Untersuchungszeitraum verändert haben ohne, dass es zum Sturz gekommen ist.
- Vergleich 3: G1/U2 vs. G2/U2 (G1 = Nicht-Sturzgruppe; G2 = Sturzgruppe)
Dieser Vergleich zeigt, welche Parameter sich zum Zeitpunkt der U2 in der Gruppe 1 und der Gruppe 2 unterscheiden. Er zeigt also, welche Parameter nach einem Sturz verändert sind.

- Vergleich 4: G2/U1 vs. G2/U2 (G1 = Nicht-Sturzgruppe; G2 = Sturzgruppe)
Dieser Vergleich zeigt, welche Parameter sich vor und nach einem Sturz verändern.

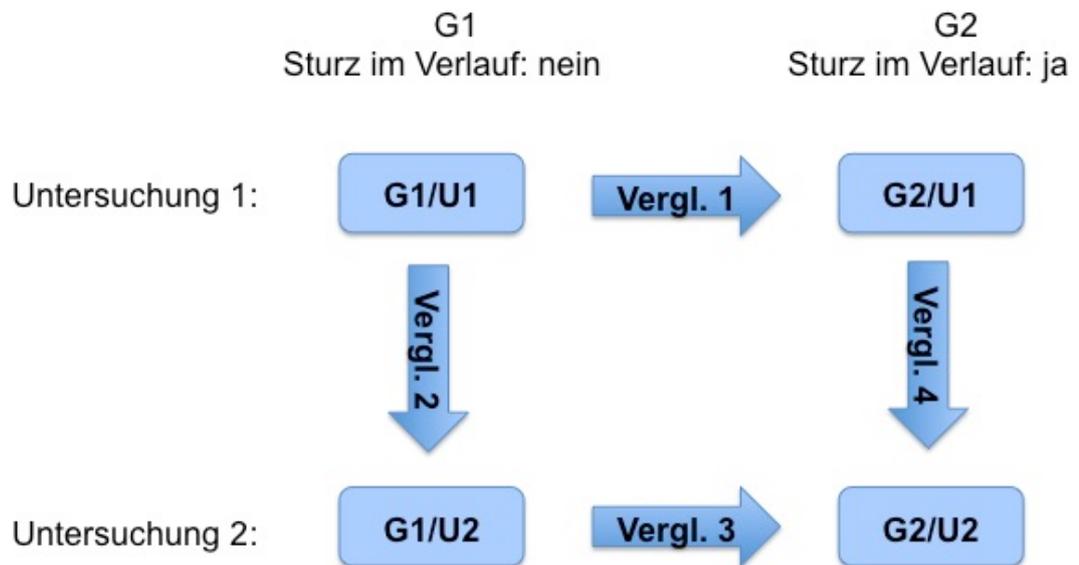


Abbildung 7: Vergleiche 1 - 4 der einzelnen Gruppen und Untersuchungen
Vergl.: Vergleich

3.6. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde mit SPSS unter Beratung von Frau Dipl.-Stat. G. Wagenpfeil durchgeführt. Der Kolmogorov-Smirnov-Test zeigte keine Normalverteilung, weshalb nicht-parametrische Tests angewandt wurden. Die Vergleiche 1 und 3, also die Unterschiede zwischen beiden Gruppen in den jeweiligen Untersuchungen, wurden mit dem Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Für die Vergleiche 2 und 4, also die Unterscheidungen innerhalb einer Gruppe zwischen beiden Untersuchungen, wurde der Wilcoxon-Vorzeichenrangtest angewandt. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

4. Ergebnisse

4.1. Demographische Daten

In der Tabelle 12 sind die demographischen Daten der Probanden aufgelistet.

Tabelle 12: Demographische Daten des Patientenkollektivs

		G1/U1	G2/U1	G1/U2	G2/U2
Anzahl		20	7	20	7
Alter	Mittelwert	64,6	66,2	66,9	68,2
	Bereich (Jahre)	46 - 82	57 - 82	47 - 85	59 - 86
Geschlecht	weiblich	5	2	5	2
	männlich	15	5	15	5
betroffene Seite	links	6	3	6	3
	rechts	12	4	12	4

4.2. Auswertung der Fragebögen

4.2.1. UPDRS

Die Einteilung der Parkinson-Schweregrade der UPDRS ist nach Dillmann et al. durchgeführt (Tabelle 13) [41]. In der ersten Untersuchung sind 17 Patienten leicht betroffen (davon zwei Sturzpatienten), acht mittelschwer betroffen (davon drei Sturzpatienten) und zwei schwer betroffen (davon zwei Sturzpatienten). In der 2. Untersuchung sind acht Patienten leicht betroffen (davon ein Sturzpatient), 15 mittelschwer betroffen (davon vier Sturzpatienten) und vier schwer betroffen (davon zwei Sturzpatienten). In der Tabelle 14 ist die deskriptive Statistik der UPDRS aufgelistet.

Tabelle 13: Ergebnisse der UPDRS nach Schweregrad nach Dillmann et al. (1996)

	G1 (Nicht-Sturzgruppe)		G2 (Sturzgruppe)	
	U1	U2	U1	U2
leicht	15	7	2	1
mittel	5	11	3	4
schwer	0	2	2	2

Tabelle 14: Deskriptive Statistik der UPDRS
SD: Standardabweichung

	G1 (Nicht-Sturzgruppe)		G2 (Sturzgruppe)	
	U1	U2	U1	U2
Minimum	1	18	4	11
Maximum	37	45	54	52
Mittelwert	14,3	30,7	24,2	31,4
SD	11,2	10,2	12,7	13,9

Im Mann-Whitney-U-Test der Untersuchung 1 zeigt sich ein signifikant höherer Wert ($p = 0,004$) bei den Sturzpatienten im Vergleich zu den Nicht-Sturzpatienten. Ebenfalls zeigt sich im Vergleich 2, dass es in der Nicht-Sturzgruppe zu einer signifikanten Verschlechterung über die Zeit gekommen ist ($p = 0,008$).

4.2.2. FES-I

Die FES-I, welche die Angst vor einem Sturz klassifiziert, wurde nur in der Untersuchung 2 durchgeführt, weshalb nur der Vergleich 3 möglich war. Die Einteilung der Schweregrade erfolgte nach Delbaere et al. (2010) [59] (Tabelle 15). Elf der Patienten (davon ein Sturzpatient) hatten nur geringe, neun Patienten (davon zwei Sturzpatienten) mittelschwere und sieben Patienten (davon vier Sturzpatienten) starke Bedenken einen Sturz zu erleiden. In der Tabelle 16 ist die deskriptive Statistik der FES-I aufgelistet.

Tabelle 15: Ergebnisse der FES-I nach Schweregrad nach Delbaera et al. (2010) [13]

	G1/U2	G2/U2
leichte Bedenken	10	1
mittelschwere Bedenken	7	2
schwere Bedenken	3	4

Tabelle 16: Deskriptive Statistik der FES-I
SD: Standardabweichung

	G1	G2
Minimum	16	18
Maximum	37	53
Mittelwert	21,4	34,4
SD	5,2	15,5

Der Mann-Whitney-U-Test ergab für den Vergleich 3, dass die Patienten, die bereits gestürzt sind, signifikant größere Bedenken haben vor einem weiteren Sturz als jene, die noch nicht gestürzt sind ($p = 0,048$).

4.2.3. MoCA

Der MoCA-Test beurteilt die kognitive Leistung der Patienten. Im MoCA-Test der ersten Untersuchung befanden sich neun Patienten (davon ein Sturzpatient) in der Gruppe ohne kognitive Beeinträchtigungen, und 18 Patienten (davon sechs Sturzpatienten) waren leicht kognitiv eingeschränkt. In der zweiten Untersuchung hatten 13 Patienten (davon zwei Sturzpatienten) keine, 13 (davon fünf Sturzpatienten) eine leichte und ein Patient (davon null Sturzpatienten) eine mittelschwere kognitive Beeinträchtigung (Tabelle 17). In keinem der vier Vergleiche konnten signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden werden. In der Tabelle 18 ist die deskriptive Statistik des MoCA-Tests für beide Untersuchungen aufgelistet.

Tabelle 17: Ergebnisse des MoCA-Tests nach Schweregraden

	G1		G2	
	U1	U2	U1	U2
keine	8	11	1	2
leicht	12	8	6	5
mittelschwer	0	1	0	0

*Tabelle 18: Deskriptive Statistik des MoCA-Tests
SD : Standardabweichung*

	G1		G2	
	U1	U2	U1	U2
Minimum	19	21	18	19
Maximum	30	26	30	29
Mittelwert	24,3	23,0	25,1	23,5
SD	2,8	1,8	2,8	3,4

4.3. Deskriptive Statistik der Ganganalyse

Zur besseren Übersicht werden in den folgenden Tabellen nur die Parameter dargestellt, welche in den einzelnen Vergleichen anhand der nicht-parametrischen Tests signifikante Unterschiede hervorbrachten. Eine vollständige Auflistung befindet sich im Anhang.

Als Ergebnis der Werte in der Tabelle 19 ist festzuhalten, dass die Schrittlänge tendenziell in der Sturzgruppe kleiner ist als in der Nicht-Sturzgruppe.

*Tabelle 19: Deskriptive Statistik der Ganganalyse in Bezug auf die Schrittlänge
Anzahl der Probanden (N), Bereich (Minimum - Maximum), Mittelwert und Standardabweichung (SD), .A: ohne Ablenkung, .kog: mit kognitiver Ablenkung, .mot: mit motorischer Ablenkung, U1: Parameter zum Zeitpunkt der Untersuchung 1, U2: Parameter zum Zeitpunkt der Untersuchung 2, G1: Gruppe, die im Untersuchungszeitraum keinen Sturz erlitten hat, G2: Gruppe, die zwischen beiden Untersuchungen gestürzt ist.*

Schrittlänge [%]		N	Bereich	Mittelwert	SD
Betroffene Seite U2.kog	G1	18	62,6 - 88,3	80,8	7,1
	G2	7	44,1 - 91,3	65,0	17,4
Nicht-betroffene Seite U1.mot	G1	18	54,1 - 91,1	81,8	8,2
	G2	5	56,3 - 84,6	73,0	10,9
Nicht-betroffene Seite U2.kog	G1	18	63,4 - 88,9	81,2	6,8
	G2	7	44,2 - 92,0	65,4	17,5
Nicht-betroffene Seite U2.mot	G1	18	67,8 - 90,9	83,4	5,6
	G2	5	54,8 - 84,6	69,6	13,7
Mittelwert U2.kog	G1	20	63,1 - 88,5	80,4	7,3
	G2	7	44,1 - 91,7	65,2	17,5
Mittelwert U2.mot	G1	20	53,7 - 84,4	69,2	14,2
	G2	5	66,6 - 90,9	82,7	6,6
Asymmetrie U2.A	G1	19	0,7 - 2,0	1,2	0,4
	G2	7	0,6 - 4,7	2,8	1,5

In der Tabelle 20 zeigt sich, dass besonders die Asymmetrie der Schrittgeschwindigkeit in der zweiten Untersuchung in der Sturzgruppe höher ist als in der Nicht-Sturzgruppe. Die Schrittgeschwindigkeit war in der ersten Untersuchung in der Sturzgruppe höher als in der Nicht-Sturzgruppe. In der zweiten Untersuchung war dies umgekehrt.

Tabelle 20: Deskriptive Statistik der Ganganalyse in Bezug auf die Schrittgeschwindigkeit Anzahl der Probanden (N), Bereich (Minimum - Maximum), Mittelwert und Standardabweichung (SD), .A: ohne Ablenkung, .kog: mit kognitiver Ablenkung, .mot: mit motorischer Ablenkung, U1: Parameter zum Zeitpunkt der Untersuchung 1, U2: Parameter zum Zeitpunkt der Untersuchung 2, G1: Gruppe, die im Untersuchungszeitraum keinen Sturz erlitten hat, G2: Gruppe, die zwischen beiden Untersuchungen gestürzt ist.

Schrittgeschwindigkeit [%]		N	Bereich	Mittelwert	SD
Mittelwert U1.A	G1	17	1,1 - 1,4	1,2	0,1
	G2	4	1,0 - 1,6	1,3	0,1
Mittelwert U2.kog	G1	19	0,8 - 1,5	1,2	0,1
	G2	7	0,7 - 1,4	1,0	0,3
Asymmetrie U2.A	G1	19	0,7 - 2,0	1,2	0,4
	G2	7	0,6 - 4,7	2,8	1,5

Als Ergebnis der Werte in der Tabelle 21 ist festzustellen, dass die Schwungphase in der ersten Untersuchung signifikant größer ist in der Sturzgruppe als in der Nicht-Sturzgruppe. In der zweiten Untersuchung ist dies anders herum. Die Asymmetrie ist in der zweiten Untersuchung in der Sturzgruppe signifikant höher im Vergleich zur Nicht-Sturzgruppe.

Tabelle 21: Deskriptive Statistik der Ganganalyse in Bezug auf die Schwung- und Standphase Anzahl der Probanden (N), Bereich (Minimum - Maximum), Mittelwert und Standardabweichung (SD), .A: ohne Ablenkung, .kog: mit kognitiver Ablenkung, .mot: mit motorischer Ablenkung, U1: Parameter zum Zeitpunkt der Untersuchung 1, U2: Parameter zum Zeitpunkt der Untersuchung 2, G1: Gruppe, die im Untersuchungszeitraum keinen Sturz erlitten hat, G2: Gruppe, die zwischen beiden Untersuchungen gestürzt ist.

Schwung- und Standphase [%]		N	Bereich	Mittelwert	SD
Schwungphase betroffene Seite U1.kog	G1	18	36,3 - 44,8	39,4	2,0
	G2	5	38,2 - 42,7	40,8	1,8
Schwungphase betroffene Seite U2.kog	G1	18	36,3 - 44,8	38,6	2,0
	G2	7	31,5 - 40,6	37,2	2,8
Schwungphase betroffene Seite U1.A	G1	18	35,3 - 44,1	39,7	2,0
	G2	4	40,0 - 43,7	41,9	1,4
Schwungphase - Asymmetrie U2.A	G1	19	2,6 - 15,6	5,78	2,9
	G2	7	4,1 - 20,4	9,6	5,4
Standphase betroffene Seite U1.kog	G1	18	55,1 - 63,6	60,5	2,0
	G2	5	57,2 - 61,7	59,1	1,8
Standphase betroffene Seite U2.kog	G1	18	57,6 - 64,9	61,3	2,0
	G2	7	59,3 - 68,4	62,7	2,8
Standphase betroffene Seite U1.A	G1	18	55,8 - 64,6	60,2	2,0
	G2	4	56,3 - 59,9	58,0	1,4

Standphase – Asymmetrie U2.A	G1	19	1,7 - 10,2	3,8	1,9
	G2	7	2,8 - 12,1	6,0	3,0

In der Tabelle 22 zeigt sich, dass die Range-of-Motion des Rumpfes sowie die maximale Rumpfgeschwindigkeit in horizontaler Ebene in der zweiten Untersuchung in der Sturzgruppe höher sind als in der Nicht-Sturzgruppe.

Tabelle 22: Deskriptive Statistik der Ganganalyse in Bezug auf die Rumpfbewegung Anzahl der Probanden (N), Bereich (Minimum - Maximum), Mittelwert und Standardabweichung (SD), .A: ohne Ablenkung, .kog: mit kognitiver Ablenkung, .mot: mit motorischer Ablenkung, U1: Parameter zum Zeitpunkt der Untersuchung 1, U2: Parameter zum Zeitpunkt der Untersuchung 2, G1: Gruppe, die im Untersuchungszeitraum keinen Sturz erlitten hat, G2: Gruppe, die zwischen beiden Untersuchungen gestürzt ist.

Rumpfbewegung [deg]		N	Bereich	Mittelwert	SD
RoM Rumpf horizontal U2.mot	G1	20	1,8 - 8,9	5,0	1,9
	G2	5	4,5 - 8,9	7,0	1,6
RoM Rumpf sagittal U2.mot [deg]	G1	20	2,2 - 7,1	3,7	1,1
	G2	5	4,1 - 8,4	5,9	2,0
Max. Rumpfgeschwindigkeit horizontal U2.mot [deg]	G1	20	9,9 - 38,6	22,7	7,9
	G2	5	24,9 - 46,4	33,4	8,2

Als Ergebnis der Werte in der Tabelle 23 ist festzustellen, dass die Range-of-Motion des Beines, gemessen am Unterschenkel, in der Sturzgruppe kleiner ist als in der Nicht-Sturzgruppe.

Tabelle 23: Deskriptive Statistik der Ganganalyse in Bezug auf die RoM der Unterschenkel Anzahl der Probanden (N), Bereich (Minimum - Maximum), Mittelwert und Standardabweichung (SD), .A: ohne Ablenkung, .kog: mit kognitiver Ablenkung, .mot: mit motorischer Ablenkung, U1: Parameter zum Zeitpunkt der Untersuchung 1, U2: Parameter zum Zeitpunkt der Untersuchung 2, G1: Gruppe, die im Untersuchungszeitraum keinen Sturz erlitten hat, G2: Gruppe, die zwischen beiden Untersuchungen gestürzt ist.

Unterschenkelbewegung		N	Bereich	Mittelwert	SD
RoM betroffene Seite U1.mot [deg]	G1	18	45,6 - 87,2	76,3	9,1
	G2	5	52,2 - 78,6	67,8	9,9
RoM betroffene Seite U2.mot [deg]	G1	18	60,0 - 84,5	77,6	6,1
	G2	5	44,7 - 77,1	64,7	13,8
RoM - Mittelwert U2.mot [deg]	G1	20	61,5 - 85,4	77,4	6,5
	G2	5	47,2 - 78,7	66,4	13,2
Rotation -Asymmetrie U2.kog [%]	G1	20	1,5 - 7,4	3,5	1,9
	G2	7	2,3 - 8,1	5,4	2,4

In der Tabelle 24 zeigt sich, dass die maximale Unterschenkelgeschwindigkeit in der Sturzgruppe kleiner ist als in der Nicht-Sturzgruppe während der zweiten Untersuchung. Die Asymmetrie der maximalen Unterschenkelgeschwindigkeit ist jedoch in der Sturzgruppe höher im Vergleich zur Nicht-Sturzgruppe.

Tabelle 24: Deskriptive Statistik der Ganganalyse in Bezug auf die max. Unterschenkelgeschwindigkeit

Anzahl der Probanden (N), Bereich (Minimum - Maximum), Mittelwert und Standardabweichung (SD), .A: ohne Ablenkung, .kog: mit kognitiver Ablenkung, .mot: mit motorischer Ablenkung, U1: Parameter zum Zeitpunkt der Untersuchung 1, U2: Parameter zum Zeitpunkt der Untersuchung 2, G1: Gruppe, die im Untersuchungszeitraum keinen Sturz erlitten hat, G2: Gruppe, die zwischen beiden Untersuchungen gestürzt ist.

Max. Unterschenkelgeschwindigkeit	N	Bereich	Mittelwert	SD	
Betroffene Seite U2.A [deg/s]	G1	17	309,6 - 474,9	385,5	50,6
	G2	7	245,9 - 457,4	313,9	72,8
Betroffene Seite U2.kog [deg/s]	G1	18	221,7 - 456,5	363,5	61,0
	G2	7	196,4 - 415,8	284,3	76,1
Betroffene Seite U2.mot [deg/s]	G1	18	262,0 - 505,3	376,4	63,4
	G2	6	230,7 - 415,9	303,3	67,2
Mittelwert U2.A [deg/s]	G1	19	309,6 - 500,6	387,7	48,4
	G2	7	248,3 - 457,4	323,2	75,1
Mittelwert U2.kog [deg/s]	G1	20	221,7 - 465,3	365,0	58,0
	G2	7	196,0 - 420,8	294,4	76,7
Asymmetrie U2.A [%]	G1	19	3,6 - 12,2	5,7	2,1
	G2	7	4,8 - 16,4	10,9	4,6
Asymmetrie U2.kog [%]	G1	7	2,5 - 10,5	5,7	2,3
	G2	20	8,7 - 13,1	10,8	1,9
Asymmetrie U2.mot [%]	G1	20	3,1 - 10,5	6,0	2,1
	G2	5	7,9 - 16,8	11,5	3,2

In der Tabelle 25 ist festzustellen, dass der Symmetrie-Index des Unterschenkels in der zweiten Untersuchung signifikant höhere Werte in der Sturzgruppe erzielt im Vergleich zur Nicht-Sturzgruppe.

Tabelle 25: Deskriptive Statistik der Ganganalyse in Bezug auf den Unterschenkel-Symmetrie-Index

Anzahl der Probanden (N), Bereich (Minimum - Maximum), Mittelwert und Standardabweichung (SD), .A: ohne Ablenkung, .kog: mit kognitiver Ablenkung, .mot: mit motorischer Ablenkung, U1: Parameter zum Zeitpunkt der Untersuchung 1, U2: Parameter zum Zeitpunkt der Untersuchung 2, G1: Gruppe, die im Untersuchungszeitraum keinen Sturz erlitten hat, G2: Gruppe, die zwischen beiden Untersuchungen gestürzt ist.

Unterschenkel-Symmetrie-Index		N	Bereich	Mittelwert	SD
U2.A	G1	19	15,2 - 29,3	21,4	3,4
	G2	7	17,6 - 35,9	27,7	6,0
U2.kog	G1	20	14,9 - 28,3	22,0	3,8
	G2	7	23,7 - 34,5	29,5	4,1

In der Tabelle 26 ist festzustellen, dass die Sturzpatienten in der ersten Untersuchung länger für die Drehung benötigt haben. Zusätzlich war die Schrittzahl erhöht. Die maximale Geschwindigkeit während der Drehung war in beiden Untersuchungen in der Sturzgruppe kleiner als in der Nicht-Sturzgruppe.

Tabelle 26: Deskriptive Statistik der Ganganalyse in Bezug auf die Drehung

Anzahl der Probanden (N), Bereich (Minimum - Maximum), Mittelwert und Standardabweichung (SD), .A: ohne Ablenkung, .kog: mit kognitiver Ablenkung, .mot: mit motorischer Ablenkung, U1: Parameter zum Zeitpunkt der Untersuchung 1, U2: Parameter zum Zeitpunkt der Untersuchung 2, G1: Gruppe, die im Untersuchungszeitraum keinen Sturz erlitten hat, G2: Gruppe, die zwischen beiden Untersuchungen gestürzt ist.

Drehung		N	Bereich	Mittelwert	SD
Zeit für Drehung U1.A [s]	G1	16	1,5 - 7,4	3,5	1,9
	G2	4	3,6 - 12,1	6,5	3,8
Schrittzahl Drehung U1.A	G1	16	1 - 11	6,4	2,8
	G2	4	7 - 23	13,4	6,9
Schrittzeit Drehung U1.A [s]	G1	16	0,4 - 0,6	0,5	0,1
	G2	4	0,4 - 0,5	0,5	0,1
Max. Geschwindigkeit Drehung U1.mot [deg/s]	G1	15	92,8 - 215,9	130,1	40,0
	G2	5	85,6 - 94,5	88,7	4,9
Max. Geschwindigkeit Drehung U2.mot [deg/s]	G1	11	62,6 - 168,2	105,1	33,0
	G2	3	85,6 - 94,5	88,7	4,9

4.4. Ergebnisse basierend auf den einzelnen Vergleichen

4.4.1. Vergleich 1

Der Vergleich 1 untersucht die Unterschiede zwischen der G1 (Nicht-Sturzgruppe) und G2 (Sturzgruppe) zum Zeitpunkt der U1. Hierfür wurde der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Es finden sich in acht verschiedenen Parametern signifikante

Unterschiede. In der Tabelle 27 und der Tabelle 28 sind diese Parameter mit den jeweiligen p-Werten aufgelistet. Bei diesem Vergleich finden sich keine signifikanten Differenzen bei kognitiver Ablenkung. Die UPDRS weist jedoch eine signifikante Verschlechterung mit einem p-Wert von 0,004 auf. Hier erzielten die Sturzpatienten signifikant höhere Werte als die Nicht-Sturzpatienten. Sie hatten also stärker ausgeprägte Parkinsonsymptome.

Tabelle 27: Signifikante Unterschiede im Vergleich 1 ohne Ablenkung

Parameter ohne Ablenkung	p-Wert	Unterschied
Standphase des betroffenen Beines	0,033	Standphase in G2 kleiner
Schwungphase des betroffenen Beines	0,033	Schwungphase in G2 größer
Zeit für Drehung	0,050	Drehzeit in G2 größer
Schrittzahl während Drehung	0,022	Schrittzahl in G2 größer
Schrittzeit während Drehung	0,050	Schrittzeit in G2 größer

Tabelle 28: Signifikante Unterschiede im Vergleich 1 mit motorischer Ablenkung

Parameter mit motorischer Ablenkung	p-Wert	Unterschied
Schrittlänge des nicht betroffenen Beines	0,046	Schrittlänge in G2 kleiner
RoM des betroffenen Unterschenkels	0,046	RoM in G2 kleiner

Die Sturzpatienten haben vor dem Sturz in der U1 eine Verkürzung der Standphase zugunsten der Schwungphase im Vergleich zu der Nicht-Sturzgruppe. Die Drehzeit, die Schrittzahl sowie die Schrittzeit während der Drehung sind in der Sturzgruppe signifikant höher als in der Nicht-Sturzgruppe. Bei den Parametern mit motorischer Ablenkung zeigt sich, dass die Schrittlänge des nicht betroffenen Beines sowie die RoM des betroffenen Unterschenkels in der Sturzgruppe vor dem Sturz kleiner sind als in der Nicht-Sturzgruppe.

4.4.2. Vergleich 2

In Vergleich 2 wurde in der Gruppe der Nicht-Sturzpatienten nach Parametern gesucht, die sich innerhalb dieser Gruppe zwischen den beiden Untersuchungen verändert haben. Hierfür wurde der Wilcoxon-Vorzeichenrangtest für verbundene Stichproben angewendet. Es zeigen sich signifikante Veränderungen bei motorischer Ablenkung in der maximalen Unterschenkelgeschwindigkeit des nicht betroffenen Beines (p-Wert = 0,017) und in der maximalen Geschwindigkeit während der Drehung (p-Wert = 0,008). So wird die maximale Unterschenkelgeschwindigkeit schneller über die Zeit, wohingegen die maximale Geschwindigkeit in der Drehung langsamer wird (Tabelle 29).

Die UPDRS zeigt ebenfalls eine signifikante Verschlechterung (p -Wert = 0,008). Hier waren die Werte der zweiten Untersuchung signifikant höher als in der ersten Untersuchung. In Vergleich 2 gibt es keine relevante Veränderung in den Messungen ohne Ablenkung und mit kognitiver Ablenkung.

Tabelle 29: Signifikante Unterschiede im Vergleich 2 mit motorischer Ablenkung

Parameter mit motorischer Ablenkung	p-Wert	Unterschied
max. Unterschenkelgeschwindigkeit des nicht betroffenen Beines	0,017	Geschwindigkeit in U2 schneller
max. Geschwindigkeit während der Drehung	0,008	Geschwindigkeit in U2 langsamer

4.4.3. Vergleich 3

Der Vergleich 3 untersucht die Unterschiede zwischen der G1 (Nicht-Sturzpatienten) und der G2 (Sturzpatienten) zum Zeitpunkt der U2. In diesem Vergleich zeigen sich 26 signifikante Unterschiede zwischen Sturz- und Nicht-Sturzpatienten. In der Tabelle 30, Tabelle 31 und Tabelle 32 erfolgt eine Auflistung der signifikanten Veränderungen mit den jeweiligen p -Werten.

Tabelle 30: Signifikante Unterschiede in Vergleich 3 ohne Ablenkung

Parameter ohne Ablenkung	p-Wert	Unterschied
max. Unterschenkelgeschwindigkeit des betroffenen Beines	0,019	Unterschenkelgeschwindigkeit in G2 kleiner
max. Unterschenkelgeschwindigkeit - Mittelwert	0,035	Unterschenkelgeschwindigkeit in G2 kleiner
max. Unterschenkelgeschwindigkeit - Asymmetrie	0,003	Asymmetrie in G2 größer
Unterschenkel - Symmetrie-Index	0,013	Index in G2 größer
Schrittlänge - Asymmetrie	0,022	Asymmetrie in G2 größer
Schrittgeschwindigkeit - Asymmetrie	0,022	Asymmetrie in G2 größer
Schwungphase - Asymmetrie	0,030	Asymmetrie in G2 größer
Standphase - Asymmetrie	0,035	Asymmetrie in G2 größer
Phase-Coordination-Index	0,035	Index in G2 größer

Tabelle 31: Signifikante Unterschiede in Vergleich 3 mit kognitiver Ablenkung

Parameter mit kognitiver Ablenkung	p-Wert	Veränderung
Schrittlänge des betroffenen Beines	0,034	Schrittlänge in G2 kleiner
Schrittlänge des nicht-betroffenen Beines	0,034	Schrittlänge in G2 kleiner
Schrittlänge – Mittelwert	0,036	Schrittlänge in G2 kleiner
max. Unterschenkelgeschwindigkeit des betroffenen Beines	0,034	Unterschenkelgeschwindigkeit in G2 kleiner
max. Unterschenkelgeschwindigkeit – Mittelwert	0,048	Unterschenkelgeschwindigkeit in G2 kleiner
max. Unterschenkelgeschwindigkeit – Asymmetrie	0,001	Asymmetrie in G2 größer
Unterschenkelrotation – Asymmetrie	0,048	Asymmetrie in G2 größer
Unterschenkel-Symmetrie-Index	0,001	Index in G2 größer

Tabelle 32: Signifikante Unterschiede in Vergleich 3 mit motorischer Ablenkung

Parameter mit motorischer Ablenkung	p-Wert	Unterschied
Schrittlänge des nicht-betroffenen Beines	0,024	Schrittlänge in G2 kleiner
Schrittlänge – Mittelwert	0,042	Schrittlänge in G2 kleiner
RoM des betroffenen Unterschenkels	0,015	RoM in G2 kleiner
RoM der Unterschenkel - Mittelwert	0,035	RoM in G2 kleiner
max. Unterschenkelgeschwindigkeit des betroffenen Beines	0,040	Unterschenkelgeschwindigkeit in G2 kleiner
max. Unterschenkelgeschwindigkeit – Asymmetrie	0,001	Asymmetrie in G2 größer
RoM des Rumpfes in horizontaler Ebene	0,035	RoM in G2 größer
RoM des Rumpfes in sagittaler Ebene	0,015	RoM in G2 größer
max. Rumpfgeschwindigkeit in horizontaler Ebene	0,024	Rumpfgeschwindigkeit in G2 größer

Sowohl in der Messung ohne als auch mit motorischer Ablenkung sind neun Parameter (Tabelle 30 und Tabelle 32) signifikant verändert. In der Messung mit der kognitiven Ablenkung sind es acht Parameter (Tabelle 31).

Die maximale Unterschenkelgeschwindigkeit des betroffenen Beines in der U2 ist in allen drei Messungen signifikant größer in der Nicht-Sturzgruppe im Vergleich zur Sturzgruppe.

Die Asymmetrie der maximalen Unterschenkelgeschwindigkeit ist in allen drei Tests in der Sturzgruppe im Vergleich zur Nicht-Sturzgruppe erhöht.

Der Unterschenkel-Symmetrie-Index zeigt jeweils ohne und mit kognitiver Ablenkung einen signifikant höheren Wert in der Sturzgruppe im Vergleich zur Nicht-Sturzgruppe. Der Mittelwert der maximalen Unterschenkelgeschwindigkeit zeigt jeweils ohne und mit kognitiver Ablenkung einen signifikant niedrigeren Wert in der Sturzgruppe.

Die Schrittlänge des nicht betroffenen Beines sowie der Mittelwert der Schrittlänge zeigen sich bei kognitiver und bei motorischer Ablenkung in der Sturzgruppe kleiner als in der Nicht-Sturzgruppe, jedoch nicht bei der Messung ohne Ablenkung. Die Schrittlänge des nicht betroffenen Beines ist ebenfalls in der Sturzgruppe mit kognitiver Ablenkung kleiner.

Die Asymmetrie der Schrittlänge, der Schrittgeschwindigkeit, der Schwungphase sowie der Standphase sind ohne Ablenkung in der Sturzgruppe jeweils höher als in der Nicht-Sturzgruppe.

Die Range-of-Motion des betroffenen Unterschenkels und des Mittelwertes beider Unterschenkel zeigen sich mit motorischer Ablenkung jeweils in der Sturzgruppe kleiner als in der Nicht-Sturzgruppe.

Die RoM des Rumpfes in horizontaler sowie in sagittaler Ebene ist in der Messung mit motorischer Ablenkung in der Sturzgruppe größer als in der Nicht-Sturzgruppe. Die maximale Rumpfgeschwindigkeit in horizontaler Ebene ist ebenfalls bei motorischer Ablenkung signifikant höher bei den Patienten, die im Untersuchungszeitraum stürzen. Des Weiteren ist das Ergebnis des FES-I signifikant verändert (p-Wert = 0,048). Die Werte in der Sturzgruppe sind signifikant größer als in der Nicht-Sturzgruppe.

Die UPDRS ist in der zweiten Untersuchung zwischen beiden Gruppen nicht signifikant verschieden.

4.4.4. Vergleich 4

Der Vergleich 4 bezieht sich nur auf die Gruppe 2, also auf die Patienten, die zwischen den beiden Untersuchungen einen Sturz erlitten haben. Hier werden die Ergebnisse aus Untersuchung 1 mit denen aus Untersuchung 2 verglichen. Die Signifikanzen werden anhand des Wilcoxon-Vorzeichenrangtests für verbundene Stichproben untersucht. Zwei Parameter sind nach dem Sturz signifikant verändert. Zum einen ist die Standphase des betroffenen Beines (p-Wert = 0,043) in der zweiten Untersuchung größer, zum anderen die Schwungphase des betroffenen Beines kleiner (p-Wert 0,043). Beide Werte sind allerdings nur während der kognitiven Ablenkung signifikant verändert.

Tabelle 33: Signifikante Unterschiede in Vergleich 4 mit kognitiver Ablenkung

Parameter mit kognitiver Ablenkung	p-Wert	Unterschied
Standphase des betroffenen Beines	0,043	in der U2 größer
Schwungphase des betroffenen Beines	0,043	in der U2 kleiner

4.5. Ergebnisse basierend auf den einzelnen Parametern

Im Folgenden wird der Einfluss der einzelnen Parameter auf die Sturzgefahr analysiert. Die nachstehenden Boxplots sind alle nach dem selben Prinzip aufgebaut. Sie enthalten einen bestimmten Parameter, der für alle drei Ablenkungsgrade zum Zeitpunkt der Untersuchung 1 (U1) und der Untersuchung 2 (U2) dargestellt ist.

Die Kästen mit den Parametern ohne Ablenkung sind in einem Blauton (dunkelblau für U1, hellblau für U2), die Kästen mit kognitiver Ablenkung in einem Grünton (dunkelgrün für U1, hellgrün für U2) und die mit der motorischen Ablenkung in einem gelb-orangen Farbton (orange für U1, gelb für U2) abgebildet.

Auf der x-Achse ist angegeben, ob die Patienten zwischen beiden Untersuchungen gestürzt sind oder nicht. Auf der linken Seite sind die Sturzpatienten (G2) und auf der rechten Seite die Nicht-Sturzpatienten (G1) dargestellt.

Die signifikanten Unterschiede aus den nicht-parametrischen Tests sind mit Asterisken markiert. Ein Asteriskus steht für ein Signifikanzniveau von $p < 0,05$ und zwei Asterisken bedeuten $p \leq 0,01$. Der Median ist jeweils mit einem Querstrich in einem Rechteck angegeben.

4.5.1. Schrittlänge

In den Abbildungen 8 bis 10 sind Boxplots abgebildet, die sich auf die Schrittlänge beziehen.

Die Schrittlänge ist in der Sturzgruppe insgesamt kleiner als in der Nicht-Sturzgruppe. Der Interquartilsabstand ist in der Sturzgruppe größer als in der Nicht-Sturzgruppe. Dieser nimmt innerhalb der Sturzgruppe zwischen der U1 und der U2 zu.

Die durch den Mann-Whitney-U-Test ermittelten signifikanten Unterschiede sind in den Boxplots markiert.

Die Abbildung 8 zeigt in der U1 mit motorischer Ablenkung eine signifikant verkürzte Schrittlänge der nicht betroffenen Seite der Sturzpatienten im Vergleich zur Nicht-Sturzgruppe. In Untersuchung 2 ist diese bei kognitiver ($p = 0,034$) und bei motorischer ($p = 0,024$) Ablenkung in der Sturzgruppe signifikant kürzer als in der Nicht-Sturzgruppe.

Die Abbildung 9 zeigt eine signifikant kleinere Schrittlänge der betroffenen Seite bei motorischer Ablenkung in der Untersuchung 1 in der Sturzgruppe im Vergleich zu der Nicht-Sturzgruppe ($p = 0,046$).

In der Abbildung 10 ist zu sehen, dass die mittlere Schrittlänge in der Untersuchung 2 bei kognitiver ($p = 0,036$) und bei motorischer ($p = 0,042$) Ablenkung signifikant kleiner bei den Sturzpatienten im Vergleich zu den Nicht-Sturzpatienten ist.

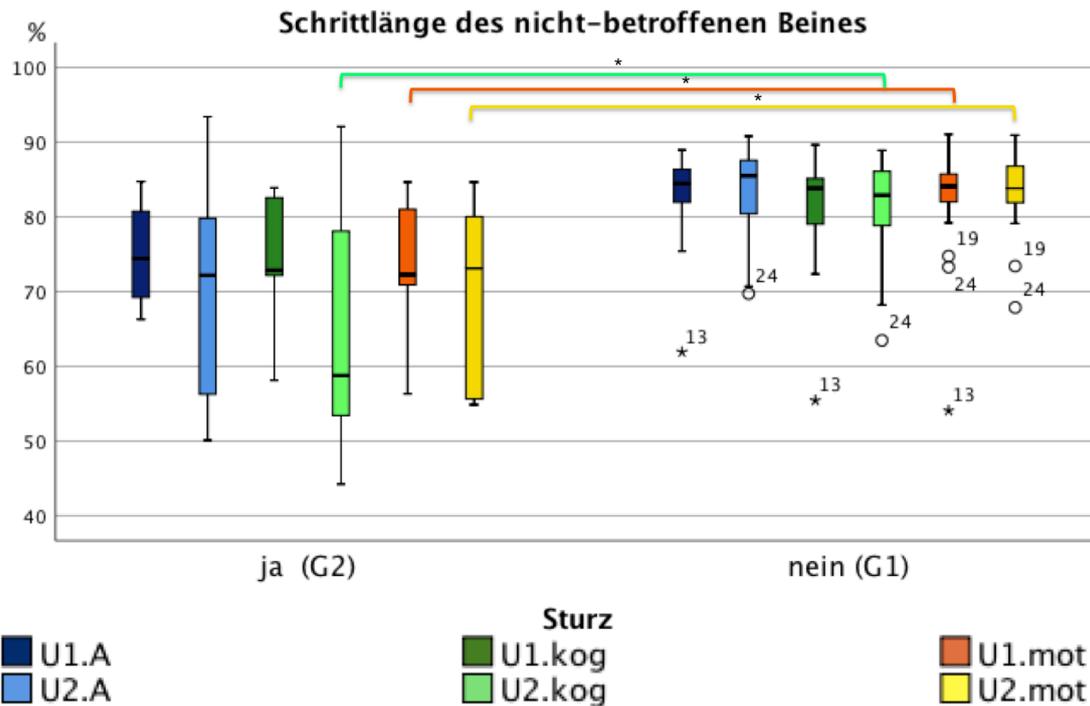


Abbildung 8: Boxplot der Schrittlänge des nicht betroffenen Beines
 Anzahl der Probanden: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 5; G2/U2.kog = 7;
 G2/U1.mot = 5; G2/U2.mot = 5; G1/U1.A = 18; G1/U2.A = 17; G1/U1.kog = 18;
 G1/U2.kog = 18; G1/U1.mot = 18; G1/U2.mot = 18; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

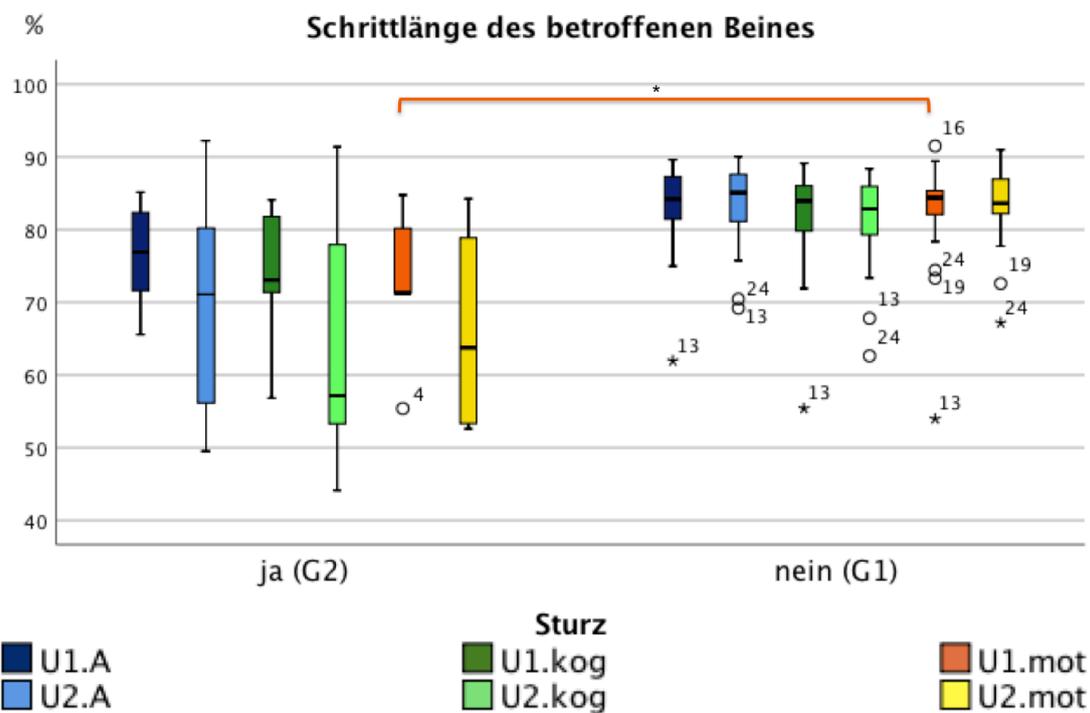


Abbildung 9: Boxplot der Schrittlänge des betroffenen Beines
 Anzahl der Probanden: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 5; G2/U2.kog = 7;
 G2/U1.mot = 5; G2/U2.mot = 5; G1/U1.A = 18; G1/U2.A = 17; G1/U1.kog = 18;
 G1/U2.kog = 18; G1/U1.mot = 18; G1/U2.mot = 18; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

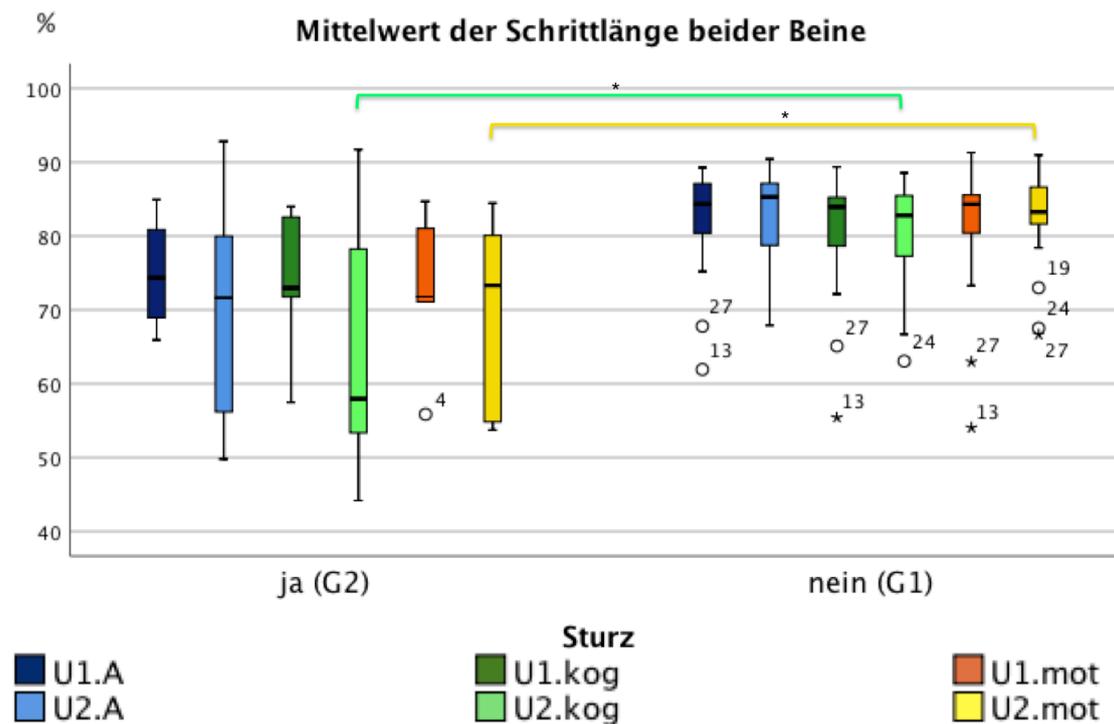


Abbildung 10: Boxplot der mittleren Schrittlänge beider Beine

Anzahl der Probanden: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 5; G2/U2.kog = 7;
 G2/U1.mot = 5; G2/U2.mot = 5; G1/U1.A = 18; G1/U2.A = 17; G1/U1.kog = 18;
 G1/U2.kog = 18; G1/U1.mot = 18; G1/U2.mot = 18; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

In der Abbildung 11 ist ein Boxplot mit den Werten der Asymmetrie der Schrittlänge darstellt.

Die Asymmetrie der Schrittlänge ist insgesamt tendenziell größer in der Sturzgruppe als in der Nicht-Sturzgruppe. Die Asymmetrie der Sturzgruppe und der Nicht-Sturzgruppe ist in der U1 ähnlich. In der U2 hingegen ist die Asymmetrie in der Sturzgruppe größer als in der Nicht-Sturzgruppe. Dieses nimmt auch innerhalb der Sturzgruppe zwischen U1 und U2 zu.

In der Abbildung 11 ist der Interquartilsabstand innerhalb der Sturzgruppe in der U2 größer als in der U1.

Der Mann-Whitney-U-Test ermittelte signifikante Unterschiede, die im Boxplot markiert sind.

Wie in der Abbildung 11 zu sehen ist, ist die Asymmetrie in der Untersuchung 2 ohne Ablenkung bei den Sturzpatienten signifikant größer als bei den Nicht-Sturzpatienten ($p = 0,022$).

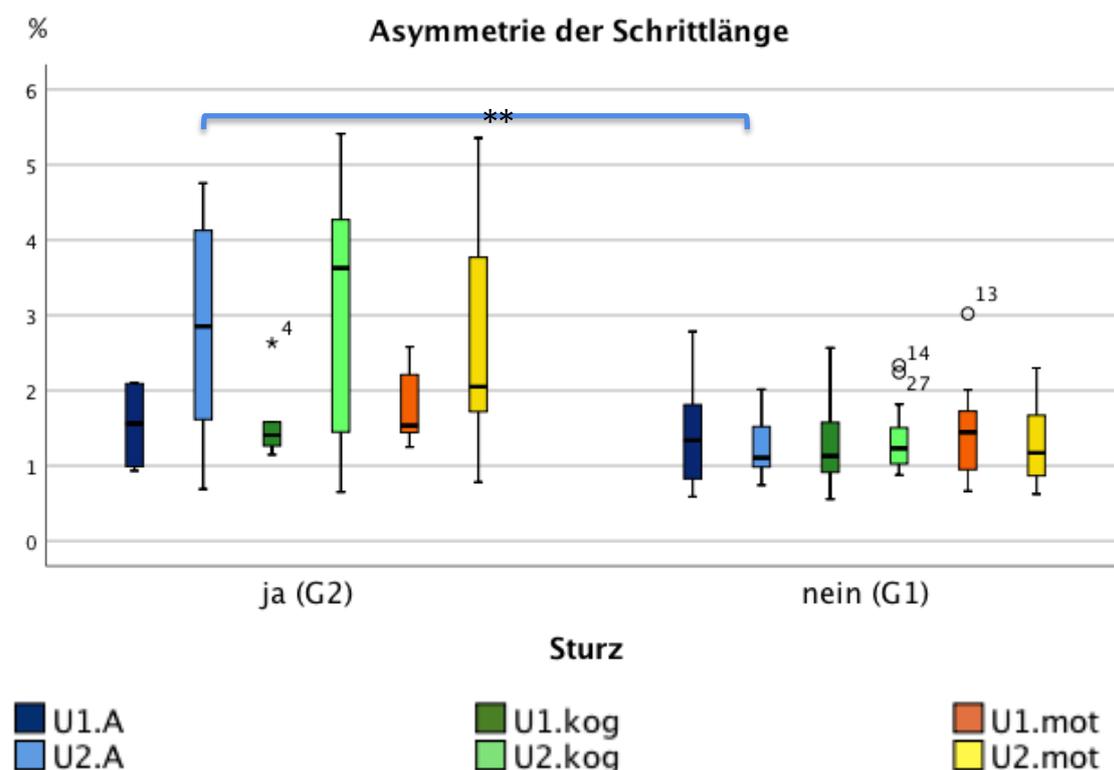


Abbildung 11: Boxplot der Asymmetrie der Schrittlänge

Anzahl der Probanden: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 5; G2/U2.kog = 7; G2/U1.mot = 5; G2/U2.mot = 5; G1/U1.A = 18; G1/U2.A = 17; G1/U1.kog = 18; G1/U2.kog = 18; G1/U1.mot = 18; G1/U2.mot = 18; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

4.5.2. Schrittgeschwindigkeit

In der Abbildung 12 ist ein Boxplot mit den Werten der Asymmetrie der Schrittgeschwindigkeit darstellt.

Die Asymmetrie der Schrittgeschwindigkeit innerhalb der Sturzgruppe ist in der U2 größer als in der U1. Sie bleibt annähernd konstant in der Nicht-Sturzgruppe.

Der Interquartilsabstand der Untersuchung 2 ist in der Sturzgruppe größer als in der Nicht-Sturzgruppe.

Die durch den Mann-Whitney-U-Test ermittelten signifikanten Unterschiede sind in den Boxplots markiert.

Die Abbildung 12 zeigt, dass in der Untersuchung 2 die Asymmetrie der Schrittgeschwindigkeit in der G2 signifikant größer ist als in der G1, wenn keine Ablenkung erfolgt ($p = 0,022$).

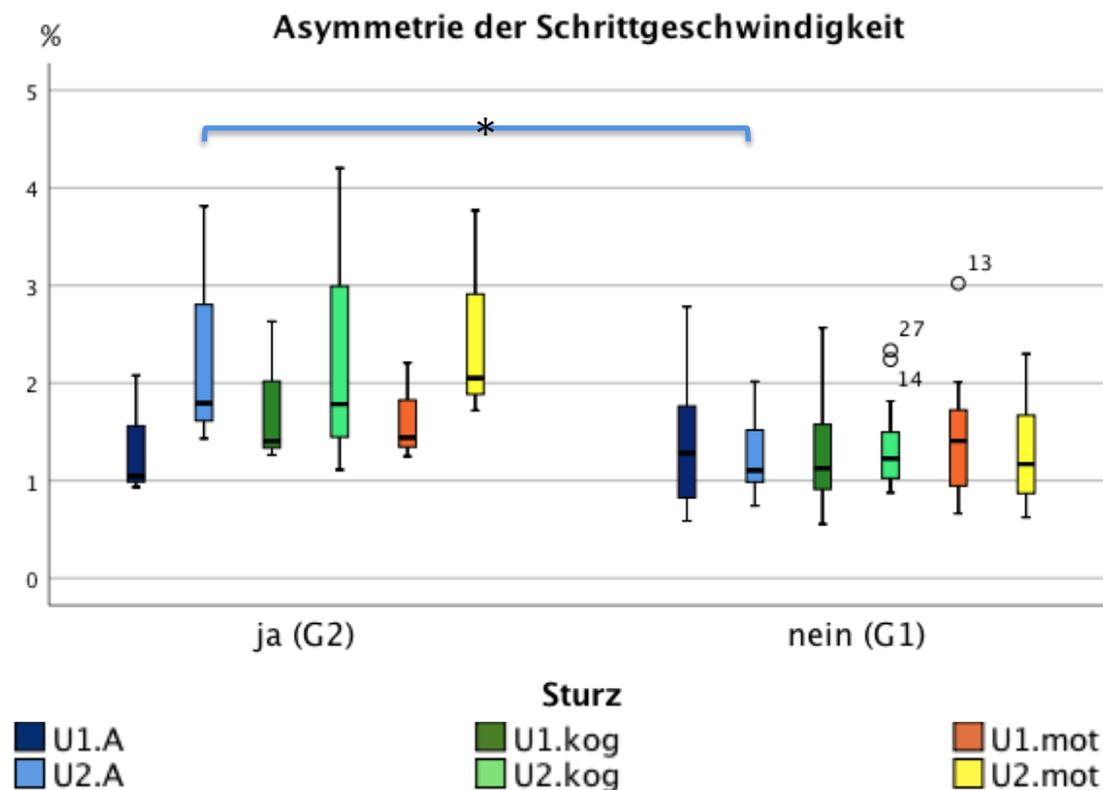


Abbildung 12: Boxplot der Asymmetrie der Schrittgeschwindigkeit

Anzahl der Patienten: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 5; G2/U2.kog = 7; G2/U1.mot = 5; G2/U2.mot = 5; G1/U1.A = 20; G1/U2.A = 19; G1/U1.kog = 20; G1/U2.kog = 20; G1/U1.mot = 20; G1/U2.mot = 20; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

4.5.3. Stand- und Schwungphase

In den folgenden Abbildungen sind Boxplots zu der Stand- und der Schwungphase sowie deren Asymmetrie dargestellt.

Die Standphase nimmt insgesamt tendenziell von der U1 zur U2 zu. Dieses ist allerdings deutlicher in der Sturzgruppe festzustellen. Die Schwungphase nimmt hingegen von der U1 zur U2 insgesamt ab, was ebenfalls deutlicher in der Sturzgruppe zu sehen ist. Die Asymmetrie beider Phasen ist während der U2 in der Sturzgruppe größer als in der Nicht-Sturzgruppe.

Der Mann-Whitney-U-Test sowie der Wilcoxon-Test ermittelten mehrere signifikante Unterschiede, welche in den Boxplots eingezeichnet sind.

In Abbildung 13 ist zu sehen, dass in der Untersuchung 1 ohne Ablenkung die Standphase bei den Sturzpatienten signifikant kleiner als bei den Nicht-Sturzpatienten ist. Zusätzlich hat sich die Standphase bei kognitiver Ablenkung in der Sturzgruppe zwischen der U1 und der U2 signifikant vergrößert.

Die Abbildung 14 stellt eine signifikante Vergrößerung der Schwungphase in U1 im Vergleich zu den Nicht-Sturzpatienten dar, wenn keine Ablenkung erfolgte. Zusätzlich hat sich die Schwungphase in der Sturzgruppe bei kognitiver Ablenkung zwischen der U1 und der U2 signifikant verkleinert.

In der Abbildung 15 ist die Asymmetrie der Standphase in der Untersuchung 2 ohne kognitive Ablenkung abgebildet, die bei den Sturzpatienten signifikant größer ist als bei den Nicht-Sturzpatienten.

In der Abbildung 16 ist die Asymmetrie der Schwungphase in der Untersuchung 2 ohne kognitive Ablenkung bei den Sturzpatienten signifikant größer als bei den Nicht-Sturzpatienten.

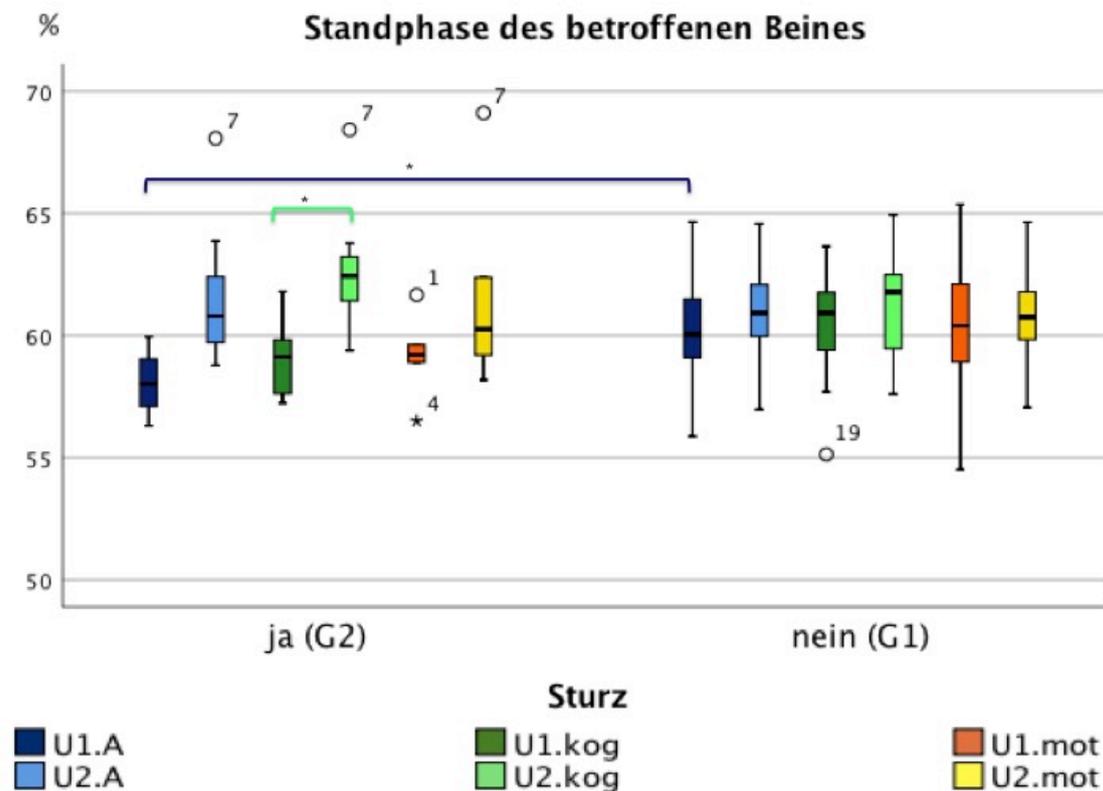


Abbildung 13: Boxplot der Standphase des betroffenen Beines

Anzahl der Patienten: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 5; G2/U2.kog = 7; G2/U1.mot = 5; G2/U2.mot = 5; G1/U1.A = 18; G1/U2.A = 17; G1/U1.kog = 18; G1/U2.kog = 18; G1/U1.mot = 18; G1/U2.mot = 18; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

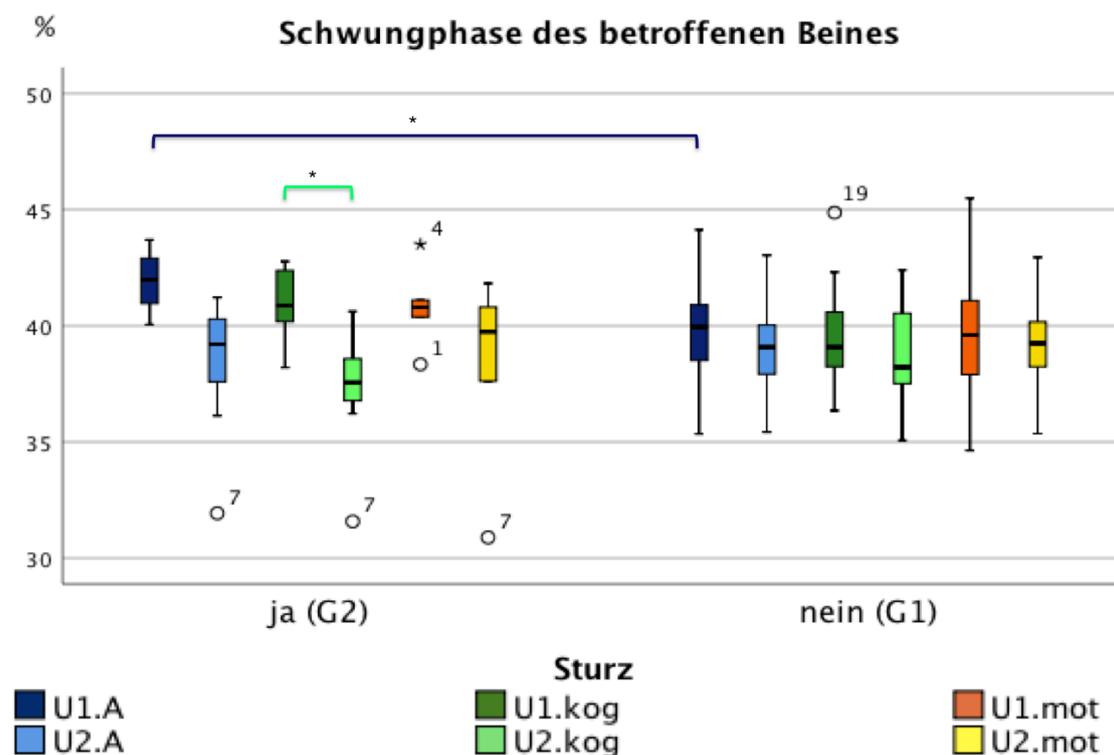


Abbildung 14: Boxplot der Schwungphase des betroffenen Beines

Anzahl der Patienten: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 5; G2/U2.kog = 7; G2/U1.mot = 5; G2/U2.mot = 5; G1/U1.A = 18; G1/U2.A = 17; G1/U1.kog = 18; G1/U2.kog = 18; G1/U1.mot = 18; G1/U2.mot = 18; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

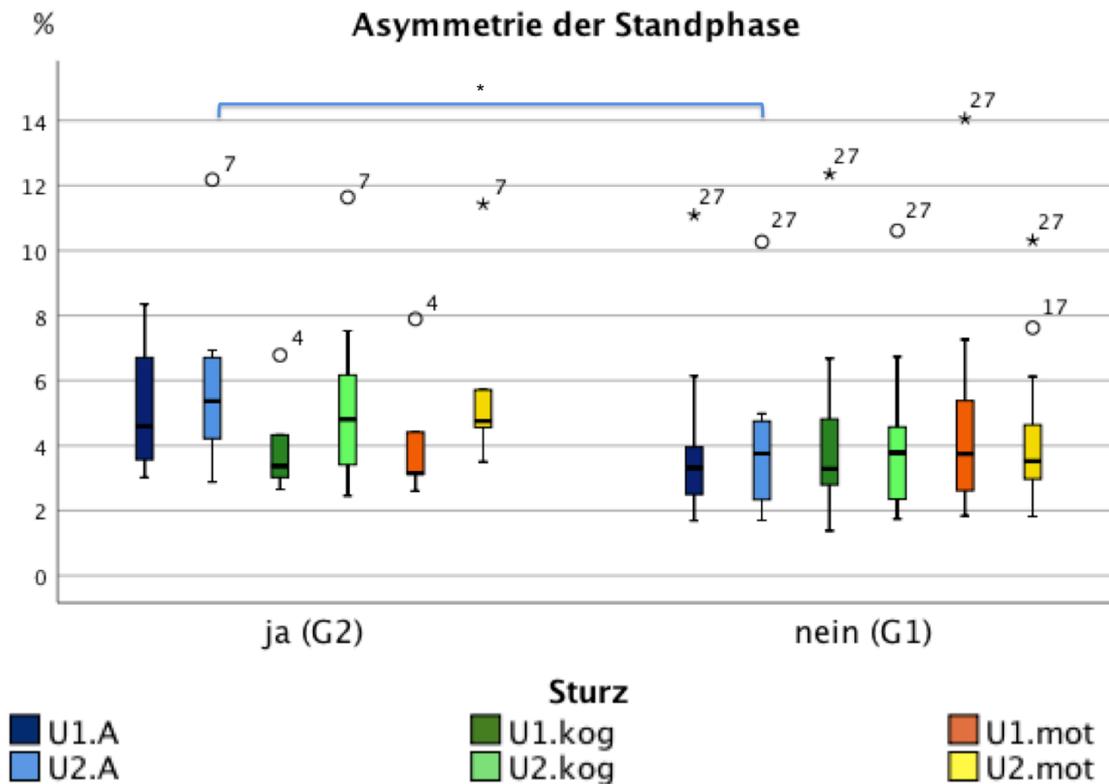


Abbildung 15: Boxplot der Asymmetrie der Standphase

Anzahl der Patienten: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 5; G2/U2.kog = 7; G2/U1.mot = 5; G2/U2.mot = 5; G1/U1.A = 18; G1/U2.A = 17; G1/U1.kog = 18; G1/U2.kog = 18; G1/U1.mot = 18; G1/U2.mot = 18; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

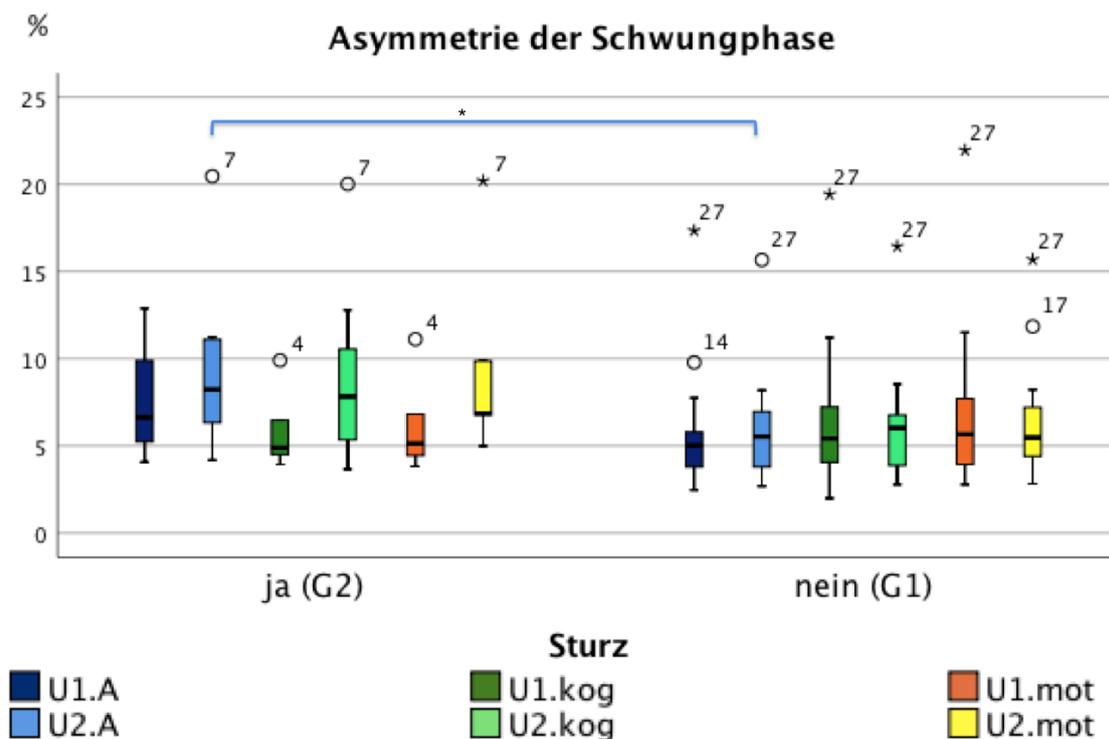


Abbildung 16: Boxplot der Asymmetrie der Schwungphase

Anzahl der Patienten: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 5; G2/U2.kog = 7; G2/U1.mot = 5; G2/U2.mot = 5; G1/U1.A = 18; G1/U2.A = 17; G1/U1.kog = 18; G1/U2.kog = 18; G1/U1.mot = 18; G1/U2.mot = 18; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

4.5.4. RoM der Unterschenkel

In den Abbildung 17 und Abbildung 18 sind Boxplots mit der RoM der Unterschenkel dargestellt.

Die RoM der Unterschenkel in der Sturzgruppe ist insgesamt kleiner als in der Nicht-Sturzgruppe. Der Interquartilsabstand ist in der Sturzgruppe größer als in der Nicht-Sturzgruppe. Dieser nimmt innerhalb der Sturzgruppe zwischen der U1 und der U2 zu.

Der Mann-Whitney-U-Test ergab mehrere signifikante Unterschiede, welche in den Boxplots markiert sind.

Wie in Abbildung 17 zu sehen, ist in den Untersuchungen 1 und 2 bei motorischer Ablenkung die RoM des betroffenen Unterschenkels bei den Sturzpatienten signifikant kleiner als bei den Nicht-Sturzpatienten (U1: $p = 0,046$; U2: $p = 0,015$).

Die Abbildung 18 zeigt, dass in der Untersuchung 2 bei motorischer Ablenkung die mittlere RoM der Unterschenkel bei den Sturzpatienten signifikant kleiner ist als bei der Nicht-Sturzgruppe ($p = 0,035$).

4.5.5. Maximale Unterschenkelgeschwindigkeit

In den Abbildung 19, Abbildung 20 und Abbildung 21 sind Boxplots mit der maximalen Geschwindigkeit der Unterschenkel dargestellt.

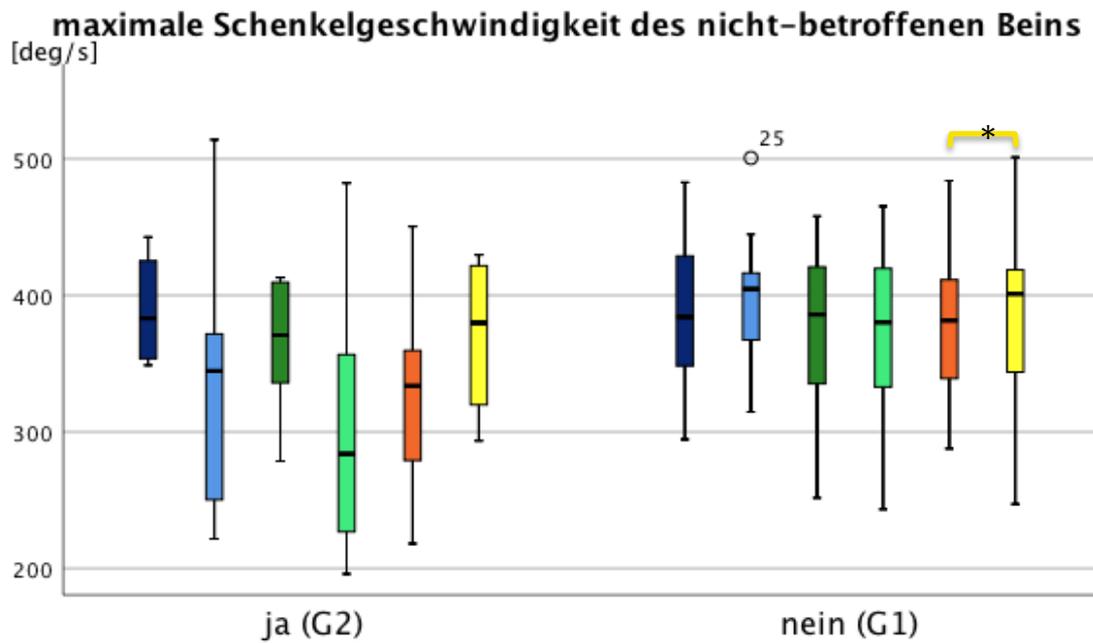
Die maximale Unterschenkelgeschwindigkeit in der Untersuchung 2 in der Sturzgruppe ist insgesamt kleiner als in der Nicht-Sturzgruppe. Außerdem ist diese innerhalb der Sturzgruppe in der U2 kleiner als in der U1, abgesehen von der Messung mit motorischer Ablenkung des nicht betroffenen Beines. Hier sind die Werte der U2 größer als jene der U1.

Der Mann-Whitney-U-Test und der Wilcoxon-Test ergaben mehrere Signifikanzen, welche in den Boxplots markiert sind.

In Abbildung 19 ist innerhalb der Nicht-Sturzgruppe bei motorischer Ablenkung ein signifikanter Anstieg der maximalen Unterschenkelgeschwindigkeit der nicht betroffenen Seite zwischen der U1 und der U2 zu sehen ($p = 0,017$).

In Abbildung 20 ist abgebildet, dass in der Untersuchung 2 die maximale Unterschenkelgeschwindigkeit der betroffenen Seite bei allen Ablenkungsgraden in der Sturzgruppe signifikant kleiner als in der Nicht-Sturzgruppe ist (A: $p = 0,019$; kog: $p = 0,034$; mot: $p = 0,040$).

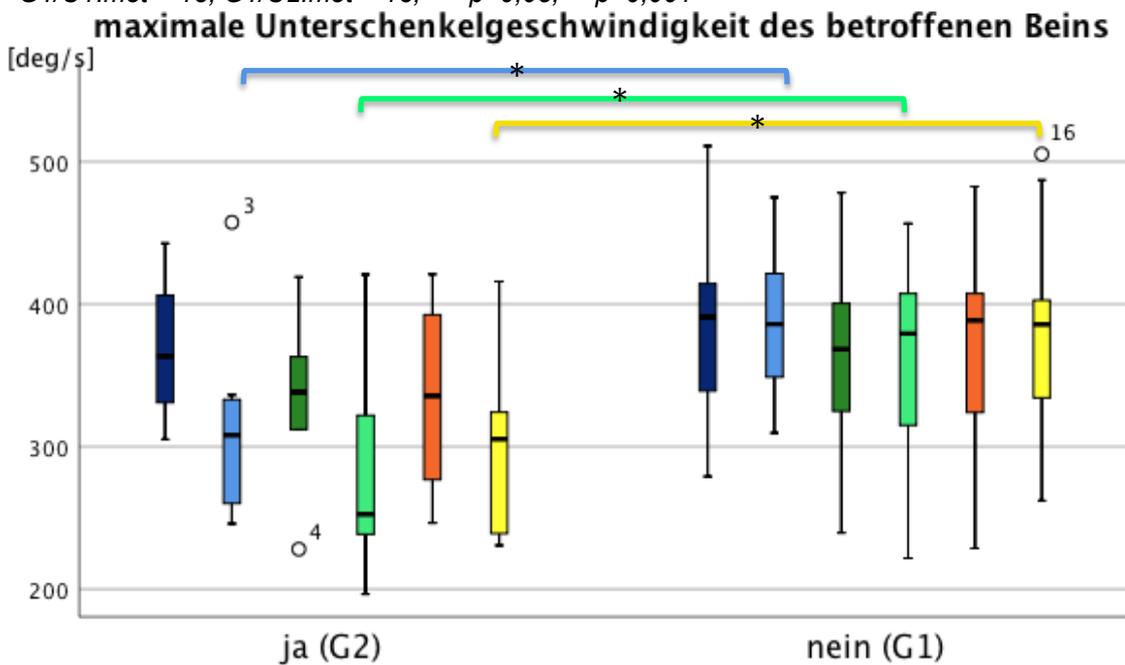
Die Abbildung 21 zeigt, dass die mittlere maximale Unterschenkelgeschwindigkeit in der Untersuchung 2 ohne ($p = 0,035$) und bei kognitiver ($p = 0,048$) Ablenkung in der Sturzgruppe signifikant kleiner als in der Nicht-Sturzgruppe ist.



Sturz



Abbildung 19: Boxplot der max. Unterschenkelgeschwindigkeit des nicht betroffenen Beins
Anzahl Patienten: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 7; G2/U2.kog = 7; G2/U1.mot = 4; G2/U2.mot = 6; G1/U1.A = 18; G1/U2.A = 17; G1/U1.kog = 18; G1/U2.kog = 18; G1/U1.mot = 18; G1/U2.mot = 18; * = p<0,05; ** p<0,001



Sturz



Abbildung 20: Boxplot der max. Unterschenkelgeschwindigkeit des betroffenen Beins
Anzahl Patienten: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 7; G2/U2.kog = 7; G2/U1.mot = 4; G2/U2.mot = 6; G1/U1.A = 18; G1/U2.A = 17; G1/U1.kog = 18; G1/U2.kog = 18; G1/U1.mot = 18; G1/U2.mot = 18; * = p<0,05; ** p<0,001

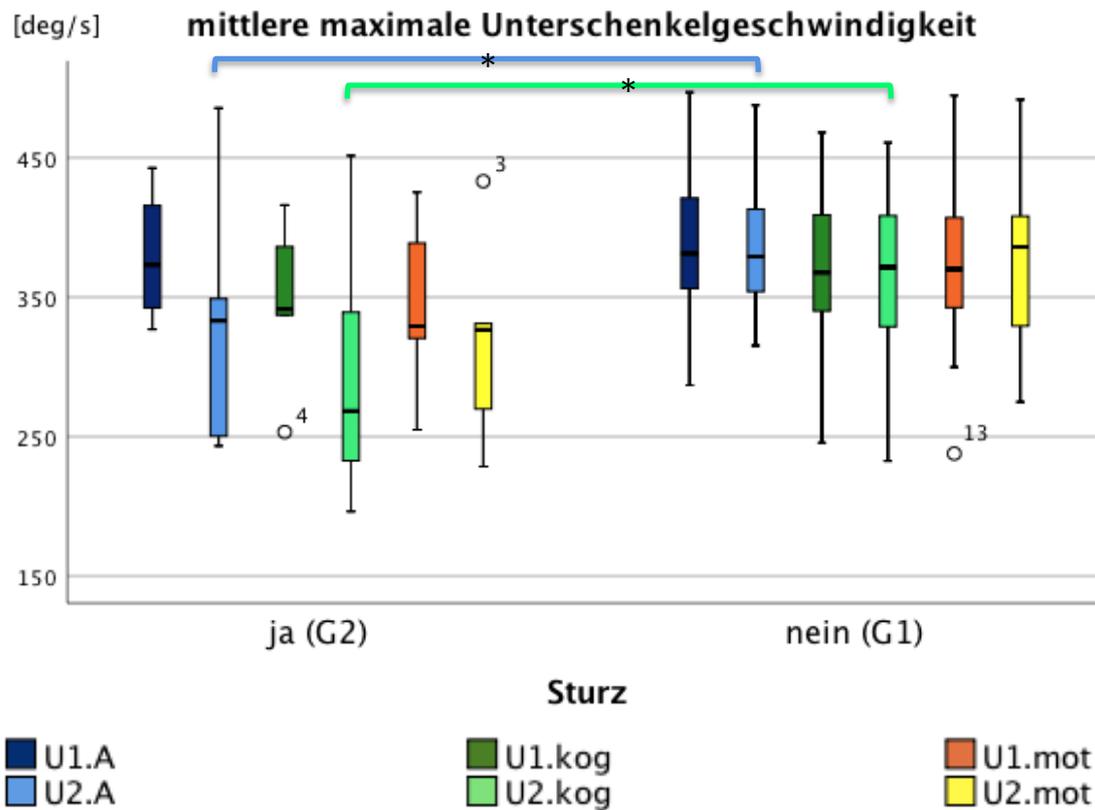


Abbildung 21: Boxplot der Asymmetrie der max. Unterschenkelgeschwindigkeit

Anzahl Patienten: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 7; G2/U2.kog = 7; G2/U1.mot = 4; G2/U2.mot = 6; G1/U1.A = 18; G1/U2.A = 17; G1/U1.kog = 18; G1/U2.kog = 18; G1/U1.mot = 18; G1/U2.mot = 18; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

In der Abbildung 22 ist ein Boxplot mit der Asymmetrie der maximalen Unterschenkelgeschwindigkeit dargestellt.

Die Asymmetrie ist in der Untersuchung 2 in der Sturzgruppe größer als in der Nicht-Sturzgruppe. Diese nimmt auch innerhalb der Sturzgruppe zwischen U1 und U2 zu. In der U1 ist die Asymmetrie beider Gruppen ähnlich. Die Veränderung der Asymmetrie der maximalen Geschwindigkeit der Unterschenkel ist in der Sturzgruppe ohne Ablenkung am größten. In der Nicht-Sturzgruppe liegt der Median ungefähr bei 1. Der Interquartilsabstand ist in der Sturzgruppe größer als in der Nicht-Sturzgruppe. Der Mann-Whitney-U-Test ermittelte signifikante Unterschiede, die in den Boxplots markiert sind.

In Abbildung 22 ist die Asymmetrie der maximalen Unterschenkelgeschwindigkeit in allen drei Ablenkungsgraden in der Sturzgruppe signifikant größer dargestellt als bei den Nicht-Sturzpatienten (A: $p = 0,003$; kog: $p = 0,001$; mot: $p = 0,001$).

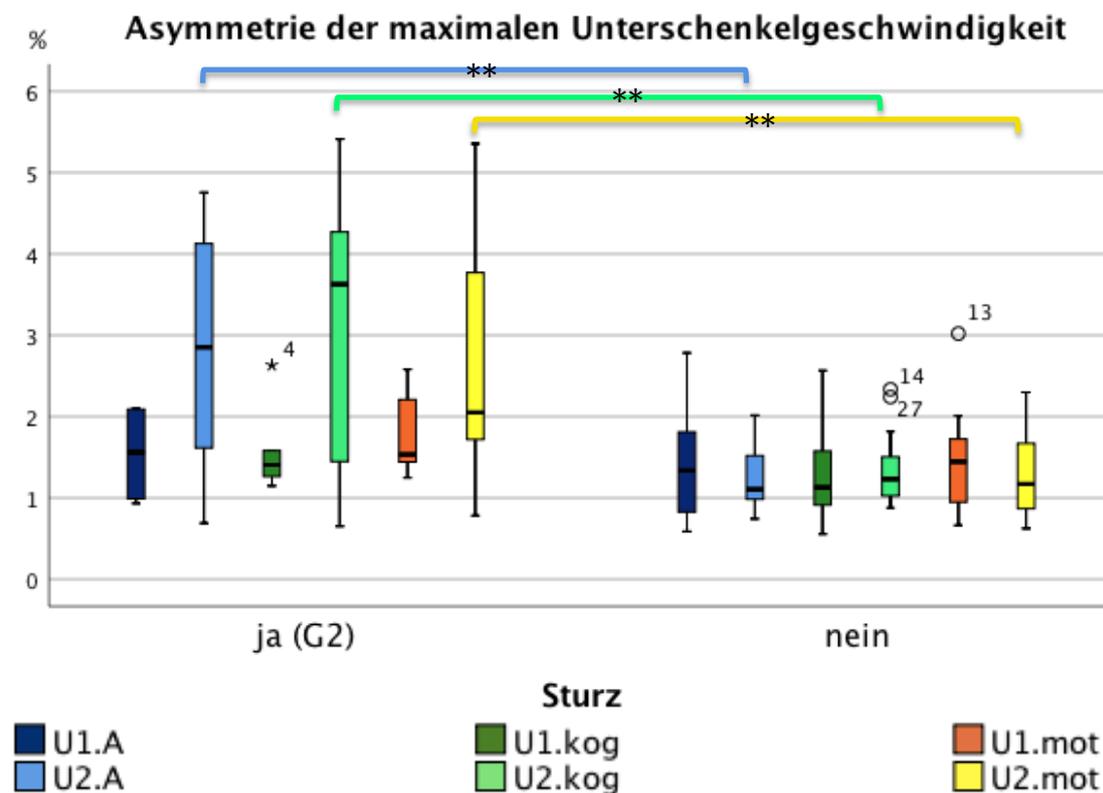


Abbildung 22: Boxplot der Asymmetrie der max. Unterschenkelgeschwindigkeit

Anzahl Patienten: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 7; G2/U2.kog = 7; G2/U1.mot = 4; G2/U2.mot = 6; G1/U1.A = 18; G1/U2.A = 17; G1/U1.kog = 18; G1/U2.kog = 18; G1/U1.mot = 18; G1/U2.mot = 18; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

In der Abbildung 23 ist ein Boxplot mit der Asymmetrie der Unterschenkelrotation dargestellt.

Die Asymmetrie der Unterschenkelrotation ist insgesamt in der Sturzgruppe größer als in der Nicht-Sturzgruppe. In der Sturzgruppe ist eine Zunahme der Asymmetrie nach der Art der Ablenkung zu erkennen (A<kog<mot).

Der Interquartilsabstand ist in der Sturzgruppe größer als in der Nicht-Sturzgruppe.

Der Mann-Whitney-U-Test ermittelte einen signifikanten Unterschied, der im Boxplot markiert ist.

In der Untersuchung 2 ist die Asymmetrie der Unterschenkelrotation in der Sturzgruppe signifikant größer als in der Nicht-Sturzgruppe ($p = 0,048$)

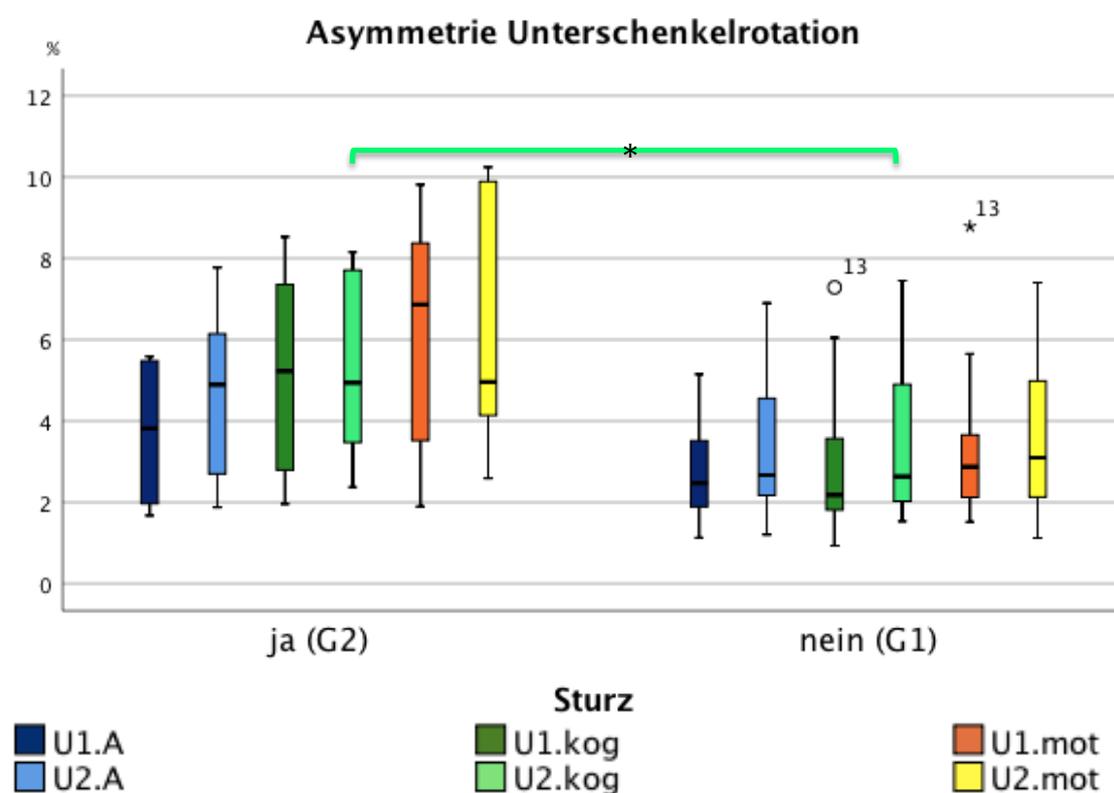


Abbildung 23: Boxplot der Asymmetrie der Unterschenkelrotation

Anzahl Patienten: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 5; G2/U2.kog = 7; G2/U1.mot = 5; G2/U2.mot = 5; G1/U1.A = 20; G1/U2.A = 19; G1/U1.kog = 20; G1/U2.kog = 20; G1/U1.mot = 20; G1/U2.mot = 20; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

4.5.6. Symmetrie-Index

In der Abbildung 24 ist ein Boxplot mit dem Symmetrie-Index der Unterschenkel dargestellt.

Der Symmetrie-Index ist innerhalb der Sturzgruppe in der Untersuchung 2 größer als in der Untersuchung 1. Zusätzlich ist innerhalb der Untersuchung 2 der Symmetrie-Index in der Sturzgruppe größer als in der Nicht-Sturzgruppe.

Der Mann-Whitney-U-Test ermittelte signifikante Unterschiede, welche in den Boxplots markiert wurden.

In Abbildung 24 ist der Symmetrie-Index in der Untersuchung 2 ohne ($p = 0,013$) und mit kognitiver ($p = 0,048$) Ablenkung bei den Sturzpatienten signifikant größer markiert als bei den Nicht-Sturzpatienten.

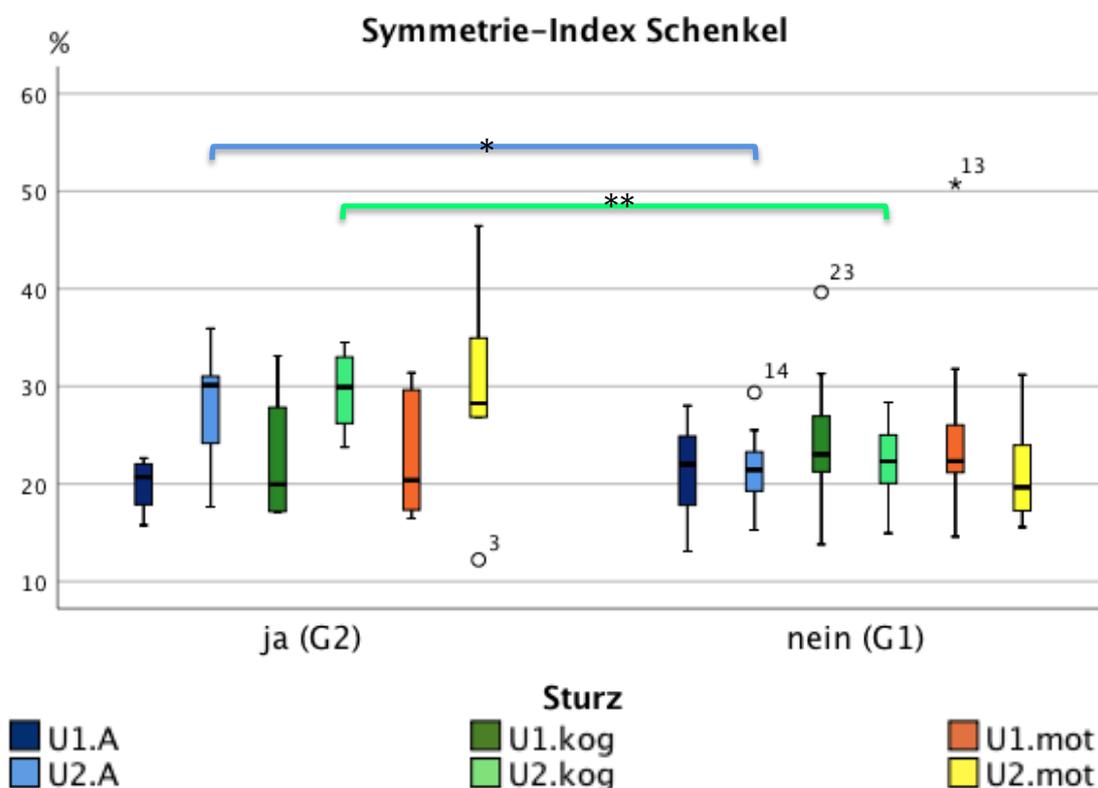


Abbildung 24: Boxplot des Symmetrie-Index der Unterschenkel

Anzahl Patienten: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 5; G2/U2.kog = 7; G2/U1.mot = 5; G2/U2.mot = 5; G1/U1.A = 20; G1/U2.A = 19; G1/U1.kog = 20; G1/U2.kog = 20; G1/U1.mot = 20; G1/U2.mot = 20; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

4.5.7. Rumpfbewegung

In den Abbildung 25, Abbildung 26 und Abbildung 27 sind Boxplots mit der RoM des Rumpfes sowie ein Boxplot mit der maximalen Rumpfgeschwindigkeit dargestellt.

Die RoM des Rumpfes ist insgesamt größer in der Sturzgruppe als in der Nicht-Sturzgruppe. Der Interquartilsabstand ist bei der horizontalen RoM in der Nicht-Sturzgruppe größer als in der Sturzgruppe. Bei der sagittalen RoM hingegen ist der Interquartilsabstand in der Sturzgruppe größer. Die maximale Rumpfgeschwindigkeit in horizontaler Ebene ist tendenziell leicht höher bei den Sturzpatienten im Vergleich zu den Nicht-Sturzpatienten.

Der Mann-Whitney-U-Test ermittelte signifikante Unterschiede, welche in den Boxplots markiert sind.

In Abbildung 25 ist die horizontale RoM des Rumpfes bei motorischer Ablenkung markiert und zeigt, dass sie in der Sturzgruppe signifikant höher ist als in der Nicht-Sturzgruppe ($p = 0,035$).

Der Abbildung 26 stellt dar, dass die sagittale RoM des Rumpfes bei motorischer Ablenkung ebenfalls in der Sturzgruppe signifikant größer als bei den Nicht-Sturzpatienten ist.

In Abbildung 27 ist die maximale Rumpfgeschwindigkeit in horizontaler Ebene bei motorischer Ablenkung in der Sturzgruppe größer zu sehen als in der Nicht-Sturzgruppe.

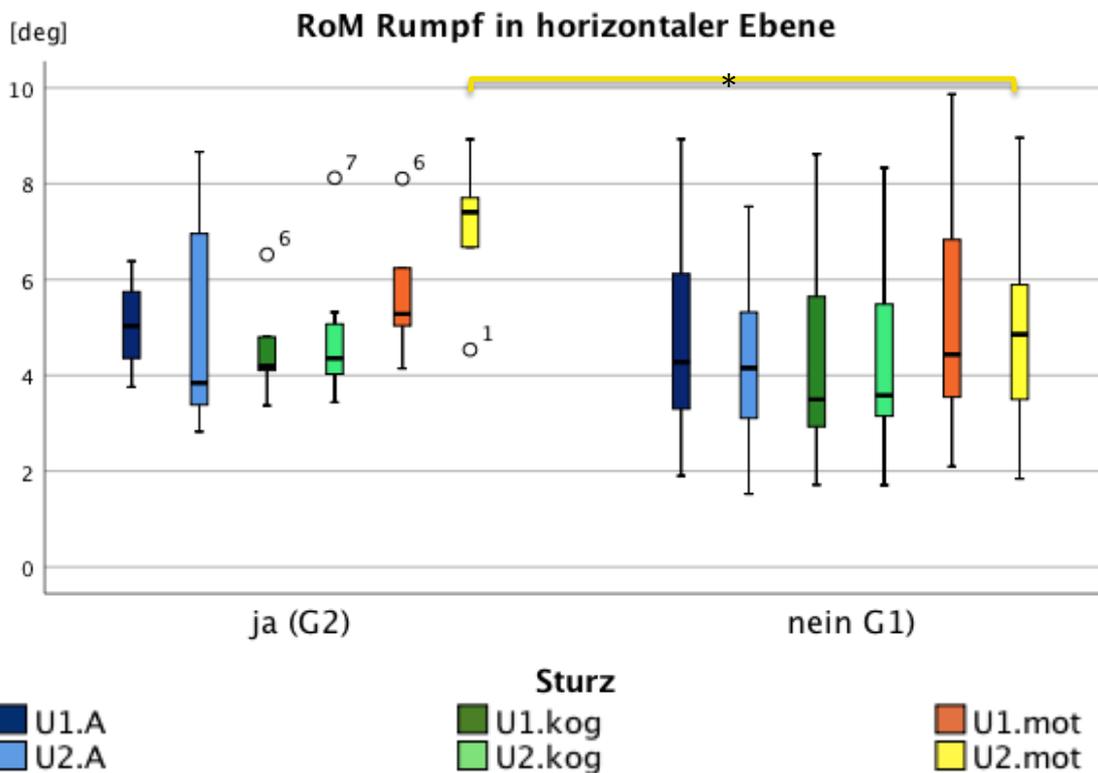


Abbildung 25: Boxplot der horizontalen RoM Rumpf
 Anzahl Patienten: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 5; G2/U2.kog = 7; G2/U1.mot = 5; G2/U2.mot = 5; G1/U1.A = 20; G1/U2.A = 19; G1/U1.kog = 20; G1/U2.kog = 20; G1/U1.mot = 20; G1/U2.mot = 20; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

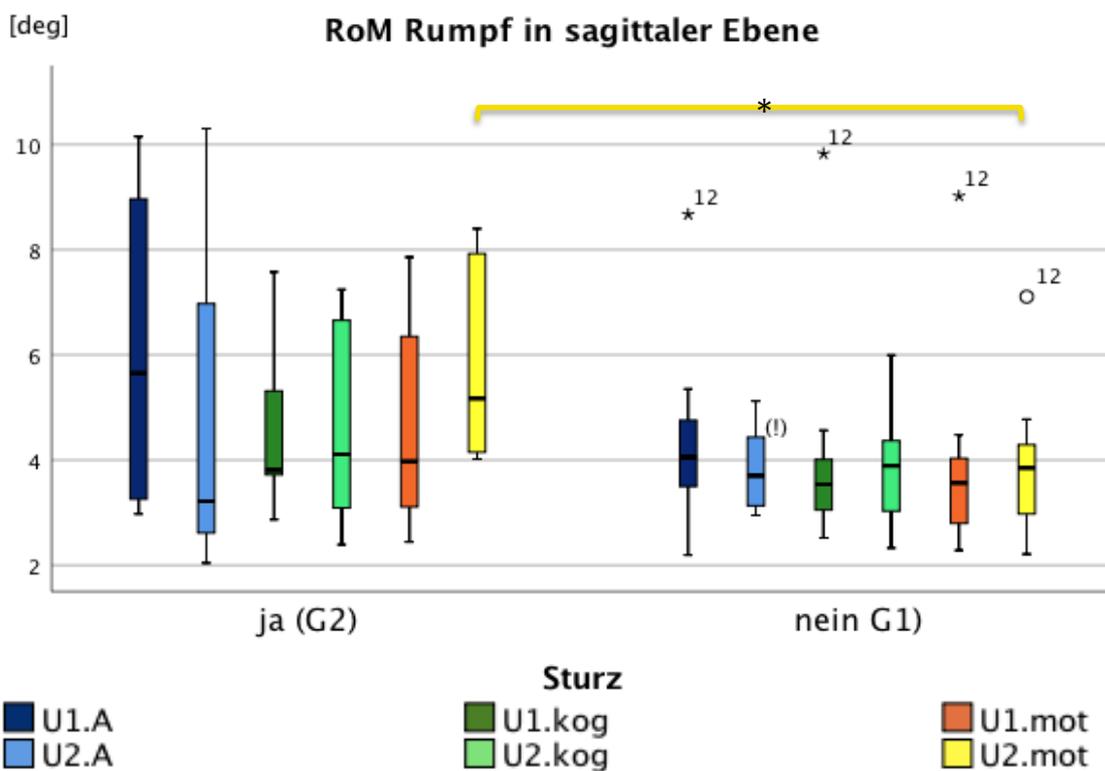


Abbildung 26: Boxplot der sagittalen RoM Rumpf
 Anzahl Patienten: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 5; G2/U2.kog = 7; G2/U1.mot = 5; G2/U2.mot = 5; G1/U1.A = 20; G1/U2.A = 19; G1/U1.kog = 20; G1/U2.kog = 20; G1/U1.mot = 20; G1/U2.mot = 20; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

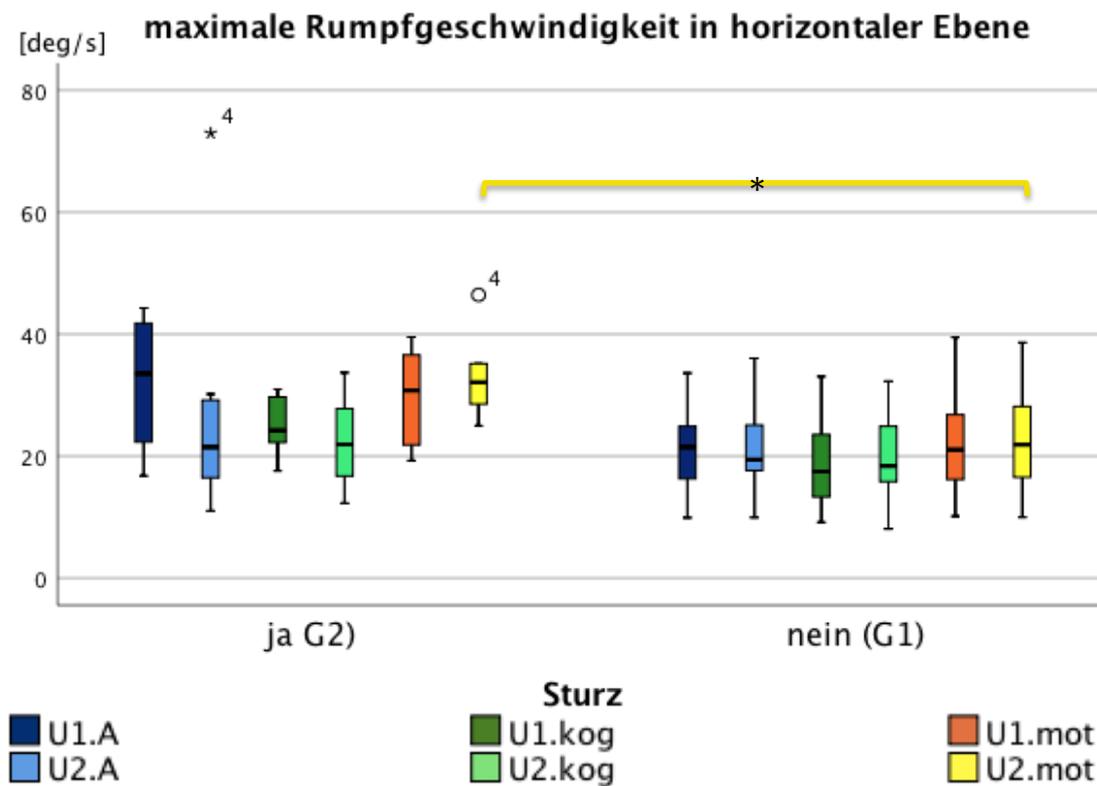


Abbildung 27: Boxplot der max. horizontalen Rumpfgeschwindigkeit

Anzahl Patienten: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 5; G2/U2.kog = 7; G2/U1.mot = 5; G2/U2.mot = 5; G1/U1.A = 20; G1/U2.A = 19; G1/U1.kog = 20; G1/U2.kog = 20; G1/U1.mot = 20; G1/U2.mot = 20; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

4.5.8. Drehung

In den Abbildung 28 bis 31 sind Boxplots dargestellt, die sich auf die Drehung beziehen.

In Abbildung 28 ist zu sehen, dass die benötigte Zeit für die Drehung bei den Sturzpatienten ohne Ablenkung am größten ist. Die Mediane der Nicht-Sturzgruppe liegen alle ungefähr auf einer Höhe. Die benötigte Zeit für die Drehung ist in der Untersuchung 1 ohne Ablenkung in der Gruppe der Sturzpatienten signifikant höher als in der Nicht-Sturzgruppe ($p = 0,050$).

In Abbildung 29 fällt auf, dass die benötigte Schrittzahl für die Drehung am größten in der Sturzgruppe ist, wenn diese nicht abgelenkt sind oder in der U2 bei motorischer Ablenkung. Die Schrittzahl ist in der ersten Untersuchung in der Sturzgruppe signifikant erhöht im Vergleich zur Nicht-Sturzgruppe ($p = 0,022$).

In Abbildung 30 ist zu sehen, dass die Schrittzeit während der Drehung hauptsächlich zwischen 0,4 und 0,9 Sekunden liegt (ein Ausreißer bei 1,3s). Die Schrittzeit ist in der Untersuchung 1 signifikant kleiner in der Sturzgruppe im Vergleich zur Nicht-Sturzgruppe ($p = 0,050$).

In Abbildung 30 ist dargestellt, dass die maximale Drehgeschwindigkeit in der Sturzgruppe tendenziell kleiner ist als in der Nicht-Sturzgruppe (abgesehen von der U1.A). Die maximale Geschwindigkeit innerhalb der Nicht-Sturzgruppe ist bei motorischer Ablenkung signifikant größer in der U1 als in der U2 ($p = 0,008$).

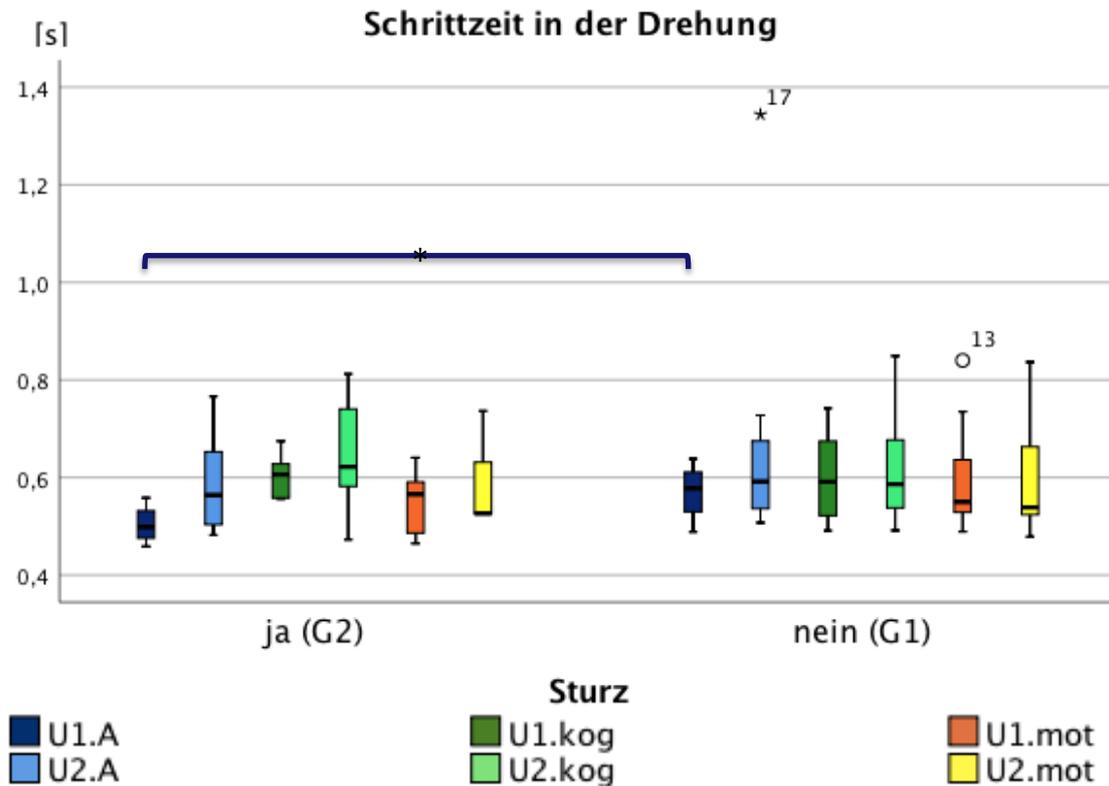


Abbildung 30: Boxplot der Schrittzeit in der Drehung
 Anzahl Patienten: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 6; G2/U1.kog = 5; G2/U2.kog = 6; G2/U1.mot = 5; G2/U2.mot = 3; G1/U1.A = 16; G1/U2.A = 11; G1/U1.kog = 16; G1/U2.kog = 13; G1/U1.mot = 15; G1/U2.mot = 11; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

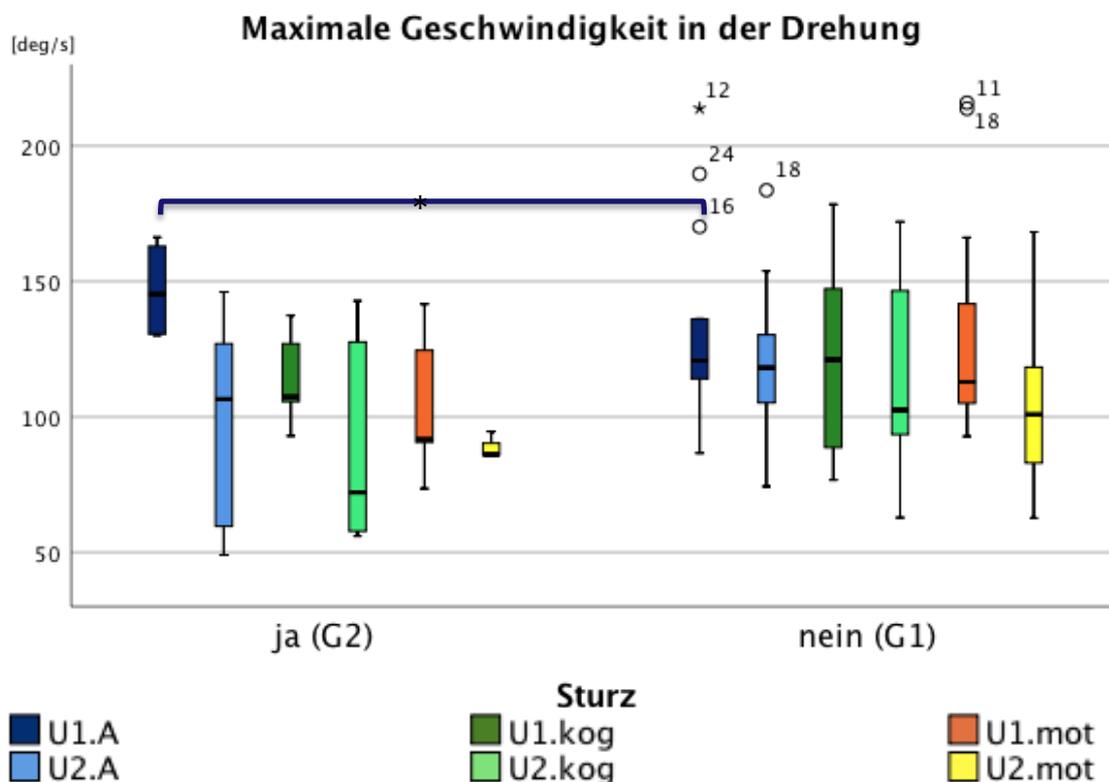


Abbildung 31: Boxplot der max. Geschwindigkeit in der Drehung
 Anzahl Patienten: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 6; G2/U1.kog = 5; G2/U2.kog = 6; G2/U1.mot = 5; G2/U2.mot = 3; G1/U1.A = 16; G1/U2.A = 11; G1/U1.kog = 16; G1/U2.kog = 13; G1/U1.mot = 15; G1/U2.mot = 11; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

4.5.9. Phase-Coordination-Index

In der Abbildung 32 ist ein Boxplot mit den Werten für den Phase-Coordination-Index dargestellt.

Der Phase-Coordination-Index ist in der Sturzgruppe insgesamt größer als in der Nicht-Sturzgruppe.

Der Mann-Whitney-U-Test ermittelte einen signifikanten Unterschied, der im Boxplot markiert ist. In der Untersuchung 2 ist der Phase-Coordination-Index in der G2 signifikant größer als in der G1, wenn keine Ablenkung erfolgte ($p = 0,035$).

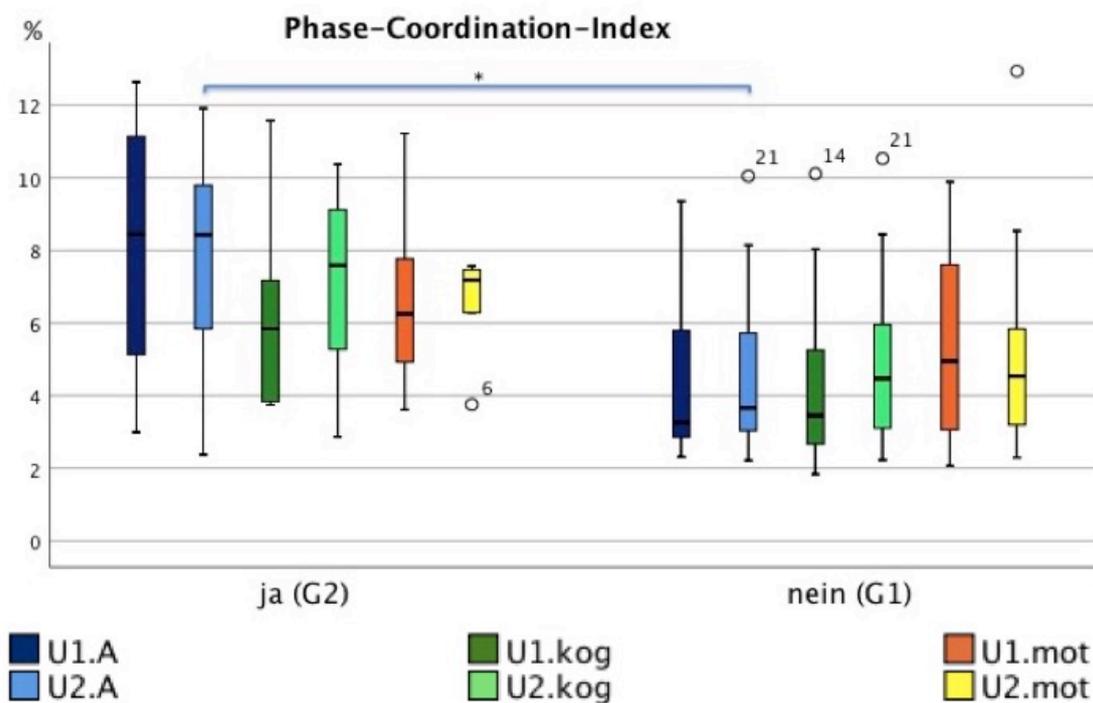


Abbildung 32: Boxplot des Phase-Coordination-Index

Anzahl Patienten: G2/U1.A = 4; G2/U2.A = 7; G2/U1.kog = 5; G2/U2.kog = 7; G2/U1.mot = 5; G2/U2.mot = 5; G1/U1.A = 20; G1/U2.A = 19; G1/U1.kog = 20; G1/U2.kog = 20; G1/U1.mot = 20; G1/U2.mot = 20; * = $p < 0,05$; ** $p < 0,001$

4.6. Zusammenfassung der relevanten Ergebnisse

Nachfolgend sind die wichtigsten Unterschiede aufgeführt. Die signifikanten werden speziell gekennzeichnet.

Bei Patienten, die im Untersuchungszeitraum einen Sturz erlitten haben, war vor dem Sturzereignis (im Vergleich zur Nicht-Sturzgruppe):

- die Schrittlänge kleiner
 - signifikant bei motorischer Ablenkung
- die Standphase kürzer und die Schwungphase größer
 - Ausnahme: die Standphase war länger und die Schwungphase kürzer ohne Ablenkung (signifikant)
- die RoM der Unterschenkel kleiner
 - signifikant bei motorischer Ablenkung
- die Parameter der Drehung (Zeit, Schrittzahl, Schrittzeit) größer
 - signifikant ohne Ablenkung
- der UPDRS-Wert größer

Bei Patienten, die im Untersuchungszeitraum einen Sturz erlitten haben, war nach dem Sturzereignis (im Vergleich zur Nicht-Sturzgruppe):

- die Schrittlänge kleiner
 - signifikant bei motorischer und kognitiver Ablenkung
- die RoM der Unterschenkel kleiner
 - signifikant bei motorischer Ablenkung
- die max. Unterschenkelgeschwindigkeit kleiner
 - signifikant in allen drei Ablenkungsgraden
- die RoM des Rumpfes in horizontaler und sagittaler Ebene größer
 - signifikant bei motorischer Ablenkung
- die max. Rumpfgeschwindigkeit in horizontaler Ebene größer
 - signifikant bei motorischer Ablenkung
- die Asymmetrie (Schrittlänge, Schrittgeschwindigkeit, Schwung- und Standphase, max. Unterschenkelgeschwindigkeit, Unterschenkelrotation, Symmetrie-Index, Phase-Coordination-Index) größer
- die FES-I größer

Bei Patienten, die im Untersuchungszeitraum einen Sturz erlitten haben, war nach dem Sturz (im Vergleich zu der U1 vor dem Sturz):

- die Standphase größer und die Schwungphase länger
 - signifikant bei kognitiver Ablenkung

Bei Patienten, die im Untersuchungszeitraum nicht gestürzt sind, war in der Untersuchung 2 im Vergleich zur Untersuchung 1:

- die max. Unterschenkelgeschwindigkeit schneller
 - signifikant bei motorischer Ablenkung
- die max. Geschwindigkeit bei der Drehung langsamer
 - signifikant bei motorischer Ablenkung
- der Wert der UPDRS höher

5. Diskussion

5.1. Methodendiskussion

5.1.1. Probandenkollektiv

Bei der Studie handelt es sich um eine Verlaufsuntersuchung von bereits voruntersuchten Patienten. Im initialen Probandenkollektiv sind nur Patienten aufgenommen worden, denen es möglich war, ohne Hilfsmittel zwei Minuten am Stück frei zu gehen, da es ihnen ansonsten nicht möglich ist die geforderten Aufgaben zu erfüllen. Die Medikation der Patienten ist für diese Untersuchung nicht berücksichtigt worden. Jedoch wurde die Untersuchung unter optimal eingestellter Medikation durchgeführt. Aus der Literatur ist bekannt, dass die Parkinsonmedikation einen Einfluss auf das Gangbild der Patienten hat. Es konnte gezeigt werden, dass einerseits die Schrittlänge, die Schrittfrequenz und die maximale Schrittgeschwindigkeit L-Dopa-sensibel und andererseits die zeitlichen Parameter, wie die Schwungphase und die Schrittzeit, resistent gegenüber L-Dopa sind [10]. Bei ausreichendem Ansprechen auf die Medikation ist jedoch das typische Parkinsongangmuster reproduzierbar [10]. Unsere Untersuchungen wurden unter stabiler Therapie ohne Hyperkinesen oder Freezing durchgeführt. Die Auswirkungen der Medikamente auf das Sturzrisiko waren kein Ziel dieser Arbeit.

Das Alter hat ebenfalls einen Einfluss auf das Gangbild des Menschen. So beschrieben Hollman et al. (2007) einen langsameren Gang sowie eine größere Schrittvariabilität in der älteren Bevölkerung [21]. Das Patientenalter unterscheidet sich in beiden Gruppen nicht wesentlich. Die Sturzpatienten hatten ein mittleres Alter von 66,2 Jahren (57-82 Jahre) und die Nicht-Sturzpatienten von 64,6 Jahren (46- 82 Jahre).

Ein wichtiger Faktor, den es zu beachten gibt, ist die Größe der Gruppen. Erfreulicherweise kam es nur bei wenigen Patienten zu einem Sturz während des Untersuchungszeitraumes. Dies führte allerdings dazu, dass in der Sturzgruppe nur sieben Patienten eingeschlossen sind. Zusätzlich mussten für die zweite Untersuchung Patienten ausgeschlossen werden, die im Verlauf auf Hilfsmittel angewiesen waren um zwei Minuten zu laufen. Um die Hilfsmittelabhängigkeit zu vermeiden, wäre es sinnvoll gewesen die Untersuchungen in kürzeren Zeiträumen, beispielsweise in halbjährlichen Kontrollen durchzuführen. Mit dieser Methode wäre es gegebenenfalls möglich

gewesen weniger Probanden auszuschließen, was zu einer größeren Fallzahl geführt hätte. Wir haben uns jedoch für den längeren Abstand zwischen den Untersuchungen entschieden, um mögliche Unterschiede deutlicher hervorzuheben.

5.1.2. Ganganalyse

Die Ganganalyse kann einerseits mittels freien Laufens und andererseits auf dem Laufband stattfinden. Wir haben uns in dieser Studie für das freie Laufen entschieden, da es wichtig ist, dass die Patienten so natürlich wie möglich laufen. Das Gangbild sollte nicht durch die Geschwindigkeit des Laufbandes beeinflusst werden. In Studien wurde gezeigt, dass sich manche Parameter auf dem Laufband anders verhalten als beim freien Gehen. So bewegt sich der Oberschenkel weniger weit nach vorne, dafür aber weiter nach hinten, wenn die Probanden auf dem Laufband laufen. Zusätzlich ist die Range-of-Motion des Unterschenkels kleiner auf dem Laufband [29]. Zudem ist für unsere Messung eine Drehung erforderlich, welche auf einem Laufband nicht möglich ist. Diese Drehung kann uns weitere wertvolle Informationen liefern.

Die Messung der Ganganalyse kann durch unterschiedliche Systeme durchgeführt werden. Die Methoden, die auf einer Videoanalyse mit Markierungen basieren, haben den Nachteil, dass diese Marker teilweise während des Gehens verdeckt sein können [21], was zu einer schlechteren Auswertung führen kann. Des Weiteren ist diese Methode für unsere Untersuchung nicht praktikabel, da die Patienten eine lange Strecke außerhalb eines geschlossenen Raumes laufen mussten. Hier wäre es schwer gewesen, die Kameras in die richtige Position zu stellen.

Eine weitere Methode ist die Messung anhand von Ultraschall. Diese ist allerdings wiederum nicht praktikabel bei einer langen Gehstrecke außerhalb eines Raumes.

Wir haben uns aus folgenden Gründen für die Messung mittels tragbarer Sensoren entschieden:

- Die Patienten müssen eine möglichst lange Strecke laufen ohne häufige Richtungswechsel, weshalb eine Messung außerhalb eines geschlossenen Raumes durchgeführt werden muss. So können die Artefakte durch häufiges Drehen und Stoppen minimiert werden [6].
- Eine Drehung musste ermöglicht werden.
- Die Software von Mobility Lab ermöglicht uns ein einfaches Vergleichen der einzelnen Parameter.

- Die Sensoren messen eine Vielzahl an Parametern. Somit ist es uns möglich viele Bereiche des Gangbildes zu untersuchen.
- Ein unbeeinflusstes Gehen bei individueller Normalgeschwindigkeit wird ermöglicht.

Bei den unterschiedlichen Messungen kam es zu Artefakten, weshalb die Anzahl (N) der Patienten in den jeweiligen Gruppen schwankt. Zu den Artefakten gehören einerseits nicht plausible Werte und andererseits Messungen, die durch Sensorfehler nicht auswertbar waren. Die offensichtlich falschen Werte wurden aus der Berechnung ausgeschlossen. Wichtig zu erwähnen ist, dass es bei den Messungen der Drehung zu technischen Problemen gekommen ist, weshalb die Probandenzahl bei diesem Parameter besonders niedrig ist (N = 4 bei den Sturzpatienten ohne Ablenkung in der U1).

5.2. Interpretation und Diskussion der Ergebnisse

5.2.1. Relevante Parameter für einen möglichen Sturz (Vergleich 1)

Der Vergleich 1 untersucht die Unterschiede der beiden Gruppen in der ersten Untersuchung, also bevor es in der Sturzgruppe zu einem Sturz gekommen ist. Parameter, die hier signifikant verschieden sind, können einen Voraussagewert für Stürze haben. Wir erhoffen uns, dass durch dieses Wissen Stürze vermieden oder hinausgezögert werden können. Somit können auch die Konsequenzen des Sturzes verhindert werden.

Im Folgenden wird auf die Parameter, welche signifikante Unterschiede zeigen, eingegangen. Die UPDRS wird in einem separaten Kapitel diskutiert (5.2.7).

5.2.1.1. *Stand- und Schwungphase*

Es ist bekannt, dass sich bei Parkinson-Patienten die Schwungphase zugunsten der Standphase verkürzt [27]. Unsere Ergebnisse im Vergleich 1 zeigen jedoch, dass die Patienten in der Messung ohne Ablenkung vor einem Sturz eine kürzere Standphase und eine längere Schwungphase haben als jene, die im Untersuchungszeitraum nicht gestürzt sind. Hierzu konnte in der Literatur kein[5] Hinweis gefunden werden. Bei diesem Parameter wurden in der Gruppe G2/U1 nur vier Patienten vollständig erfasst. Bei dieser sehr geringen Fallzahl sollte dieser Parameter eher kritisch betrachtet werden. Zudem zeigt sich der Wert innerhalb der Gruppe nicht einheitlich, sodass es sich am ehesten um einen statistischen Effekt handelt. Allerdings zeigen die Messungen mit Ablenkung die erwarteten schlechteren Werte in der Sturzgruppe im Vergleich zur Nicht-Sturzgruppe. Der Einfluss des Dual-Taskings wird in Punkt 5.2.9

näher beschrieben. Da der Wert trotzdem einen Hinweis auf einen relevanten Parameter aufzeigt, werden hier weitere Untersuchungen mit einem größeren Patientenkollektiv benötigt.

5.2.1.2. *RoM der Unterschenkel*

Die Range-of-Motion des betroffenen Unterschenkels ist bereits vor dem Sturzereignis in der Sturzgruppe im Vergleich zur Nicht-Sturzgruppe verkürzt. Dies ist allerdings nur bei motorischer Ablenkung der Fall. Die Verkürzung der RoM der Unterschenkel ist in unseren Untersuchungen ein relevanter Parameter für zukünftige Stürze, welcher in Studien mit einer höheren Fallzahl überprüft werden sollte.

Wichtig zu erwähnen ist, dass in unserer Messmethode die RoM des Unterschenkels repräsentativ für die RoM des gesamten Beines steht. Aufgrund des protektiven Gangbildes von Parkinson-Patienten war es zu erwarten, dass mit Verschlechterung der Krankheit auch die RoM des Beines beziehungsweise des Unterschenkels verkürzt sein wird, welches wir in unseren Versuchen auch aufzeigen konnten.

Zum aktuellen Zeitpunkt konnte keine Studie gefunden werden, die sich mit der RoM der Unterschenkel bei Parkinson-Patienten beschäftigt.

5.2.1.3. *Schrittlänge*

Die Schrittlänge zeigte sich in unseren Messungen insgesamt in der Sturzgruppe kleiner als in der Nicht-Sturzgruppe. Diese war vor dem Sturz jedoch nur bei motorischer Ablenkung signifikant kürzer in der G2.

In vielen Studien konnte nachgewiesen werden, dass die Schrittlänge bei Parkinson-Patienten im Vergleich zu gesunden Probanden verkürzt ist [26].

Wir konnten zeigen, dass die Schrittlänge des nicht betroffenen Beines bereits vor dem Sturzereignis bei späteren Sturzpatienten verkürzt ist im Vergleich zu denen, die im gleichen Zeitraum keinen Sturz erleiden werden. Dies zeigt, dass die Patienten unsicherer laufen, was mit einem protektiven und ängstlichen Gangbild vereinbar ist.

Als Ausdruck für ein protektives Gangbild kann die Verkürzung der Schrittlänge bei motorischer Ablenkung ein Hinweis für zukünftige Stürze sein, wenn sich dies in Studien mit einer größeren Fallzahl bestätigt.

5.2.1.4. *Drehung*

Wir konnten zeigen, dass in unserem Patientenkollektiv bereits vor einem Sturz einige Messwerte der Drehung in den Gruppen 1 und 2 verschieden waren. So brauchten die

Sturzpatienten bereits vor dem Sturz länger für die Drehung als jene, die nicht im Untersuchungszeitraum stürzen werden. Zudem wurden mehr Schritte für die Drehung benötigt und die Schrittzeit war kürzer bei den Sturzpatienten. Diese drei Parameter waren jedoch nur signifikant unterschiedlich, wenn keine Ablenkung erfolgte.

Bloem et al. beschrieben, dass es häufig während einer Drehung zu Stürzen bei Parkinson-Patienten kommt [5]. Son et al. (2017) führten einen „Timed-Up-and-Go-Test“ bei Patienten mit unterschiedlichen Schweregraden der Krankheit durch. Die Studie zeigte, dass vor allem die Schrittlänge und die Schrittgeschwindigkeit während der Drehung bei höherem Krankheitsgrad schlechter waren [53]. Diese Studie untermauert unsere Feststellungen.

Bei den Dual-Tasking-Aufgaben gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Gruppen. Hier zeigt sich, dass bei der Drehung mit Dual-Tasking keine weiteren Informationen geliefert werden konnten. Hierauf wird genauer im Punkt 5.2.9 eingegangen.

Die technischen Probleme (wie in Punkt 5.1.2 beschrieben) sowie die sehr kleine Patientengruppe schränken die Aussagekraft dieses Parameters ein.

Trotzdem scheinen die verlangsamte Drehung, die erhöhte Anzahl an Schritten bei der Drehung sowie die Verlängerung der Schrittzeit relevante Parameter für zukünftige Stürze zu sein, welchen in Studien mit einem erhöhten Patientenaufkommen nachgegangen werden sollte.

5.2.2. Relevante veränderte Parameter über die Zeit (Vergleich 2)

Der Vergleich 2 beschäftigt sich nur mit der Nicht-Sturzgruppe. Hier wird verglichen, welche Werte sich über die Zeit signifikant verändern, ohne dass es zum Sturz gekommen ist. Diese Parameter verschlechterten sich also krankheitsbedingt über die Zeit.

Die maximale Geschwindigkeit des weniger stark betroffenen Unterschenkels hat sich bei motorischer Ablenkung signifikant vergrößert in der U2 und die maximale Drehgeschwindigkeit hat sich im Verlauf bei motorischer Ablenkung verlangsamt. Für diese Parameter konnten in der Literatur keine ausreichenden Nachweise gefunden werden. Hier sollten weitere Studien mit einer größeren Fallzahl angeschlossen werden.

Auf den Zusammenhang mit der UPDRS wird in Punkt 5.2.7 näher eingegangen.

5.2.3. Relevante Parameter nach einem Sturzereignis (Vergleich 3)

In Vergleich 3 werden beide Gruppen in der Untersuchung 2 miteinander verglichen. Die G2 hat zu diesem Zeitpunkt bereits einen Sturz erlebt, die G1 nicht. Dieser Vergleich zeigt uns also, welche Parameter sich in der Ganganalyse zwischen beiden Gruppen unterscheiden, nachdem die Patienten einer Gruppe gestürzt sind.

In diesem Vergleich finden sich am meisten signifikante Unterschiede. Die Parameter, welche die Asymmetrie betreffen, werden separat in Abschnitt 5.2.5 besprochen.

5.2.3.1. Schrittlänge

In vielen Studien konnte nachgewiesen werden, dass die Schrittlänge bei Parkinson-Patienten im Vergleich zu Gesunden verkürzt ist [5].

In unserer Studie zeigen sich zusätzlich signifikante Unterschiede in der Schrittlänge zwischen den Patienten, die gestürzt sind, und jenen, die keinen Sturz erlitten haben. Die Schrittlänge des weniger stark betroffenen Beines zeigt sich in der zweiten Untersuchung signifikant verkürzt, wenn die Sturzpatienten kognitiv oder motorisch abgelenkt waren.

Auch der Mittelwert der Schrittlängen der rechten und linken Seite ist in der Untersuchung 2 in der Sturzgruppe bei beiden Ablenkungsformen signifikant erniedrigt im Vergleich zu der Nicht-Sturzgruppe.

Zudem ist die Schrittlänge des stärker betroffenen Beines der Sturzpatienten bei kognitiver Ablenkung signifikant kleiner als bei denen, die keinen Sturz erlitten haben. Die Schrittlänge ist also zwischen den Sturzpatienten und jenen, die nicht gestürzt sind, vor allem verkürzt, wenn es zu einer Ablenkung kam.

Eine mögliche Erklärung hierfür ist, dass die Sturzpatienten sich stärker auf ihren Gang konzentrieren mussten und sich somit die Ablenkung stärker auf die Schrittlänge auswirkte. Zudem spricht diese Veränderung für ein ängstliches sowie protektives Gangbild. Das protektive Gangbild zeigt durch eine reduzierte Gehgeschwindigkeit, geringe Schrittfrequenz sowie kürzere Schrittlänge.

Ehrhardt et al. (2020) ermittelten ebenfalls die Schrittlänge als besten Parameter, um Sturzpatienten von Nicht-Sturzpatienten zu unterscheiden [16]. Diese Studie untersuchte jedoch Patienten mit verschiedenen neurologischen Erkrankungen. In dieser Studie wurden insgesamt 58 Probanden untersucht. Hierunter waren Patienten, welche unter Multipler Sklerose, Normaldruckhydrozephalus, peripheren

Polyneuropathien, Schwindel und Myopathien litten. Von den 58 Probanden waren 29 in der Vorgeschichte gestürzt.

Auch wenn die Studie von Ehrhardt et al. (2020) sich nicht explizit mit Parkinson-Patienten beschäftigt hat, stützt die Untersuchung unsere Ergebnisse, dass Sturzpatienten mit neurologischen Vorerkrankungen wie in unserem Fall der Parkinson-Krankheit nach dem Sturz eine verkürzte Schrittlänge haben. Dies ist wiederum durch das ängstliche und protektive Gangbild zu erklären, wie schon oben ausgeführt.

Auf den Einfluss des Dual-Tasking wird im Punkt 5.2.9 eingegangen.

5.2.3.2. *Unterschenkelbewegung*

Viele signifikante Unterschiede, die sich in unserer Untersuchung herauskristallisierten, stehen im Zusammenhang mit der Bewegung der Unterschenkel. Die Unterschenkelbewegung steht repräsentativ für die Bewegung des gesamten Beines, da diese vom Oberschenkel abhängig ist.

Die RoM des betroffenen Unterschenkels ist, wie in Punkt 5.2.1.2 bereits besprochen, schon vor dem Sturz zwischen beiden Gruppen signifikant verändert. Diese RoM ist auch nach dem Sturz weiterhin bei motorischer Ablenkung signifikant kleiner. Zusätzlich ist auch der Mittelwert der RoM der Unterschenkel nach dem Sturz signifikant kleiner.

Es ist jedoch nicht nur die RoM, die nach einem Sturz vermindert ist, sondern auch die maximale Unterschenkelgeschwindigkeit. Diese ist sogar für die betroffene Seite in allen drei Ablenkungsgraden bei den Sturzpatienten signifikanter verringert als bei den Nicht-Sturzpatienten.

Die mittlere maximale Unterschenkelgeschwindigkeit ist ebenfalls ohne und mit kognitiver Ablenkung signifikant kleiner in der Sturzgruppe als in der Nicht-Sturzgruppe.

Außerdem sind die Asymmetrie der maximalen Unterschenkelgeschwindigkeit, der Schenkelsymmetrie-Index und die Asymmetrie der Unterschenkelrotation nach dem Sturz vergrößert. Diese werden im Kapitel 5.2.5 näher beschrieben.

Die RoM, die maximale Geschwindigkeit sowie die Asymmetrie der Unterschenkel sind in unserem Kollektiv ein Hinweis auf einen vorausgegangenen Sturz.

Aktuell liegen uns keine Studien vor, die sich bereits mit der Bewegung der Unterschenkel bei Parkinson-Patienten beschäftigen.

5.2.3.3. Rumpfbewegung

In unserer Untersuchung zeigt sich, dass die RoM des Rumpfes in horizontaler und in sagittaler Ebene bei den Sturzpatienten in U2 bei motorischer Ablenkung größer ist als bei den Nicht-Sturzpatienten.

Der Rumpf der Sturzpatienten scheint nach dem Sturz instabiler zu sein oder die Patienten müssen mehr Ausgleichbewegungen unternehmen, um das Gleichgewicht zu halten. Im Folgenden werden 2 Studien beschrieben, welche sich ebenfalls mit der Rumpfbewegung beschäftigt haben.

Knutsson et al. (1972) beschrieben, dass der Rumpf der Parkinson-Patienten beim Laufen in sagittaler Ebene rotiert [26]. In seiner Studie wurde jedoch nicht zwischen Sturz- und Nicht-Sturzpatienten unterschieden. Laut unserer Studie nimmt diese Rotation nach einem Sturz und bei motorischer Ablenkung im Vergleich zu Nicht-Sturzpatienten zu, was bedeutet, dass die Patienten eine vermehrte Rotation in der Brustwirbelsäule durchführen. Des Weiteren ist auch die maximale Rumpfgeschwindigkeit in horizontaler Ebene größer bei den Patienten, die gestürzt sind, im Vergleich zu denen, die nicht gestürzt sind. Eine mögliche Erklärung hierfür ist, dass die Beine und Arme des Patienten deutlich steifer sind, weshalb der Oberkörper vermehrte Ausgleichbewegungen durchführen muss.

In einer Studie von Jehu et al. (2018) konnte nachgewiesen werden, dass die frontale RoM bei Sturzpatienten kleiner ist als bei Nicht-Sturzpatienten [24]. Unter frontaler RoM versteht man die Bewegung des Oberkörpers von ventral nach dorsal. Dies können wir in unserer Studie jedoch nicht bestätigen. Das unterschiedliche Ergebnis beider Studien lässt sich wahrscheinlich durch die Art der Ganganalyse erklären. Bei Jehu et al. (2018) mussten die Patienten eine 15m-Strecke mehrmals während 30 Sekunden hin- und herlaufen. Diese häufigen Richtungswechsel können zu vielen Artefakten führen. In unserer Ganganalyse konnten die Patienten eine längere Strecke geradeaus laufen, was diese Artefakte minimiert hat.

In Folgemessungen mit einer erhöhten Probandenzahl wird sich zeigen, ob unser Ergebnis reproduzierbar ist und sich somit bestätigen lässt.

5.2.3.4. FES-I

Um unsere Hypothese, dass ein Sturz zu einer vermehrten Angst und somit zu einem protektiven Gangbild führt, zu untermauern, wurde die FES-I durchgeführt. Die FES-I wurde nur in der zweiten Untersuchung durchgeführt. Hier zeigt sich, dass bei den

Patienten, die bereits gestürzt sind, die Angst vor Stürzen größer ist als bei denen, die noch keinen Sturz erlitten haben.

Diese Aussage stimmt mit der Studie von Delbaere et al. (2010) überein [10]. Unser Studiendesign hat den Fragebogen nicht in der U1 vorgesehen. Hier wäre es interessant gewesen, ob diese Patienten bereits vor dem Sturz mehr Bedenken hatten und diese Angst möglicherweise einen Einfluss auf das Gangbild und die Wahrscheinlichkeit zu stürzen hat.

5.2.4. Relevante Parameter nach einem Sturz (Vergleich 4)

Der Vergleich 4 beschäftigt sich mit der Veränderung der Parameter innerhalb der Sturzgruppe zwischen der U1 und der U2. Er zeigt uns, welche Parameter sich signifikant nach dem Sturz verändert haben.

Hier kristallisierte sich die Veränderung der Stand- und Schwungphase des betroffenen Beines bei kognitiver Ablenkung als signifikant heraus.

Die Standphase ist somit nach einem Sturz signifikant länger bei kognitiver Ablenkung als vor dem Sturz. Die Schwungphase wird dementsprechend signifikant kürzer. Wie bereits in Punkt 5.2.1.1 beschrieben, ist bekannt, dass das Verhältnis der Stand- und der Schwungphase sich zugunsten der Standphase verändert bei Parkinson-Patienten im Vergleich zu Gesunden. Wir können nun aufzeigen, dass sich dieses Verhältnis nach einem Sturz noch weiter verschlechtert.

In einer Studie von Pirker et al. (2017) wird das sogenannte „protektive Gangbild“ beschrieben. Dies bedeutet, dass ältere Personen oder Patienten mit einer Gangstörung, welche Angst vor Stürzen haben, eine Veränderung des Gangbildes durchleben. So haben die Personen einen breitbeinigen Gang, die Schrittgröße und die Gehgeschwindigkeit vermindern sich. Zudem wird der Fuß in der Schwungphase weniger hoch gehoben, was, wie in unseren Untersuchungen, zu einer Verkürzung der Schwungphase führen kann [40]. Durch den Sturz wird also in unserer Kohorte das protektive Gangbild gefördert.

5.2.5. Zusammenhang der Asymmetrie und eines Sturzereignisses

In unserer Untersuchung zeigt sich, dass bei vielen Parametern besonders die Asymmetrie in der Sturzgruppe signifikant größer ist als in der Nicht-Sturzgruppe. Zu diesen Parametern gehören die Asymmetrie der Schrittlänge, der Schrittgeschwindigkeit, der maximalen Unterschenkelgeschwindigkeit, der Standphase, der Schwungphase, der Unterschenkelrotation und der Unterschenkel-Symmetrie-Index sowie der Phase-Coordination-Index.

Knutsson et al. (1972) und Baltadjieva et al. (2006) beschrieben bereits, dass Parkinson-Patienten unter einem asymmetrischen Gangbild leiden [10]. Diese sehr charakteristische Komponente ist ein wichtiges Diagnosekriterium für Morbus Parkinson, weshalb hierauf ein besonderes Augenmerk gelegt werden muss.

Ehrhardt et al. (2020) untersuchten ebenfalls Sturzpatienten im Vergleich zu Nicht-Sturzpatienten. Diese Studie bezog sich jedoch nicht nur explizit auf Parkinson-Patienten, da auch andere neurologische Erkrankungen eingeschlossen wurden. In dieser Studie konnte ebenfalls die Asymmetrie als häufige Veränderung zwischen Sturzpatienten und Nicht-Sturzpatienten festgestellt werden [16]. Dies konnten wir in unseren Messungen für Morbus Parkinson reproduzieren.

Plotnik et al. (2007) zeigten, dass der Phase-Coordination-Index (PCI) bei Parkinson-Patienten höher ist als bei gesunden Gleichaltrigen [41]. Wir zeigten nun, dass der PCI bei Patienten, die bereits gestürzt sind, wiederum höher ist als bei denen, die noch keinen Sturz erlitten haben. Der PCI misst die Genauigkeit und Beständigkeit bei der Erzeugung von gegenphasigen Bewegungen beider Beine. Je höher der Wert ist, desto schlechter ist das Gangbild.

Auffällig ist, dass die Asymmetrie nur bei den Messungen ohne Ablenkung signifikant größer war in der Sturzgruppe im Vergleich zur Nicht-Sturzgruppe.

Unser Erklärungsansatz ist, dass die Werte bei Ablenkung in beiden Gruppen bereits von vornherein unterdurchschnittlich waren und somit die Kompensationsfähigkeiten bei Ablenkung eingeschränkt waren. Die Patienten mit einem protektiven Gangbild werden durch die Ablenkung ängstlicher. Die Streubreite zeigt sich hier ausgeprägt, weshalb hier Unterschiede untergehen.

Auch für die Parameter der Asymmetrie müssen unsere Ergebnisse durch Studien mit einer höheren Patientenzahl bestätigt werden.

5.2.6. Zusammenhang der Bewegungen der Arme und eines Sturzereignisses

Für keinen Parameter, der sich auf die Arme bezog, konnte ein signifikanter Unterschied in einem der vier Vergleiche entdeckt werden. Dies bedeutet, dass die Patienten in unserem Kollektiv, die in näherer Zukunft einen Sturz erleiden werden, sich in ihrer Armbewegung nicht von denen unterscheiden, die in dem Zeitraum nicht stürzen werden. Die Bewegung der Arme hat in unseren Messungen keinen prädiktiven Wert für Stürze. Da sich die Parameter für die Armbewegung auch nicht nach dem Sturz zwischen beiden Gruppen und innerhalb der Sturzgruppe unterscheiden, scheint die Armbewegung sich auch nicht durch den Sturz zu verändern. In der Nicht-Sturzgruppe kam es im Verlauf der Untersuchung auch zu

keiner signifikanten Veränderung. Eine mögliche Erklärung hierfür ist, dass der Armschwung und vor allem die Asymmetrie des Armschwungs bereits in einem sehr frühen Krankheitsstadium vermindert beziehungsweise erhöht ist. Der Armschwung ist also bereits in beiden Gruppen stark reduziert, sodass eine weitere Verschlechterung nicht mehr hervorzuheben ist. Die erhöhten Streuwerte können die Gruppeneffekte kaschieren. Dies ist ein prinzipielles Problem bei Analysen von Bewegungsmustern.

5.2.7. Zusammenhang der UPDRS und eines Sturzereignisses

In dem motorischen Teil der UPDRS zeigt sich, dass die Sturzpatienten bereits vor dem Sturz signifikant schlechtere Werte erzielen im Vergleich zu den Nicht-Sturzpatienten. Zudem verschlechtert sich über die Zeit der Wert nur in der Nicht-Sturzgruppe, jedoch nicht nach einem Sturz in unserer Studie. Dies bedeutet, dass der Verlauf der UPDRS nicht durch einen Sturz verschlechtert wird.

Schrag et al. (2015) verglichen 27 Sturzpatienten mit 60 Nicht-Sturzpatienten. Seine Studie zeigte, dass in der UPDRS Teile 1, 2 und 4 signifikant schlechter bei Sturzpatienten waren, jedoch nicht der motorische Teil (Teil 3) [51]. Der Fragebogen wurde für seine Studie nach dem Sturzereignis durchgeführt. Auch in unserer Untersuchung war hier kein signifikanter Unterschied zwischen der Nicht-Sturzgruppe und der Sturzgruppe zu sehen, nachdem diese bereits einen Sturz erlitten hatte.

Pickering et al. (2007) haben eine Metaanalyse zum Sturzrisiko bei Parkinson-Patienten durchgeführt (N = 473) [39]. Hier wurde festgestellt, dass ein höherer Wert in der UPDRS mit einem höheren Sturzrisiko einhergeht und dass nach einem Sturz sich der Wert nicht mehr signifikant verschlechtert. Sie haben angegeben, dass die Wahrscheinlichkeit eines Sturzes um 60% steigt, wenn der Punktwert zwischen 25 und 35 liegt. Diese Studie untermauert unsere Erkenntnisse.

In Anbetracht der Studie von Pickering et al. (2007) und unseren eigenen Ergebnissen ist ein schlechter Wert im motorische Teil der UPDRS ein guter Hinweis für künftige Stürze. Ob der Schwellenwert von 25 bis 35 Punkten reproduzierbar ist, können wir aufgrund unseres geringen Patientenkollektivs nicht sicher bestätigen. Hier sind weitere Untersuchungen mit einem größeren Patientenkollektiv erforderlich.

5.2.8. Zusammenhang des MoCA-Tests und eines Sturzereignisses

Der MoCA-Test beurteilt die kognitive Leistung der Probanden. Er zeigte in unserem Patientenkollektiv in keinem der vier Vergleiche signifikante Unterschiede. Durch die

Literaturrecherche war unsere Hypothese, dass Patienten, die stürzen werden oder bereits gestürzt sind, auch schlechtere Ergebnisse im MoCA-Test erzielen würden.

So konnte eine Studie von Figueiredo Sousa et al. (2019) eine positive Korrelation zwischen kognitiver Leistung und der Gangleistung feststellen. Für ihre Studie wurde jedoch kein MoCA-Test durchgeführt [17].

Auch die Studie von Ganga et al. (2013) beschrieb, dass eine schlechte kognitive Leistung mit schlechteren motorischen Fähigkeiten einherging [19].

Hu et al. (2014) beschrieben in ihrer Studie mit 155 Parkinson-Patienten, dass der MoCA-Test ein guter Fragebogen sei, um die kognitive Leistung von Patienten mit Morbus Parkinson zu klassifizieren. Zudem konnten sie nachweisen, dass schlechte motorische Ergebnisse ebenfalls zu einer verminderten kognitiven Leistung geführt haben [22].

Die Studie von Bower et al. (2019) verglich 81 Schlaganfallpatienten, wobei die Werte im MoCA-Test der Sturzpatienten und jenen, die nach dem Schlaganfall nicht gestürzt waren, sich nicht unterschieden [7].

Es gibt unterschiedliche Erklärungen, dafür, dass unsere Ergebnisse nicht mit denen der Literatur und unseren Erwartungen einhergehen.

Erstens ist unsere Patientenanzahl begrenzt. Hierbei kann es zu einer statistischen Verzerrung kommen, weshalb eine Untersuchung in einer größeren Patientengruppe notwendig ist.

Zweitens wurden die Studien unterschiedlich durchgeführt. In der Studie von Figueiredo Sousa et al. wurde kein MoCA-Test absolviert, sondern der Digit Span Test, der WMS-R-Test sowie der Trail-Making-Test und es wurde die phonematische Sprachflüssigkeit überprüft. Außerdem wurden in dieser Studie die motorischen Funktionen durch einen 10-Meter-Gangtest, einen Mini-BESTest und einen Timed Up-and-Go [22] beurteilt. Hu et al. (2014) untersuchten die motorischen Fertigkeiten anhand der UPDRS, des Purdue-Pegboard-Tests, des Flamingo-Balance-Tests und des Push-and-Release-Tests. Diese unterschiedlichen Arten die kognitiven sowie motorischen Fähigkeiten zu erfassen, können ebenfalls die verschiedenartigen Ergebnisse erklären.

Die Studie von Bower et al. (2019), die das Sturzrisiko und den MoCA-Test verglich, wurde nicht an Parkinson-Patienten, sondern an Apoplexpatienten durchgeführt. Hier zeigte sich jedoch ein ähnliches Ergebnis wie in unserer Studie.

Es sollten weitere Studien folgen, welche sich mit der Korrelation der kognitiven Leistung und des Sturzrisikos bei Patienten mit Morbus Parkinson beschäftigen.

Des Weiteren ist zu beachten, dass in unserer Studie in der Nicht-Sturzgruppe in der ersten Untersuchung acht Patienten und in der zweiten Untersuchung elf Patienten laut MoCA-Test keine kognitiven Einschränkungen hatten. Dies entspricht ebenfalls nicht

unseren Erwartungen, da es sich um eine Erkrankung handelt, bei der es zu einer progressiven Verschlechterung kommt. Diese unerwarteten Ergebnisse sind am ehesten darauf zurückzuführen, dass der Test zu beiden Zeitpunkten durch unterschiedliche Untersucher durchgeführt wurde.

5.2.9. Zusammenhang der Ablenkung und eines Sturzereignisses

Unter Berücksichtigung der Boxplots, welche in dieser Arbeit abgebildet sind, zeigt sich bei vielen Parametern eine tendenzielle Verschlechterung, wenn die Patienten abgelenkt waren, auch wenn diese häufig nicht signifikant war. Zudem zeigt sich, dass die Ablenkung eher auf die bereits gestürzten Patienten Einfluss hat.

In der heutigen Literatur wurde bereits häufig auf den Einfluss von Doppelaufgaben (Dual-Tasking) auf das Gangbild hingewiesen. So haben Raffegau et al. (2019) in einer Metaanalyse von 19 Studien einen negativen Effekt von Doppelaufgaben auf das Gangbild feststellen können. Hier zeigte sich ebenfalls, dass es keinen Unterschied macht, ob die zweite Aufgabe aus dem Bereich der Arithmetik, der Sprache oder der Motorik kommt [42].

Vance et al. (2015) untersuchte retrospektiv leicht und mittelschwer betroffene Parkinson-Patienten. In dieser Studie wurden Patienten unterschiedlichen Timed-Up-and-Go-Tests unterzogen. Das Kollektiv von 36 Patienten wurde in 2 Gruppen aufgeteilt. Jene, die in den letzten 6 Monaten gestürzt waren (n=17), und jene, die noch keinen Sturz erlitten hatten (n=19). Die Untersuchung zeigte, dass beim Timed-Up-and-Go-Test eine kognitive Ablenkung sich stärker auf Sturz- als auf Nicht-Sturzpatienten auswirkte [55]. Beim Timed-Up-and-Go-Test ist die motorische Anforderung größer als bei einer 2-minütigen Gehstrecke, weshalb sich hier Unterschiede in der Ablenkung gegebenenfalls deutlicher zeigen.

In unserer Arbeit zeigte die Schrittlänge signifikante Unterschiede bei kognitiver und motorischer Ablenkung. So ist die Schrittlänge in der U2 signifikant kürzer in der Sturzgruppe im Vergleich zur Nicht-Sturzgruppe bei beiden Ablenkungsformen. In der U1 war bereits die Schrittlänge von den zukünftigen Sturzpatienten bei motorischer Ablenkung in der G2 verkürzt in Bezug auf G1. Auch dies weist auf ein protektives Gangbild hin.

Salazar et al. (2017) verglichen in ihrer Studie gesunde Patienten mit Parkinson-Patienten. Für diese Studie mussten die Patienten während des Laufens den sogenannten „Oral-Trail-Making-Test“ durchführen. Hierzu haben die Patienten Ziffern und Buchstaben alternierend und in aufsteigender Reihenfolge aufgesagt

(zum Beispiel:1-A-2-B-3-C...). Hier konnte festgestellt werden, dass die Schrittlänge sowie die Schrittgeschwindigkeit bei Parkinson-Patienten signifikant kürzer/langsamer während der Doppelaufgabe war als bei den gesunden Probanden [48]. Bei Rochester et al. (2014) mussten die Patienten, wie in unseren Studien, zwei Minuten am Stück laufen, während sie in Dreierschritten rückwärts zählen sollten. Hier zeigte sich ebenfalls eine Verkürzung der Schrittlänge bei der Doppelaufgabe [46]. Dies stimmt mit unseren Ergebnissen überein.

Das Dual-Tasking führt also zu einem vorsichtigeren Gehen mit einer verkürzten Schrittlänge.

Die Schwung- und Standphasen waren ebenfalls mit kognitiver Ablenkung innerhalb der Sturzgruppe zwischen U1 und U2 signifikant verkürzt respektive verlängert. Zu dieser Erkenntnis sind ebenfalls Stegmüller et al. (2014) gekommen. Für diese Studie mussten die Patienten als Doppelaufgabe rechnen. Neben der verlängerten Standphase wurden ebenfalls eine verlangsamte Schrittgeschwindigkeit und eine verkürzte Schrittlänge festgestellt [54].

Die maximale Unterschenkelgeschwindigkeit war in unserer Studie in allen drei Ablenkungsformen in der U2 signifikant langsamer in der Sturzgruppe im Vergleich zur Nicht-Sturzgruppe. Die Range-of-Motion des Unterschenkels war in dieser Arbeit nur bei motorischer Ablenkung in der Sturzgruppe kleiner während der zweiten Untersuchung im Vergleich zu G1. Die aktuelle Studienlage ist jedoch unzureichend in Bezug auf die Unterschenkelbewegung. Hier lohnt es sich in zukünftigen Studien mehr Beachtung auf die Bewegung der Unterschenkel von Parkinson-Patienten zu legen.

Zudem zeigt unsere Studie, dass die Bewegung des Rumpfes (RoM in sagittaler und horizontaler Ebene sowie die maximale horizontale Rumpfgeschwindigkeit) bei motorischer Ablenkung größer ist bei jenen, die schon einen Sturz erlitten haben, in Bezug auf jene, die noch nicht gestürzt sind. Rochester et al. (2014) konnten ebenfalls eine Verschlechterung der posturalen Stabilität bei Doppelaufgaben feststellen [46]. Dies stützt unsere Ergebnisse.

Auffällig ist, dass vor allem die Asymmetrie mehrerer Parameter nur in der Messung ohne Ablenkung signifikant schlechter in der Sturzgruppe ist im Vergleich zur Nicht-Sturzgruppe, worauf bereits in Kapitel 5.2.5 eingegangen wurde.

Zudem zeigte sich, dass die Parameter der Drehung ebenfalls nur signifikant verschieden waren, wenn kein Dual-Tasking erfolgte. Für die Parameter der Drehung scheinen Doppelaufgaben also keine zusätzlichen Informationen zu ermöglichen.

Zusammenfassend hat das Dual-Tasking auf verschiedenste Parameter einen negativen Einfluss. Primär auf die Schrittlänge, die Bewegungen der Unterschenkel sowie des Rumpfes. Die Asymmetrie der Parameter ist in unseren Studien jedoch ohne Ablenkung signifikant größer in der Sturzgruppe im Vergleich zur Nicht-Sturzgruppe.

5.3. Zusammenfassung der Diskussion und Ausblick

Unsere Studie ermöglichte uns einen Einblick in die signifikanten Unterschiede einzelner Parameter der Ganganalyse mittels tragbarer Sensoren bei Patienten mit Morbus Parkinson.

Besonders die Unterschiede zwischen der Sturz- und der Nicht-Sturzgruppe, welche bereits vor einem Sturzereignis retrospektiv festzustellen waren, sind von klinischer Relevanz. Die Verkürzung der Schrittlänge, die Parameter der Drehung (verlängerte Drehzeit, erhöhte Anzahl der Schritte und eine erhöhte Schrittzeit) sowie die Verringerung der RoM der Unterschenkel scheinen einen prädiktiven Wert in Bezug auf Stürze zu haben. Zudem scheint der motorische Teil der UPDRS möglicherweise einen Voraussagewert für zukünftige Stürze zu haben.

Mit dieser Erkenntnis können Untersucher bei Auftreten der oben genannten Verschlechterungen eine spezifischere Betreuung des Patienten veranlassen, um somit Stürze und deren Konsequenzen zu vermeiden.

Ob die Parameter einen bestimmten Prozentsatz der Verschlechterung durchleben müssen oder ob es einen gewissen Schwellenwert geben soll, muss in weiteren Studien mit einer größeren Fallzahl ermittelt werden.

Jedoch nicht nur vor dem Sturz konnten signifikante Unterschiede zwischen den beiden Gruppen ermittelt werden, auch nach dem Sturz waren mehrere Parameter verschieden. Besonders die Parameter der Asymmetrie waren in der Sturzgruppe signifikant schlechter als in der Nicht-Sturzgruppe. Dies deutet darauf hin, dass das Gangbild nach einem Sturz asymmetrischer wird. Außerdem war auch in diesem Vergleich in der Sturzgruppe in Bezug auf die Nicht-Sturzgruppe die Schrittlänge verkürzt und die Bewegung der Unterschenkel vermindert. In meiner

Literaturrecherche habe ich festgestellt, dass der Bewegung der Unterschenkel bei Parkinson-Patienten bisher nicht viel Beachtung geschenkt wurde. Dieser Parameter sollte in zukünftigen Studien näher untersucht werden.

Außerdem konnten wir nachweisen, dass nach einem Sturz die Standphase verlängert und die Schwungphase verkürzt ist im Vergleich zu den Werten vor dem Sturz. Zusätzlich ist nach dem Sturz die Angst vor Stürzen im Alltag (FES-I) größer. Da dieser Wert sich lediglich in der Nicht-Sturzgruppe signifikant verschlechtert hat, scheint vor allem das Sturzereignis diesen Wert zu beeinflussen.

Zudem ist aufgefallen, dass das Dual-Tasking einen größeren Einfluss auf die Sturzpatienten als auf die Nicht-Sturzpatienten hat (vor und nach einem Sturz). Besonderen Einfluss haben Doppelaufgaben auf die Schrittlänge sowie auf die Bewegung des Rumpfes und der Unterschenkel.

Es ist wichtig diese Parameter ausfindig zu machen, um vor einem möglichen Sturz eine vermehrte Betreuung des Patienten zu organisieren und somit mögliche fatale Folgen zu verhindern. So kann zum Beispiel eine vermehrte Physiotherapie mit Gangschule, Polsterung der vulnerablen Körperteile (zum Beispiel Hüftpolsterung) oder eine Optimierung der Parkinson-Medikation erfolgen.

Abschließend ist zu betonen, dass durch unsere Studie mit Ganganalyse mittels tragbarer Sensoren Parameter herauskristallisiert werden konnten, welche einen zukünftigen Sturz voraussagen können. Jedoch werden weitere Studien mit einer größeren Fallzahl benötigt, um dies genauer zu erläutern. Diese sollten sich vor allem auf die Parameter der Drehung, die Schrittlänge sowie die Bewegung der Unterschenkel und des Dual-Taskings konzentrieren.

6. Literaturverzeichnis

1. APDM (2013) Mobility Lab User's Guide. 1–98
2. APDM (2018) Mobility Lab User's Guide Hardware. 1–32
3. Baltadjieva R, Giladi N, Gruendlinger L, Peretz C, Hausdorff JM (2006) Marked alterations in the gait timing and rhythmicity of patients with de novo Parkinson's disease. *Eur J Neurosci* 24:1815–1820
4. Bessou P, Dupui P, Montoya R, Pages B (1988) Simultaneous recording of longitudinal displacements of both feet during human walking. *J Physiol (Paris)* 83:102–110
5. Bloem BR, Bhatia KP (2004) Gait and balance in basal ganglia disorders. Oxford University Press Inc., New York, 173-202
6. Blümlein H, Bodem F, Brüssatis F (2008) Anwendung eines computergesteuerten kinematisch-elektromyographischen Bewegungsanalysesystems zur Untersuchung des Gehverhaltens gesunder Probanden auf der Laufstrecke und auf der Rollgehbahn. *Z Orthop Unfall* 120:283–293
7. Bower K, Thilarajah S, Pua YH, Williams G, Tan D, Mentiplay B, Denehy L, Clark R (2019) Dynamic balance and instrumented gait variables are independent predictors of falls following stroke. *J Neuroeng Rehabil* 16:1–9
8. Bryant MS, Rintala DH, Hou JG, Charness AL, Fernandez AL, Collins RL, Baker J, Lai EC, Protas EJ (2011) Gait variability in Parkinson's disease: Influence of walking speed and dopaminergic treatment. *Neurol Res* 33:959–964
9. Ceballos-Baumann AO (2015) Idiopathisches Parkinson-Syndrom: Grundlagen, Medikamente und Therapieeinleitung, in A.o. Ceballos-Baumann u. B. Conrad (Hrsg.): *Bewegungsstörungen*, 2015, 2. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart: Thieme, S. 33-46
10. Delbaere K, Close JCT, Mikolaizak AS, Sachdev PS, Brodaty H, Lord SR (2010) The Falls Efficacy Scale International (FES-I). A comprehensive longitudinal validation study. *Age Ageing* 39:210–216
11. Deuschl G, Oertel WH, Poewe W (2012) Parkinson-Syndrome und andere Bewegungsstörungen. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 35-36
12. Dias N, Kempen GIJM, Todd CJ, Beyer N, Freiburger E, Piot-Ziegler C, Yardley L, Hauer K (2006) Die deutsche Version der Falls Efficacy Scale-International Version (FES-I). *Zeitschrift für Gerontol und Geriatr* 39:297–300
13. Dillmann U, Ohlmann D, Fuß G, Krick C, Grundmann M, Moringlane JR, Schimrigk K (1996) Ganganalyse bei Gesunden und Patienten mit Morbus

- Parkinson. EEG-EMG Zeitschrift für Elektroenzephalographie Elektromyographie und verwandte Gebiete 27:158–163
14. Dorsey ER, Constantinescu R, Thompson JP, Biglan KM, Holloway RG, Kieburtz K, Marshall FJ, Ravina BM, Schifitto G, Siderow FA, Tanner CM (2007) Projected number of people with Parkinson's disease in the most populous nations, 2005 through 2030. *Neurology* 68:384–386
 15. Ebersbach G, Sojer M, Valldeoriola F, Wissel J, Müller J, Tolosa E, Poewe W (1999) Comparative analysis of gait in Parkinson's disease, cerebellar ataxia and subcortical arteriosclerotic encephalopathy. *Brain* 122:1349–1355
 16. Ehrhardt A, Hostettler P, Widmer L, Reuter K, Petersen JA, Straumann D, Filli L (2020) Fall-related functional impairments in patients with neurological gait disorder. *Sci Rep* 10:1–10
 17. Figueiredo Sousa NM, Macedo RC (2019) Relationship between cognitive performance and mobility in patients with Parkinson's disease: A cross-sectional study. *Dement e Neuropsychol* 13:403–409
 18. Freitas S, Simões MR, Alves L, Santana I (2013) Montreal Cognitive Assessment (MoCA): Validation study for Mild Cognitive Impairment and Alzheimer's Disease. *Alzheimer Dis Assoc Disord* 27:37–43
 19. Ganga G, Alty JE, Clissold BG, Mccoll CD, Reardon KA, Schiff M, Kempster PA (2013) Longitudinal study of levodopa in Parkinson's disease: Effects of the advanced disease phase. *Mov Disord* 28:476–481
 20. Hausdorff JM (2009) Gait dynamics in Parkinson's disease: Common and distinct behavior among stride length, gait variability, and fractal-like scaling. *Chaos An Interdisciplinary J Nonlinear Sci* 19:26113-1-26113–14
 21. Hollman JH, Kovash FM, Kubik JJ, Linbo RA (2007) Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait Posture* 26:113–119
 22. Hu MTM, Szewczyk-Królikowski K, Tomlinson P, Nithi K, Rolinski M, Murray C, Talbot K, Ebmeier KP, Mackay CE, Ben-Shlomo Y (2014) Predictors of cognitive impairment in an early stage Parkinson's disease cohort. *Mov Disord* 29:351–359
 23. Jacobs J V., Earhart GM, McNeely ME (2016) Can postural instability tests improve the prediction of future falls in people with Parkinson's disease beyond knowing existing fall history? *J Neurol* 263:133–139
 24. Jehu D, Nantel J (2018) Fallers with Parkinson's disease exhibit restrictive trunk control during walking. *Gait Posture* 65:246–250
 25. Kempen GIJM, Todd CJ, Van Haastregt JCM, Rixt Zijlstra GA, Beyer N, Freiberger E, Hauer KA, Piot-Ziegler C, Yardley L (2007) Cross-cultural

- validation of the Falls Efficacy Scale International (FES-I) in older people: Results from Germany, the Netherlands and the UK were satisfactory. *Disabil Rehabil* 29:155–162
26. Knutsson E (1972) An analysis of Parkinsonian gait. *Brain* 95:475–486
 27. Krämer Jasmin (2006) Analyse des Gangmusters von Probanden mit und ohne Hyperechogenität der Substantia nigra im transkraniellen Ultraschall. Universität des Saarlandes
 28. Lewek MD, Poole R, Johnson J, Halawa O, Huang X (2010) Arm swing magnitude and asymmetry during gait in the early stages of Parkinson's disease. *Gait Posture* 31:256–260
 29. Morris ME, Iansek R, Matyas T, Summers J (1998) Abnormalities in the stride length-cadence relation in Parkinsonian gait. *Mov Disord* 13:61–69
 30. Morris ME, Huxham F, McGinley J, Dodd K, Iansek R (2001) The biomechanics and motor control of gait in Parkinson's disease. *Clin Biomech* 16:459–470
 31. Morris R, Stuart S, Mcbarron G, Fino PC, Mancini M, Curtze C (2019) Validity of mobility lab (version 2) for gait assessment in young adults, older adults and Parkinson's disease. *Physiol Meas* 40:95003
 32. Müller T (2017) Parkinson-Syndrom: Diagnose und Symptome. *Heilberufe* 69:31–34
 33. Müngersdorf M, Reichmann H (1999) Gangstörungen. *Internist* 40:83–93
 34. Nasreddine Z (2012) MoCA – Alternative Version 3. URL: <https://www.mocatest.org/paper/>
 35. Nelson AJ, Zwick D, Brody S, Doran C, Pulver L, Roosz G, Sadownick M, Nelson R, Rothman J (2002) The validity of the GaitRite and the functional ambulation performance scoring system in the analysis of Parkinson gait. *NeuroRehabilitation* 17:255–262
 36. Nocera JR, Stegemöller EL, Malaty IA, Okun MS, Marsiske M, Hass CJ (2013) Using the timed up & go test in a clinical setting to predict falling in Parkinson's disease. *Arch Phys Med Rehabil* 94:1300–1305
 37. Park A, Stacy M (2009) Non-motor symptoms in Parkinson's disease. *J Neurol* 256:293–298
 38. Parkinson J (2002) An essay on the shaking palsy [reprint of monograph published by Sherwood, Neely, and Jones, London, 1817]. *J Neuropsychiatry Clin Neurosci* 14:223–236
 39. 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. *Mov Disord* 22:1892–1900
 40. Pirker W, Katzenschlager R (2017) Gait disorders in adults and the elderly. A

- clinical guide. *Wien Klin Wochenschr* 129:81–95
41. 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. *Exp Brain Res* 181:561–570
 42. Raffegeau TE, Krehbiel LM, Kang N, Thijs FJ, Altmann LJP, Cauraugh JH, Hass CJ (2019) A Meta-Analysis: Parkinson's Disease and Dual-Task Walking. *Parkinsonism Relat Disord* 62:28–35
 43. Rahman S, Griffin HJ, Quinn NP, Jahanshahi M (2011) On the Nature of Fear of Falling in Parkinson's Disease. *Behav Neurol* 24:219–228
 44. Rijntjes M (2017) Neue Studien zum Parkinson-Syndrom. *DNP - Der Neurol Psychiater* 18:16–18
 45. Roalf DR, Moberg PJ, Xie SX, Wolk DA, Moelter ST, Arnold SE (2013) Comparative accuracies of two common screening instruments for classification of Alzheimer's disease, mild cognitive impairment, and healthy aging. *Alzheimer's Dement* 9:529–537
 46. Rochester L, Galna B, Lord S, Burn D (2014) The nature of dual-task interference during gait in incident Parkinson's disease. *Neuroscience* 265:83–94
 47. Roggendorf J, Chen S, Baudrexel S, van de Loo S, Seifried C, Hilker R (2012) Arm swing asymmetry in Parkinson's disease measured with ultrasound based motion analysis during treadmill gait. *Gait Posture* 35:116–120
 48. 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
 49. Santanna A, Salarian A, Wickstrom N (2011) A new measure of movement symmetry in early parkinsons disease patients using symbolic processing of inertial sensor data. *IEEE Trans Biomed Eng* 58:2127–2135
 50. Schaedler S (2018) Skoliose dreidimensional behandeln. München. URL: <https://www.stefan-schaedler.ch/wp-content/uploads/2018/10/Schädler-2018-Mini-BESTest.pdf>
 51. Schrag A, Choudhury M, Kaski D, Gallagher DA (2015) Why do patients with Parkinson's disease fall? A cross-sectional analysis of possible causes of falls. *npj Park Dis* 1:1–6
 52. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH (2014) PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 4th edition. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
 53. Son M, Youm C, Cheon S, Kim J, Lee M, Kim Y, Kim J, Sung H (2017) Evaluation of the turning characteristics according to the severity of Parkinson

- disease during the timed up and go test. *Aging Clin Exp Res* 29:1191–1199
54. Stegemöller EL, Wilson JP, Hazamy A, Shelley MC, Okun MS, Altmann LJP, Hass CJ (2014) Associations Between Cognitive and Gait Performance During Single- and Dual-Task Walking in People With Parkinson`s Disease. *Phys Ther* 94:757–766
 55. 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`s disease. *Phys Ther* 95:95–102
 56. Winter DA (1988) *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. University of Waterloo Press, Waterloo, Ontario, 3-11
 57. Yardley L, Beyer N, Hauer K, Kempen G, Piot-Ziegler C, Todd C (2005) Development and initial validation of the Falls Efficacy Scale-International (FES-I). *Age Ageing* 34:614–619
 58. Whitepaper Mobiliy Lab by APDM. URL: <https://www.apdm.com/wp-content/uploads/2015/05/02-Mobility-Lab-Whitepaper.pdf>
 59. www.apdm.com/mobility. URL: <http://apdm.com/wp-content/uploads/2014/05/APAAAnalysis-e1430339443958.png>

7. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Beteiligten dieser Arbeit bedanken.

Ich bedanke mich bei Prof. Dr. med. Klaus Faßbender, Direktor der Klinik für Neurologie am Uniklinikum des Saarlandes, für die Bereitstellung der Räume und Materialien.

Ein besonderes Dankeschön gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. med. Klaus-Ulrich Dillmann, Oberarzt der Abteilung der Neurologie des Universitätsklinikums des Saarlandes, für die Überlassung dieses Dissertationsthemas sowie die geduldige Betreuung und Unterstützung bei der Planung und der Durchführung meiner Arbeit.

Für die Beratung meiner statistischen Auswertung möchte ich mich bei Herrn Mathias Rubly, Dipl.-Physiker der Klinik für Psychiatrie und Psychosomatik, und Frau Gudrun Wagenpfeil, Diplom-Statistikerin in der Biometrie, des Universitätsklinikums des Saarlandes, bedanken.

Für die freundliche Zusammenarbeit bedanke ich mich herzlich bei allen Medizinisch-Technischen Assistenten der EMG-Abteilung der Klinik für Neurologie, besonders bei Frau Aileen Herrmann.

Ein großes Dankeschön gilt allen Patienten dieser Studie für die freiwillige und motivierte Teilnahme sowie den Angehörigen, die sie häufig zu den Untersuchungen begleitet haben.

Außerdem gilt ein großer Dank meiner Kommilitonin Alina Skinja für die freundliche Einarbeitung in die Ausführung der Ganganalyse sowie in das Programm von Mobility Lab by APDM.

Bedanken möchte ich mich auch bei meiner gesamten Familie, meinem Freund Tobias und meinen Freunden, die mich über diesen gesamten Zeitraum tatkräftig unterstützt haben.

Abschließend noch ein herzliches Dankeschön an Frank Olthoff für das ausführliche Korrigieren der Rechtsschreibfehler.

8. Lebenslauf

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

9. Anhang

9.1. Fragebögen

Tab. 1 FES-I [12]

Alltagsaktivitäten	Keine Bedenken	Einige Bedenken	Ziemliche Bedenken	Sehr viele Bedenken
Den Hausputz machen	1	2	3	4
Sich an-oder ausziehen	1	2	3	4
Einfache Mahlzeiten zubereiten	1	2	3	4
Ein Bad nehmen oder duschen	1	2	3	4
In einem Laden einkaufen	1	2	3	4
Von einem Stuhl aufstehen oder sich hinsetzen	1	2	3	4
Eine Treppe hinauf- oder hinuntergehen	1	2	3	4
In der Nähe der Wohnung draußen umhergehen	1	2	3	4
Etwas erreichen, was sich oberhalb des Kopfes oder auf dem Boden befindet	1	2	3	4
Das Telefon erreichen, bevor es aufhört zu klingeln	1	2	3	4
Auf einer rutschigen Oberfläche gehen	1	2	3	4
Einen Freund oder Verwandten besuchen	1	2	3	4
In einer Menschenmenge umhergehen	1	2	3	4
Auf unebenem Boden gehen	1	2	3	4
Eine Steigung hinauf- oder hinuntergehen	1	2	3	4
Eine Veranstaltung besuchen	1	2	3	4

Abb. 2: MoCA-Test deutsche Version 3 [34]

NAME :
Education : Date of birth :
Sex : DATE :

VISUOSPATIAL / EXECUTIVE							POINTS
<p style="text-align: center;">Copy cylinder</p>	Draw CLOCK (Ten past nine) (3 points)					[] /5	
NAMING							
							___/3
MEMORY	Read list of words, subject must repeat them. Do 2 trials, even if 1st trial is successful. Do a recall after 5 minutes.	TRAIN	EGG	HAT	CHAIR	BLUE	No points
		1st trial					
		2nd trial					
ATTENTION	Read list of digits (1 digit/ sec.). Subject has to repeat them in the forward order [] 5 4 1 8 7 Subject has to repeat them in the backward order [] 1 7 4						___/2
Read list of letters. The subject must tap with his hand at each letter A. No points if ≥ 2 errors		[] FBACMNAAJKLBAFAKDEAAAJAMOFAB					___/1
Serial 7 subtraction starting at 80 [] 73 [] 66 [] 59 [] 52 [] 45		4 or 5 correct subtractions: 3 pts, 2 or 3 correct: 2 pts, 1 correct: 1 pt, 0 correct: 0 pt					___/3
LANGUAGE	Repeat : She heard his lawyer was the one to sue after the accident. [] The little girls who were given too much candy got stomach aches. []						___/2
Fluency / Name maximum number of words in one minute that begin with the letter B [] ____ (N ≥ 11 words)							___/1
ABSTRACTION	Similarity between e.g. banana - orange = fruit [] eye - ear [] trumpet - piano						___/2
DELAYED RECALL	Has to recall words WITH NO CUE	TRAIN	EGG	HAT	CHAIR	BLUE	Points for UNCUEDE recall only
		[]	[]	[]	[]	[]	
Optional	Category cue						
		Multiple choice cue					
ORIENTATION	[] Date [] Month [] Year [] Day [] Place [] City						___/6
Adapted by : Z. Nasreddine MD, N. Phillips PhD, H. Chertkow MD © Z.Nasreddine MD www.mocatest.org		Normal ≥ 26 / 30					TOTAL ___/30
Administered by: _____		Add 1 point if ≤ 12 yr edu					

Tab. 3: motorischer Teil der UPDRS

Quelle: <https://www.neuromobil.ch/media/doc/updrs.pdf> / 2016

Sprache	
Keine Sprachprobleme	0
Verlust von Modulation, Diktion oder Lautstärke, alle Wörter sind aber noch leicht zu verstehen	1
Verlust von Modulation, Diktion oder Lautstärke mit einigen unklaren Wörtern, aber insgesamt leicht verständlichen Sätzen.	2
Sprache ist schwer zu verstehen, da einige, jedoch nicht die meisten Sätze schlecht zu verstehen sind	3
Der Großteil des Gesprochenen ist schwer zu verstehen oder unverständlich.	4
Gesichtsausdruck	
Normaler Gesichtsausdruck.	0
Minimaler maskenhafter Gesichtsausdruck, der sich nur durch die reduzierte Frequenz des Augenblinzeln manifestiert.	1
Zusätzlich zu der reduzierten Frequenz des Augenblinzeln zeigt sich ein maskenhafter Gesichtsausdruck auch im unteren Teil des Gesichts mit spärlichen Bewegungen im Mundbereich, wie etwa weniger spontanes Lächeln. Der Mund steht jedoch nicht offen.	2
Maskenhafter Gesichtsausdruck mit zeitweise geöffnetem Mund, wenn nicht gesprochen wird.	3
Maskenhafter Gesichtsausdruck mit überwiegend geöffnetem Mund, wenn nicht gesprochen wird.	4
Ruhetremor	
Ruhetremor - Gesicht	
Kein	0
Leicht bis selten vorhanden	1
Geringe Amplitude persistierend; oder mäßige Amplitude, aber nur intermittierend auftretend.	2
Mäßige Amplitude, die meiste Zeit vorhanden.	3
Ausgeprägte Amplitude, die meiste Zeit vorhanden.	4
Ruhetremor - rechte Hand	
Kein	0
Leicht bis selten vorhanden.	1
Geringe Amplitude persistierend; oder mäßige Amplitude, aber nur intermittierend auftretend.	2
Mäßige Amplitude, die meiste Zeit vorhanden.	3
Ausgeprägte Amplitude, die meiste Zeit vorhanden.	4
Ruhetremor - linke Hand	
Kein	0
Leicht bis selten vorhanden.	1
Geringe Amplitude persistierend; oder mäßige Amplitude, aber nur intermittierend auftretend.	2
Mäßige Amplitude, die meiste Zeit vorhanden.	3
Ausgeprägte Amplitude, die meiste Zeit vorhanden.	4

Ruhetremor - rechter Fuß	
Kein	0
Leicht bis selten vorhanden.	1
Geringe Amplitude persistierend; oder mäßige Amplitude, aber nur intermittierend auftretend.	2
Mäßige Amplitude, die meiste Zeit vorhanden.	3
Ausgeprägte Amplitude, die meiste Zeit vorhanden.	4
Ruhetremor - linker Fuß	
Kein	0
Leicht bis selten vorhanden.	1
Geringe Amplitude persistierend; oder mäßige Amplitude, aber nur intermittierend auftretend.	2
Mäßige Amplitude, die meiste Zeit vorhanden.	3
Ausgeprägte Amplitude, die meiste Zeit vorhanden.	4
Aktions- oder Haltetremor der Hände	
Aktions- oder Haltungstremor der Hände - rechts	
Fehlt	0
Leicht; bei Bewegung vorhanden.	1
Mäßige Amplitude, bei Bewegung vorhanden.	2
Mäßige Amplitude, bei Beibehalten der Haltung und bei Bewegung vorhanden.	3
Ausgeprägte Amplitude; beim Essen störend.	4
Aktions- oder Haltungstremor der Hände - links	
Fehlt	0
Leicht; bei Bewegung vorhanden.	1
Mäßige Amplitude, bei Bewegung vorhanden.	2
Mäßige Amplitude, bei Beibehalten der Haltung und bei Bewegung vorhanden.	3
Ausgeprägte Amplitude; beim Essen störend.	4
Rigidität (Geprüft bei passiver Bewegung der großen Gelenke am sitzenden Patienten. Zahnradphänomen kann ignoriert werden)	
Rigidität - Nacken	
Fehlt.	0
Leicht oder nur erkennbar bei Aktivierung durch spiegelbildliche oder andere Bewegungen.	1
Leicht bis mäßig.	2
Ausgeprägt, voller Bewegungsumfang bleibt jedoch erreicht.	3
Stark; Schwierigkeit beim Ausführen aller Bewegungen.	4
Rigidität – rechte obere Extremität	
Fehlt.	0
Leicht oder nur erkennbar bei Aktivierung durch spiegelbildliche oder andere Bewegungen.	1

Leicht bis mäßig.	2
Ausgeprägt, jedoch voller Bewegungsumfang bleibt erreicht.	3
Stark; Schwierigkeit beim Ausführen aller Bewegungen.	4
Rigidität – linke obere Extremität	
Fehlt.	0
Leicht oder nur erkennbar bei Aktivierung durch spiegelbildliche oder andere Bewegungen.	1
Leicht bis mäßig.	2
Ausgeprägt, jedoch voller Bewegungsumfang bleibt erreicht.	3
Stark; Schwierigkeit beim Ausführen aller Bewegungen.	4
Rigidität – rechte untere Extremität	
Fehlt.	0
Leicht oder nur erkennbar bei Aktivierung durch spiegelbildliche oder andere Bewegungen.	1
Leicht bis mäßig.	2
Ausgeprägt, jedoch voller Bewegungsumfang bleibt erreicht.	3
Stark; Schwierigkeit beim Ausführen aller Bewegungen.	4
Rigidität – linke untere Extremität	
Fehlt.	0
Leicht oder nur erkennbar bei Aktivierung durch spiegelbildliche oder andere Bewegungen.	1
Leicht bis mäßig.	2
Ausgeprägt, jedoch voller Bewegungsumfang bleibt erreicht.	3
Stark; Schwierigkeit beim Ausführen aller Bewegungen.	4
Fingerklopfen (Patient berührt in rascher Reihenfolge und bei größtmöglicher Amplitude und mit jeder Hand gesondert den Daumen mit dem Zeigefinger)	
Fingerklopfen - rechts	
Normal.	0
Leichte Verlangsamung und/oder Verringerung der Amplitude.	1
Mäßig eingeschränkt. Eindeutige und frühzeitige Ermüdung. Bewegung kann gelegentlich unterbrochen werden.	2
Stark eingeschränkt. Verzögerter Start der Bewegungen oder Unterbrechung fortlaufender Bewegungen.	3
Kann die Aufgabe kaum ausführen.	4
Fingerklopfen - links	
Normal.	0
Leichte Verlangsamung und/oder Verringerung der Amplitude.	1
Mäßig eingeschränkt. Eindeutige und frühzeitige Ermüdung. Bewegung kann gelegentlich unterbrochen werden.	2
Stark eingeschränkt. Verzögerter Start der Bewegungen oder Unterbrechung fortlaufender Bewegungen.	3
Kann die Aufgabe kaum ausführen.	4
Handbewegungen (Patient öffnet und schließt die Hände in rascher Reihenfolge)	

bei größtmöglicher Amplitude und mit jeder Hand gesondert)	
Handbewegung rechts	
Normal.	0
Leichte Verlangsamung und/oder Verringerung der Amplitude.	1
Mäßig eingeschränkt. Eindeutige und frühzeitige Ermüdung. Bewegung kann gelegentlich unterbrochen werden.	2
Stark eingeschränkt. Verzögerter Start der Bewegungen oder Unterbrechung fortlaufender Bewegungen.	3
Kann die Aufgabe kaum ausführen.	4
Handbewegung links	
Normal.	0
Leichte Verlangsamung und/oder Verringerung der Amplitude.	1
Mäßig eingeschränkt. Eindeutige und frühzeitige Ermüdung. Bewegung kann gelegentlich unterbrochen werden.	2
Stark eingeschränkt. Verzögerter Start der Bewegungen oder Unterbrechung fortlaufender Bewegungen.	3
Kann die Aufgabe kaum ausführen.	4
Rasch wechselnde Bewegungen der Hände (Pronation-Supinationsbewegungen der Hände, vertikal oder horizontal, mit größtmöglicher Amplitude, beide Hände gleichzeitig)	
Rasch wechselnde Bewegungen der Hände - rechte Hand	
Normal.	0
Leichte Verlangsamung und/oder Verringerung der Amplitude.	1
Mäßig eingeschränkt. Eindeutige und frühzeitige Ermüdung. Bewegung kann gelegentlich unterbrochen werden.	2
Stark eingeschränkt. Verzögerter Start der Bewegungen oder Unterbrechung fortlaufender Bewegungen.	3
Kann die Aufgabe kaum ausführen.	4
Rasch wechselnde Bewegungen der Hände - linke Hand	
Normal.	0
Leichte Verlangsamung und/oder Verringerung der Amplitude.	1
Mäßig eingeschränkt. Eindeutige und frühzeitige Ermüdung. Bewegung kann gelegentlich unterbrochen werden.	2
Stark eingeschränkt. Verzögerter Start der Bewegungen oder Unterbrechung fortlaufender Bewegungen.	3
Kann die Aufgabe kaum ausführen.	4
Agilität der Beine (Der Patient klopft in rascher Reihenfolge mit der Ferse auf den Boden und hebt dabei das ganze Bein an. Die Amplitude soll mindestens 7,5 cm betragen)	
Normal.	0
Leichte Verlangsamung und/oder Verringerung der Amplitude.	1
Mäßig eingeschränkt. Eindeutige und frühzeitige Ermüdung. Bewegung kann gelegentlich unterbrochen werden.	2
Stark eingeschränkt. Verzögerter Start der Bewegungen oder Unterbrechung fortlaufender Bewegungen.	3
Kann die Aufgabe kaum ausführen.	4
Aufstehen vom Stuhl (Patient versucht mit vor der Brust verschränkten Armen von einem geradelehnigen Holz- oder Metallstuhl aufzustehen)	
Normal.	0

Langsam; kann mehr als einen Versuch benötigen.	1
Stößt sich an den Armlehnen hoch.	2
Neigt zum Zurückfallen und muss es eventuell mehrmals versuchen, kann jedoch ohne Hilfe aufstehen.	3
Kann ohne Hilfe nicht aufstehen.	4
Haltung	
Normal aufrecht.	0
Nicht ganz aufrecht, leicht vorgebeugte Haltung; könnte bei einem älteren Menschen normal sein.	1
Mäßig vorgebeugte Haltung; eindeutig abnorm, kann leicht zu einer Seite geneigt sein.	2
Stark vorgebeugte Haltung mit Kyphose; kann mäßig zu einer Seite geneigt sein.	3
Ausgeprägte Beugung mit extrem abnormer Haltung.	4
Gang	
Normal aufrecht.	0
Nicht ganz aufrecht, leicht vorgebeugte Haltung; könnte bei einem älteren Menschen normal sein.	1
Mäßig vorgebeugte Haltung; eindeutig abnorm, kann leicht zu einer Seite geneigt sein.	2
Stark vorgebeugte Haltung mit Kyphose; kann mäßig zu einer Seite geneigt sein.	3
Ausgeprägte Beugung mit extrem abnormer Haltung.	4
Haltungsstabilität (Reaktion auf plötzliches Verlagern nach hinten durch Ziehen an den Schultern des Patienten; der mit geöffneten Augen und leicht auseinanderstehenden Füßen geradesteht. Der Patient ist darauf vorbereitet)	
Normal	0
Retropulsion, gleicht aber ohne Hilfe aus.	1
Fehlen einer Haltungsreaktion; würde fallen, wenn er nicht vom Untersucher aufgefangen würde.	2
Sehr instabil; neigt dazu, spontan das Gleichgewicht zu verlieren.	3
Kann nicht ohne Unterstützung stehen.	4
Bradykinesie und Hypokinesie des Körpers (Kombination aus Langsamkeit, Zögern, verminderten Mitbewegungen der Arme, geringer Bewegungsamplitude und allgemeiner Bewegungsarmut)	
Keine.	
Minimale Verlangsamung, Bewegung wirkt beabsichtigt; könnte bei manchen Menschen normal sein. Möglicherweise herabgesetzte Amplitude.	
Leichte Verlangsamung und Bewegungsarmut, die eindeutig abnorm sind. Alternativ auch herabgesetzte Amplitude.	
Mäßige Verlangsamung und Bewegungsarmut oder Herabsetzung der Amplitude.	
Ausgeprägte Verlangsamung, Bewegungsarmut oder Herabsetzung der Amplitude.	

9.2. Deskriptive Statistik

Tab. 4: Deskriptive Statistik der Sturzgruppe

N = Anzahl der Patienten; Min = Minimum; Max = Maximum; Mittel = Mittelwert;
SD = Standardabweichung; .A = ohne Ablenkung; .kog = kognitive Ablenkung;
.mot = motorische Ablenkung

Parameter	N	Min	Max	Mittel	SD
RoM_Arm_Differenz_betroffen_A	4	-19,07	46,23	5,16	28,3
RoM_Arm_Differenz_betroffen_kog	5	-14,91	15,02	-4,07	11,8
RoM_Arm_Differenz_betroffen_mot	4	-4,28	3,18	,02	3,62
RoM_Arm_Differenz_nicht_betroffen_A	4	-,24	17,93	9,26	9,51
RoM_Arm_Differenz_nicht_betroffen_kog	5	-8,26	25,35	6,58	12,6
RoM_Arm_Differenz_nicht_betroffen_mot	4	-4,34	2,83	-,84	3,65
max_Armschwung_Differenz_betroffen_A	4	-143,5	337,6	40,22	207,
max_Armschwung_Differenz_betroffen_kog	5	-78,50	254,4	18,69	135,
max_Armschwung_Differenz_betroffen_mot	4	-25,09	16,43	-6,26	17,9
max_Armschwung_Differenz_nicht_betroffen_A	4	-101,0	247,6	17,10	159,
max_Armschwung_Differenz_nicht_betroffen_kog	5	-83,83	84,77	-10,9	67,4
max_Armschwung_Differenz_nicht_betroffen_mot	4	-61,80	19,17	-9,51	35,9
max_Schenkelgeschwindigkeit_Diff_betroffen_A	4	-111,0	87,60	-31,7	95,4
max_Schenkelgeschwindigkeit_Diff_betroffen_kog	5	-113,4	57,70	-23,6	75,9
max_Schenkelgeschwindigkeit_Diff_betroffen_mot	4	-109,3	52,00	-8,30	69,9
max_Schenkelgeschw_Diff_nicht_betroffen_A	4	-110,2	106,1	-13	93,3
max_Schenkelgeschw_Diff_nicht_betroffen_kog	5	-102,7	72,70	-19,1	65,1
max_Schenkelgeschw_Diff_nicht_betroffen_mot	4	-79,30	36,70	-10,4	50,3
RoM_Knie_Differenz_betroffen_A	4	-14,52	12,88	1,722	11,9
RoM_Knie_Differenz_betroffen_kog	5	-14,34	10,99	,7940	10,0
RoM_Knie_Differenz_betroffen_mot	4	-5,53	9,41	3,357	6,43
RoM_Knie_Differenz_nicht_betroffen_A	4	-13,90	13,58	1,992	12,6
RoM_Knie_Differenz_nicht_betroffen_kog	5	-16,97	14,96	,6760	12,3
RoM_Knie_Differenz_nicht_betroffen_mot	4	-4,74	14,15	4,152	7,89
RoM_Shank_Differenz_betroffen_A	4	-29,18	16,26	-2,01	20,4
RoM_Shank_Differenz_betroffen_kog	5	-31,04	16,52	-2,95	18,0
RoM_Shank_Differenz_betroffen_mot	4	-9,86	10,92	1,960	8,68
RoM_Shank_Differenz_nicht_betroffen_A	4	-27,80	16,44	-1,78	19,8
RoM_Shank_Differenz_nicht_betroffen_kog	5	-30,49	15,59	-3,31	17,5
RoM_Shank_Differenz_nicht_betroffen_mot	4	-11,52	7,99	,5150	8,53
Standphase_Differenz_betroffen_A	4	-1,17	5,97	2,945	3,12
Standphase_Differenz_betroffen_kog	5	,26	6,55	2,656	2,92
Standphase_Differenz_betroffen_mot	4	-,72	3,76	,8350	2,04
Standphase_Differenz_nicht_betroffen_A	4	-4,68	5,69	,2775	4,38
Standphase_Differenz_nicht_betroffen_kog	5	-2,29	6,42	,6060	3,40
Standphase_Differenz_nicht_betroffen_mot	4	-3,52	2,05	-,4625	2,29
Schwungphase_Differenz_betroffen_A	4	-5,97	1,17	-2,945	3,12
Schwungphase_Differenz_betroffen_kog	5	-6,55	-,26	-2,656	2,92

Schwungphase_Differenz_betroffen_mot	4	-3,76	,72	-,8350	2,04
Schwungphase_Differenz_nicht_betroffen_A	4	-5,41	4,68	-,2075	4,27
Schwungphase_Differenz_nicht_betroffen_kog	5	-6,28	2,29	-,5780	3,34
Schwungphase_Differenz_nicht_betroffen_mot	4	-2,05	3,52	,4625	2,29
Schrittgeschwindigkeit_Differenz_betroffen_A	4	-26,77	20,19	-4,192	19,9
Schrittgeschwindigkeit_Differenz_betroffen_kog	5	-24,57	15,04	-4,570	14,3
Schrittgeschwindigkeit_Differenz_betroffen_mot	4	-14,39	11,50	-1,475	10,5
Schrittgeschwindigkeit_Differenz_nicht_betroffen_A	4	-26,05	20,85	-3,755	19,9
Schrittgeschwindigkeit_Diff_nicht_betroffen_kog	5	-24,30	14,88	-4,520	14,1
Schrittgeschwindigkeit_Diff_nicht_betroffen_mot	4	-14,61	10,90	-1,535	10,4
Schrittlänge_stature_Differenz_betroffen_A	4	-27,38	20,59	-2,127	20,3
Schrittlänge_stature_Differenz_betroffen_kog	5	-28,94	20,01	-3,718	17,7
Schrittlänge_stature_Differenz_betroffen_mot	4	-11,28	12,97	-,1300	9,96
Schrittlänge_stature_Differenz_nicht_betroffen_A	4	-26,62	21,25	-1,667	20,2
Schrittlänge_stature_Differenz_nicht_betroffen_kog	5	-28,61	19,90	-3,664	17,5
Schrittlänge_stature_Differenz_nicht_betroffen_mot	4	-11,52	12,38	-,2075	9,78
RoM_Arm_betroffen_U1.A	4	5,09	32,26	18,42	14,0
RoM_Arm_betroffen_U2.A	7	3,59	51,31	16,80	16,9
RoM_Arm_betroffen_U1.kog	5	5,10	19,89	12,75	7,04
RoM_Arm_betroffen_U2.kog	7	4,06	20,58	8,724	5,91
RoM_Arm_betroffen_U1.mot	5	3,32	13,35	8,360	3,93
RoM_Arm_betroffen_U2.mot	5	8,22	12,49	9,474	1,71
RoM_Arm_nicht_betroffen_U1.A	4	4,79	57,88	20,54	25,2
RoM_Arm_nicht_betroffen_U2.A	7	4,55	60,28	25,18	18,6
RoM_Arm_nicht_betroffen_U1.kog	5	4,25	21,72	13,57	7,78
RoM_Arm_nicht_betroffen_U2.kog	7	3,93	46,56	16,86	16,5
RoM_Arm_nicht_betroffen_U1.mot	5	3,43	13,33	9,147	4,28
RoM_Arm_nicht_betroffen_U2.mot	5	8,13	12,36	10,18	1,88
max_Armschwunggeschw_betroffen_U1.A	4	52,30	290,1	159,1	101
max_Armschwunggeschw_betroffen_U2.A	7	38,69	389,9	145,0	118
max_Armschwunggeschw_betroffen_U1.kog	5	43,38	191,4	113,6	66,1
max_Armschwunggeschw_betroffen_U2.kog	7	30,49	304,0	117,0	90,5
max_Armschwunggeschw_betroffen_U1.mot	5	30,72	100,5	69,22	28,3
max_Armschwunggeschw_betroffen_U2.mot	5	53,45	96,10	77,29	15,5
max_Armschwunggeschw_nicht_betroffen_U1.A	4	66,82	403,1	195,6	153
max_Armschwunggeschw_nicht_betroffen_U2.A	7	42,93	341,3	170,0	119
max_Armschwunggeschw_nicht_betroffen_U1.kog	5	39,79	302,5	135,2	100
max_Armschwunggeschw_nicht_betroffen_U2.kog	7	41,14	239,4	111,4	73,4
max_Armschwunggeschw_nicht_betroffen_U1.mot	5	36,39	167,3	80,82	52,0
max_Armschwunggeschw_nicht_betroffen_U2.mot	5	53,10	105,5	85,64	20,2
max_Schenkelgeschwindigkeit_betroffen_U1.A	4	305,1	442,7	368,6	56,7
max_Schenkelgeschwindigkeit_betroffen_U2.A	7	245,9	457,4	313,9	72,8
max_Schenkelgeschwindigkeit_betroffen_U1.kog	5	228,0	419,1	332,0	70,3

max_Schenkelgeschwindigkeit_betroffen_U2.kog	7	196,4	420,8	284,3	76,1
max_Schenkelgeschwindigkeit_betroffen_U1.mot	4	246,4	421,0	334,6	74,9
max_Schenkelgeschwindigkeit_betroffen_U2.mot	6	230,7	415,9	303,3	67,2
max_Schenkelgeschw_nicht_betroffen_U1.A	4	348,8	442,6	389,4	43,8
max_Schenkelgeschw_nicht_betroffen_U2.A	7	221,6	514,0	332,0	101
max_Schenkelgeschw_nicht_betroffen_U1.kog	5	278,6	413,0	361,6	56,0
max_Schenkelgeschw_nicht_betroffen_U2.kog	7	196,0	482,2	304,1	101
max_Schenkelgeschw_nicht_betroffen_U1.mot	6	218,20	450,50	329,08	78,83
max_Schenkelgeschw_nicht_betroffen_U2.mot	4	293,5	429,7	370,7	63,0
RoM_Knie_betroffen_U1.A	4	42,05	59,93	48,44	7,92
RoM_Knie_betroffen_U2.A	7	32,53	60,49	47,77	10,8
RoM_Knie_betroffen_U1.kog	5	35,25	58,25	46,19	8,22
RoM_Knie_betroffen_U2.kog	7	29,89	54,94	44,69	10,1
RoM_Knie_betroffen_U1.mot	5	35,13	58,83	45,59	8,54
RoM_Knie_betroffen_U2.mot	5	44,40	53,30	48,40	3,88
RoM_Knie_nicht_betroffen_U1.A	4	49,60	56,31	53,	3,15
RoM_Knie_nicht_betroffen_U2.A	7	40,89	68,54	51,36	11,0
RoM_Knie_nicht_betroffen_U1.kog	5	48,77	58,91	52,56	4,18
RoM_Knie_nicht_betroffen_U2.kog	7	36,69	63,73	49,25	11,2
RoM_Knie_nicht_betroffen_U1.mot	5	48,55	58,48	51,58	4,04
RoM_Knie_nicht_betroffen_U2.mot	5	43,61	62,70	53,40	8,99
RoM_Schenkel_betroffen_U1.A	4	62,11	79,18	70,93	7,34
RoM_Schenkel_betroffen_U2.A	7	44,86	84,67	64,80	16,4
RoM_Schenkel_betroffen_U1.kog	5	52,83	78,20	68,80	10,0
RoM_Schenkel_betroffen_U2.kog	7	39,58	82,87	60,17	17,0
RoM_Schenkel_betroffen_U1.mot	5	52,24	78,64	67,80	9,98
RoM_Schenkel_betroffen_U2.mot	5	44,74	77,17	64,70	13,8
RoM_Schenkel_nicht_betroffen_U1.A	4	65,57	78,55	72,85	5,48
RoM_Schenkel_nicht_betroffen_U2.A	7	47,21	88,72	66,73	16,6
RoM_Schenkel_nicht_betroffen_U1.kog	5	57,87	80,20	71,79	8,68
RoM_Schenkel_nicht_betroffen_U2.kog	7	40,96	87,16	62,58	17,7
RoM_Schenkel_nicht_betroffen_U1.mot	5	57,95	79,53	71,29	9,02
RoM_Schenkel_nicht_betroffen_U2.mot	5	49,60	80,29	68,14	12,8
Standphase_betroffen_U1.A	4	56,30	59,95	58,07	1,49
Standphase_betroffen_U2.A	7	58,78	68,07	61,69	3,27
Standphase_betroffen_U1.kog	5	57,23	61,79	59,11	1,83
Standphase_betroffen_U2.kog	7	59,39	68,42	62,79	2,87
Standphase_betroffen_U1.mot	5	56,50	61,66	59,17	1,84
Standphase_betroffen_U2.mot	5	58,18	69,11	61,82	4,35
Standphase_nicht_betroffen_U1.A	4	57,55	63,49	60,65	2,80
Standphase_nicht_betroffen_U2.A	7	58,81	65,10	61,21	2,14
Standphase_nicht_betroffen_U1.kog	5	57,50	63,19	60,97	2,13
Standphase_nicht_betroffen_U2.kog	7	59,33	66,78	62,13	2,48

Standphase_nicht_betroffen_U1.mot	5	58,58	63,53	61,17	1,85
Standphase_nicht_betroffen_U2.mot	5	58,52	65,58	61,33	2,60
Schwungphase_betroffen_U1.A	4	40,05	43,70	41,93	1,49
Schwungphase_betroffen_U2.A	7	31,93	41,22	38,30	3,27
Schwungphase_betroffen_U1.kog	5	38,21	42,77	40,88	1,83
Schwungphase_betroffen_U2.kog	7	31,58	40,61	37,20	2,87
Schwungphase_betroffen_U1.mot	5	38,34	43,50	40,82	1,84
Schwungphase_betroffen_U2.mot	5	30,89	41,82	38,17	4,35
Schwungphase_nicht_betroffen_U1.A	4	36,51	42,45	39,35	2,80
Schwungphase_nicht_betroffen_U2.A	7	34,90	41,19	38,78	2,14
Schwungphase_nicht_betroffen_U1.kog	5	36,81	42,50	39,02	2,13
Schwungphase_nicht_betroffen_U2.kog	7	33,22	40,67	37,86	2,48
Schwungphase_nicht_betroffen_U1.mot	5	36,47	41,42	38,83	1,85
Schwungphase_nicht_betroffen_U2.mot	5	34,42	41,48	38,66	2,60
Schrittgeschwindigkeit_betroffen_U1.A	4	70,61	91,54	76,82	9,93
Schrittgeschwindigkeit_betroffen_U2.A	7	44,22	94,36	65,81	18,6
Schrittgeschwindigkeit_betroffen_U1.kog	5	55,68	84,22	70,02	10,4
Schrittgeschwindigkeit_betroffen_U2.kog	7	41,28	87,88	59,11	18,4
Schrittgeschwindigkeit_betroffen_U1.mot	5	56,38	85,47	69,84	10,7
Schrittgeschwindigkeit_betroffen_U2.mot	5	42,62	84,57	64,21	16,0
Schrittgeschwindigkeit_nicht_betroffen_U1.A	4	70,80	91,13	77,03	9,55
Schrittgeschwindigkeit_nicht_betroffen_U2.A	7	44,75	95,59	66,16	18,7
Schrittgeschwindigkeit_nicht_betroffen_U1.kog	5	56,96	84,00	70,36	10,0
Schrittgeschwindigkeit_nicht_betroffen_U2.kog	7	40,77	88,55	59,44	18,4
Schrittgeschwindigkeit_nicht_betroffen_U1.mot	5	57,31	85,36	70,13	10,5
Schrittgeschwindigkeit_nicht_betroffen_U2.mot	5	44,43	85,01	64,90	15,3
Schrittlänge_Körpergröße_betroffen_U1.A	5	65,57	85,13	76,30	7,93
Schrittlänge_Körpergröße_betroffen_U2.A	7	49,51	92,21	69,36	16,0
Schrittlänge_Körpergröße_betroffen_U1.kog	5	56,84	84,11	73,43	10,7
Schrittlänge_Körpergröße_betroffen_U2.kog	7	44,13	91,37	65,01	17,4
Schrittlänge_Körpergröße_betroffen_U1.mot	5	55,39	84,76	72,57	11,2
Schrittlänge_Körpergröße_betroffen_U2.mot	4	52,61	84,24	66,09	15,3
Schrittlänge_Körpergröße_nicht_betroffen_U1.A	4	66,30	84,74	74,98	7,77
Schrittlänge_Körpergröße_nicht_betroffen_U2.A	7	50,09	93,42	69,69	16,0
Schrittlänge_Körpergröße_nicht_betroffen_U1.kog	5	58,15	83,88	73,92	10,3
Schrittlänge_Körpergröße_nicht_betroffen_U2.kog	7	44,24	92,07	65,45	17,5
Schrittlänge_Körpergröße_nicht_betroffen_U1.mot	5	56,32	84,65	73,03	10,9
Schrittlänge_Körpergröße_nicht_betroffen_U2.mot	5	54,87	84,66	69,66	13,7
Schrittlänge_Körpergröße_Mittelwert_U1.A	4	65,93	84,93	74,89	8,03
Schrittlänge_Körpergröße_Mittelwert_U2.A	7	49,8	92,82	69,50	15,9
Schrittlänge_Körpergröße_Mittelwert_U1.kog	5	57,49	83,99	73,74	10,6
Schrittlänge_Körpergröße_Mittelwert_U2.kog	7	44,19	91,72	65,29	17,5
Schrittlänge_Körpergröße_Mittelwert_U1.mot	5	55,86	84,7	72,88	11,1

Schittlänge_Körpergröße_Mittelwert_U2.mot	5	53,74	84,45	69,286	14,2
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_U1.A	4	70,89	91,33	76,92	9,74
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_U2.A	7	44,48	94,97	65,99	18,6
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_U1.kog	5	56,32	84,11	70,19	10,2
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_U2.kog	7	41,26	88,21	59,28	18,4
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_U1.mot	5	56,84	85,41	69,98	10,6
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_U2.mot	5	43,52	84,79	64,55	15,6
Gait_Cadence_steps_min_Mean_U1.A	4	110,8	129,	123,	8,56
Gait_Cadence_steps_min_Mean_U2.A	7	102,5	123,0	113,0	8,92
Gait_Cadence_steps_min_Mean_U1.kog	5	104,	122,2	114,4	7,89
Gait_Cadence_steps_min_Mean_U2.kog	7	95,10	119,8	108,4	9,29
Gait_Cadence_steps_min_Mean_U1.mot	5	102,8	123,	115,	9,06
Gait_Cadence_steps_min_Mean_U2.mot	5	97,44	121,7	111,4	11,1
Gait_Gait_Cycle_Time_sec_Mean_U1.A	4	,9308	1,084	,9806	,070
Gait_Gait_Cycle_Time_sec_Mean_U2.A	7	,9777	1,172	1,073	,084
Gait_Gait_Cycle_Time_sec_Mean_U1.kog	5	,9851	1,154	1,054	,073
Gait_Gait_Cycle_Time_sec_Mean_U2.kog	7	1,009	1,267	1,120	,096
Gait_Gait_Cycle_Time_sec_Mean_U1.mot	5	,9758	1,168	1,044	,085
Gait_Gait_Cycle_Time_sec_Mean_U2.mot	5	,9885	1,236	1,088	,112
Gait_Double_support_Mean_U1.A	4	15,37	22,45	18,72	3,83
Gait_Double_support_Mean_U2.A	7	19,21	27,8	22,91	3,78
Gait_Double_support_Mean_U1.kog	5	14,73	24,98	20,09	3,70
Gait_Double_support_Mean_U2.kog	7	19,93	29,04	24,92	3,82
Gait_Double_support_Mean_U1.mot	5	17,79	25,2	20,34	3,13
Gait_Double_support_Mean_U2.mot	5	17,72	30,36	23,16	5,70
Gait_Swing_Mean_U1.A	4	38,77	42,32	40,63	1,92
Gait_Swing_Mean_U2.A	7	36,1	40,39	38,53	1,89
Gait_Swing_Mean_U1.kog	5	37,51	42,64	39,95	1,85
Gait_Swing_Mean_U2.kog	7	35,48	40,04	37,53	1,91
Gait_Swing_Mean_U1.mot	5	37,4	41,1	39,82	1,56
Gait_Swing_Mean_U2.mot	5	34,82	41,14	38,42	2,85
Gait_Stance_Mean_U1.A	4	57,68	61,23	59,36	1,92
Gait_Stance_Mean_U2.A	7	59,61	63,9	61,46	1,89
Gait_Stance_Mean_U1.kog	5	57,36	62,49	60,04	1,85
Gait_Stance_Mean_U2.kog	7	59,96	64,52	62,46	1,91
Gait_Stance_Mean_U1.mot	5	58,9	62,6	60,17	1,56
Gait_Stance_Mean_U2.mot	5	58,86	65,18	61,58	2,85
Gait_RoM_Shank_deg_Mean_U1.A	4	63,85	78,87	71,89	6,39
RoM_Schenkel_Mittelwert_U2.A	7	46,16	86,7	65,8	16,5
RoM_Schenkel_Mittelwert_U1.kog	5	55,42	78,1	70,30	9,27
RoM_Schenkel_Mittelwert_U2.kog	7	40,38	85,02	61,46	17,3
RoM_Schenkel_Mittelwert_U1.mot	5	55,09	79,08	69,54	9,38
RoM_Schenkel_Mittelwert_U2.mot	5	47,28	78,73	66,45	13,2

Gait_RoM_Knee_deg_Mean_U1.A	4	47,94	54,77	50,72	3,15
Gait_RoM_Knee_deg_Mean_U2.A	7	37,54	61,74	49,58	9,93
Gait_RoM_Knee_deg_Mean_U1.kog	5	42,04	54,07	49,38	4,78
Gait_RoM_Knee_deg_Mean_U2.kog	7	33,83	56,66	47,01	9,82
Gait_RoM_Knee_deg_Mean_U1.mot	5	41,84	53,87	48,58	4,71
Gait_RoM_Knee_deg_Mean_U2.mot	5	44,05	54,71	50,93	4,49
max_Schenkelgeschwindigkeit_Mittelwert_U1.A	4	326,9	442,6	379,0	49,3
max_Schenkelgeschwindigkeit_Mittelwert_U2.A	7	243,3	485,7	323	86,6
max_Schenkelgeschwindigkeit_Mittelwert_U1.kog	5	253,3	416,	346,8	61,6
max_Schenkelgeschwindigkeit_Mittelwert_U2.kog	7	196,2	451,5	294,2	88,2
max_Schenkelgeschwindigkeit_Mittelwert_U1.mot	5	254,9	425,3	343,7	65,8
max_Schenkelgeschwindigkeit_Mittelwert_U2.mot	5	228,6	433,2	317,8	77,1
Gait_Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_U1.A	4	72,98	346,6	177,4	126,
Gait_Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_U2.A	7	40,81	365,6	157,5	114,
Gait_Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_U1.kog	5	41,59	246,9	124,4	79,1
Gait_Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_U2.kog	7	35,82	238,4	114,2	73,3
Gait_Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_U1.mot	5	33,55	133,9	75,02	38,8
Gait_Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_U2.mot	5	53,27	97,33	81,46	16,9
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_U1.A	4	5,257	45,07	19,48	18,5
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_U2.A	7	4,067	36,85	20,99	13,4
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_U1.kog	5	4,675	19,89	13,16	6,92
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_U2.kog	7	3,993	26,81	12,79	8,84
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_U1.mot	5	3,374	13,34	8,753	4,05
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_U2.mot	5	8,455	12,43	9,829	1,62
horiz_RoM_Rumpf_U1.A	4	3,758	6,382	5,049	1,07
horiz_RoM_Rumpf_U2.A	7	2,824	8,663	5,144	2,36
horiz_RoM_Rumpf_U1.kog	5	3,369	6,522	4,596	1,19
horiz_RoM_Rumpf_U2.kog	7	3,438	8,12	4,873	1,55
horiz_RoM_Rumpf_U1.mot	5	4,145	8,105	5,761	1,50
horiz_RoM_Rumpf_U2.mot	5	4,535	8,925	7,048	1,62
sagit_RoM_Rumpf_U1.A	4	2,974	10,15	6,108	3,44
sagit_RoM_Rumpf_U2.A	7	2,044	10,3	4,961	3,14
sagit_RoM_Rumpf_U1.kog	5	2,87	7,576	4,657	1,85
sagit_RoM_Rumpf_U2.kog	7	2,39	7,241	4,748	2,05
sagit_RoM_Rumpf_U1.mot	5	2,446	7,858	4,747	2,28
sagit_RoM_Rumpf_U2.mot	5	4,02	8,397	5,932	2,08
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_U1.A	4	5,261	12,6	8,555	3,52
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_U2.A	7	2,489	15,68	7,490	4,39
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_U1.kog	5	3,379	9,346	6,904	2,41
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_U2.kog	7	2,452	8,516	5,327	2,61
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_U1.mot	5	2,835	11,72	8,320	3,84
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_U2.mot	5	2,978	11,92	8,394	3,60
horiz_max_Rumpfgeschwindigkeit_U1.A	4	16,78	44,3	32,04	12,2

horiz_max_Rumpfgeschwindigkeit_U2.A	7	11,00	72,94	28,09	21,0
horiz_max_Rumpfgeschwindigkeit_U1.kog	5	17,58	30,96	24,93	5,49
horiz_max_Rumpfgeschwindigkeit_U2.kog	7	12,27	33,68	22,41	7,96
horiz_max_Rumpfgeschwindigkeit_U1.mot	5	19,26	39,52	29,59	8,89
horiz_max_Rumpfgeschwindigkeit_U2.mot	5	24,97	46,44	33,45	8,20
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_U1.A	4	16,84	107,2	49,80	42,7
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_U2.A	7	11,34	55,96	27,73	16,6
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_U1.kog	5	15,21	73,77	33,21	23,8
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_U2.kog	7	10,8	42,81	24,97	11,8
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_U1.mot	5	15,29	89,21	38,22	31,2
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_U2.mot	5	21,44	49,4	32,09	10,8
Gait_Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_U1.A	4	27,28	88,5	53,25	30,0
Gait_Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_U2.A	7	12,62	72,2	36,62	23,5
Gait_Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_U1.kog	5	19,33	66,29	39,88	18,9
Gait_Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_U2.kog	7	10,51	46,69	27,30	15,1
Gait_Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_U1.mot	5	15,74	76,33	44,62	25,6
Gait_Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_U2.mot	5	13,76	56,7	38,69	15,8
Asymmetrie_Schrittlänge_U1.A	4	,933	2,102	1,539	,637
Asymmetrie_Schrittlänge_U2.A	7	,6905	4,755	2,824	1,57
Asymmetrie_Schrittlänge_U1.kog	5	1,148	2,632	1,606	,595
Asymmetrie_Schrittlänge_U2.kog	7	,6507	5,412	3,018	1,82
Asymmetrie_Schrittlänge_U1.mot	5	1,248	2,581	1,802	,565
Asymmetrie_Schrittlänge_U2.mot	5	,7827	5,354	2,735	1,81
Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_U1.A	4	,933	2,102	1,539	,637
Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_U2.A	7	,6905	4,755	2,824	1,57
Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_U1.kog	5	1,148	2,632	1,606	,595
Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_U2.kog	7	,6507	5,412	3,018	1,82
Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_U1.mot	5	1,248	2,581	1,802	,565
Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_U2.mot	5	,7827	5,354	2,735	1,81
Asymmetrie_Schwungphase_U1.A	4	4,074	12,88	7,551	3,75
Asymmetrie_Schwungphase_U2.A	7	4,177	20,46	9,676	5,42
Asymmetrie_Schwungphase_U1.kog	5	3,925	9,903	5,935	2,41
Asymmetrie_Schwungphase_U2.kog	7	3,649	20,01	9,039	5,68
Asymmetrie_Schwungphase_U1.mot	5	3,817	11,11	6,262	2,93
Asymmetrie_Schwungphase_U2.mot	5	4,989	20,2	9,733	6,10
Asymmetrie_Standphase_U1.A	4	3,019	8,352	5,138	2,29
Asymmetrie_Standphase_U2.A	7	2,881	12,18	6,035	3,05
Asymmetrie_Standphase_U1.kog	5	2,655	6,784	4,031	1,65
Asymmetrie_Standphase_U2.kog	7	2,457	11,64	5,436	3,18
Asymmetrie_Standphase_U1.mot	5	2,6	7,895	4,237	2,15
Asymmetrie_Standphase_U2.mot	5	3,498	11,43	5,99	3,14
Asymmetrie_Schenkel_Rotation_U1.A	4	1,675	5,584	3,723	2,04
Asymmetrie_Schenkel_Rotation_U2.A	7	1,88	7,77	4,603	2,33

Asymmetrie_Schenkel_Rotation_U1.kog	5	1,961	8,526	5,173	2,82
Asymmetrie_Schenkel_Rotation_U2.kog	7	2,371	8,152	5,402	2,41
Asymmetrie_Schenkel_Rotation_U1.mot	5	1,894	9,814	6,092	3,31
Asymmetrie_Schenkel_Rotation_U2.mot	5	2,591	10,24	6,364	3,48
Asymmetrie_max_Schenkelgeschwindigkeit_U1.A	4	2,672	12,97	7,162	4,84
Asymmetrie_max_Schenkelgeschwindigkeit_U2.A	7	4,893	16,48	10,89	4,16
Asymmetrie_max_Schenkelgeschwindigkeit_U1.kog	5	3,801	18,1	10,64	6,56
Asymmetrie_max_Schenkelgeschwindigkeit_U2.kog	7	8,706	13,1	10,85	1,96
Asymmetrie_max_Schenkelgeschwindigkeit_U1.mot	5	3,222	17,32	11,05	6,35
Asymmetrie_max_Schenkelgeschwindigkeit_U2.mot	5	7,954	16,81	11	3,21
Symmetrie_Index_Schenkel_U1.A	4	15,77	22,64	19,94	2,99
Symmetrie_Index_Schenkel_U2.A	7	17,64	35,92	27,72	6,08
Symmetrie_Index_Schenkel_U1.kog	5	17,11	33,11	23,04	7,13
Symmetrie_Index_Schenkel_U2.kog	7	23,78	34,51	29,51	4,18
Symmetrie_Index_Schenkel_U1.mot	5	16,47	31,37	23,03	6,99
Gait_Shank_Symmetry_Index_Mean_U2.mot	5	12,22	46,42	29,74	12,4
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_U1.A	4	18,8	43,52	32,67	11,3
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_U2.A	7	12,81	50,85	24,05	13,1
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_U1.kog	5	11,36	41,15	27,38	12,9
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_U2.kog	7	11,2	51,40	30,14	13,6
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_U1.mot	5	17,33	39,86	26,51	8,20
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_U2.mot	5	10,26	35,39	26,64	10,5
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_U1.A	4	17,42	51,45	37,71	14,6
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_U2.A	7	30,02	78,41	52,16	20,1
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_U1.kog	5	17,11	39,57	32,55	9,16
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_U2.kog	7	22,25	83,72	45,53	25,2
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_U1.mot	5	17,83	34,59	23,83	7,69
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_U2.mot	5	17,44	31,70	24,31	6,61
Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_U1.A	4	22,04	40,55	34,10	8,64
Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_U2.A	7	9,126	47,27	23,25	14,8
Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_U1.kog	5	13,28	60,53	35,21	18,2
Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_U2.kog	7	8,81	72,14	29,65	24,1
Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_U1.mot	5	6,902	18,16	10,09	4,80
Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_U2.mot	5	6,679	13,47	9,680	2,51
Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_U1.A	4	2,998	12,64	8,135	4,06
Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_U2.A	7	2,372	11,91	7,713	3,34
Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_U1.kog	5	3,743	11,57	6,433	3,21
Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_U2.kog	7	2,864	10,37	7,085	2,85
Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_U1.mot	5	3,606	11,22	6,753	2,93
Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_U2.mot	5	3,755	7,573	6,452	1,59
Zeit_Drehung_U1.A	4	3,629	12,11	6,528	3,86
Zeit_Drehung_U2.A	6	2,77	10,77	6,36	3,18
Zeit_Drehung_U1.kog	5	2,177	6,101	3,432	1,60

Zeit_Drehung_U2.kog	6	2,23	8,529	4,654	2,26
Zeit_Drehung_U1.mot	5	1,88	5,871	3,	1,61
Zeit_Drehung_U2.mot	3	2,453	11,17	6,227	4,47
Schrittzahl_Drehung_U1.A	4	7,00	23,00	13,41	6,94
Schrittzahl_Drehung_U2.A	6	4,	20,	11,	6,26
Schrittzahl_Drehung_U1.kog	5	3,50	11,00	6,100	3,04
Schrittzahl_Drehung_U2.kog	6	4,	11,5	7,25	2,64
Schrittzahl_Drehung_U1.mot	5	5,00	11,00	6,800	2,68
Schrittzahl_Drehung_U2.mot	3	3, 00	22,	12,	9,53
max_Geschwindigkeit_Drehung_U1.A	4	130,1	166,2	146,7	18,9
max_Geschwindigkeit_Drehung_U2.A	6	48,96	146,1	99,11	37,8
max_Geschwindigkeit_Drehung_U1.kog	5	92,99	137,4	114,0	17,8
max_Geschwindigkeit_Drehung_U2.kog	6	56,02	142,8	88,07	37,6
max_Geschwindigkeit_Drehung_U1.mot	5	73,54	141,6	104,4	27,8
max_Geschwindigkeit_Drehung_U2.mot	3	85,69	94,55	88,79	4,99
Schrittzeit_Drehung_U1.A	4	,4591	,5586	,5036	,041
Schrittzeit_Drehung_U2.A	6	,4822	,7662	,5886	,105
Schrittzeit_Drehung_U1.kog	5	,5561	,6744	,6045	,049
Schrittzeit_Drehung_U2.kog	6	,4725	,8125	,6418	,119
Schrittzeit_Drehung_U1.mot	5	,465	,6408	,5496	,073
Schrittzeit_Drehung_U2.mot	3	,5259	,7362	,5961	,121
Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_U1.A	4	,4483	,53 0	,4977	,036
Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_U2.A	4	,4375	,58 0	,4856	,064
Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_U1.kog	5	,46 0	,615	,532	,074
Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_U2.kog	5	,5 00	,675	,5675	,071
Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_U1.mot	5	,445	,61 0	,533	,059
Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_U2.mot	3	,5075	,595	,5508	,043
Gait_Stride_Length_stature_Mean_delta.1	4	-27,	20,92	-1,897	20,3
Gait_Stride_Length_stature_Mean_delta.2	5	-28,77	19,96	-3,683	17,6
Gait_Stride_Length_stature_Mean_delta.3	4	-11,39	12,68	-,165	9,87
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_delta.1	4	-26,41	20,51	-3,975	19,9
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_delta.2	5	-24,43	14,96	-4,544	14,2
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_delta.3	4	-14,5	11,2	-1,505	10,4
Differenz_Schrittfrequenz_A	4	-7,5	-1,5	-4,45	2,77
Differenz_Schrittfrequenz_B	5	-6,8	5,3	-1,68	4,56
Differenz_Schrittfrequenz_C	4	-5,1	-,2	-2,175	2,15
Differenz_Zeit_Gangzyklus_A	4	,0117	,0543	,0386	,019
Differenz_Zeit_Gangzyklus_B	5	-,038	,0549	,0199	,037
Gait_Gait_Cycle_Time_sec_Mean_delta.3	4	,0024	,0455	,0205	,018
Gait_Double_support_Mean_delta.1	4	-2,5	11,37	3,15	6,78
Gait_Double_support_Mean_delta.2	5	-1,51	12,82	3,232	5,96
Gait_Double_support_Mean_delta.3	4	-3,93	3,51	,375	3,44
Gait_Swing_Mean_delta.1	4	-5,69	1,25	-1,577	3,39

Gait_Swing_Mean_delta.2	5	-6,42	,76 0	-1,616	2,98
Gait_Swing_Mean_delta.3	4	-1,75	1,97	-,1875	1,72
Gait_Stance_Mean_delta.1	4	-1,25	5,69	1,577	3,39
Gait_Stance_Mean_delta.2	5	-,76	6,42	1,616	2,98
Gait_Stance_Mean_delta.3	4	-1,97	1,75	,1875	1,72
Gait_RoM_Shank_deg_Mean_delta.1	4	-28,36	16,36	-1,862	20,0
Gait_RoM_Shank_deg_Mean_delta.2	5	-30,65	16,06	-3,072	17,7
Gait_RoM_Shank_deg_Mean_delta.3	4	-10,68	9,45	1,247	8,58
Gait_RoM_Knee_deg_Mean_delta.1	4	-14,14	13,23	1,872	12,2
Gait_RoM_Knee_deg_Mean_delta.2	5	-15,61	13,13	,77 0	11,2
Gait_RoM_Knee_deg_Mean_delta.3	4	-5,14	11,78	3,76	7,06
Gait_Peak_Shank_Velocity_Mean_delta.1	4	-110,6	96,8	-22,35	93,7
Gait_Peak_Shank_Velocity_Mean_delta.2	5	-108,	65,2	-21,33	69,2
Gait_Peak_Shank_Velocity_Mean_delta.3	4	-94,2	44,3	-9,35	59,7
Gait_Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_delta.1	4	-122,2	292,6	28,68	182,
Gait_Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_delta.2	5	-74,7	169,	3,873	99,1
Gait_Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_delta.3	4	-43,44	17,8	-7,892	26,0
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_delta.1	4	-8,33	31,59	7,213	17,5
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_delta.2	5	-11,59	10,07	1,255	8,34
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_delta.3	4	-4,312	2,846	-,4092	3,60
Gait_RoM_Trunk_Horiz_deg_Mean_delta.1	4	-3,125	3,558	-,2322	2,79
Gait_RoM_Trunk_Horiz_deg_Mean_delta.2	5	-1,362	1,45	-,2218	1,14
Gait_RoM_Trunk_Horiz_deg_Mean_delta.3	4	-1,706	2,529	,6985	2,09
Gait_RoM_Trunk_Sagit_deg_Mean_delta.1	4	-2,906	2,529	-,4152	2,27
Gait_RoM_Trunk_Sagit_deg_Mean_delta.2	5	-1,223	1,645	,0642	1,05
Gait_RoM_Trunk_Sagit_deg_Mean_delta.3	4	-2,687	2,048	,277	2,13
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_delta.1	4	-3,404	5,29	,5317	4,17
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_delta.2	5	-2,721	1,695	-,4606	1,56
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_delta.3	4	-4,78	5,432	,057	4,35
Gait_Peak_Horiz_Trunk_Velocity_Mean_delta.1	4	-17,74	28,64	-,22	21,4
Gait_Peak_Horiz_Trunk_Velocity_Mean_delta.2	5	-9,97	9,48	-2,216	8,17
Gait_Peak_Horiz_Trunk_Velocity_Mean_delta.3	4	-14,55	15,68	2,252	13,2
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_delta.1	4	-64,42	,86 0	-16,96	31,6
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_delta.2	5	-38,75	7,56	-6,802	18,3
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_delta.3	4	-59,67	10,24	-12,11	32,0
Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_delta.1	4	-26,29	4,28	-7,342	14,6
Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_delta.2	5	-19,6	3,13	-6,299	8,78
Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_delta.3	4	-40,09	20,94	-6,917	25,2
Differenz_Asymmetrie_Schrittlänge_A	4	,389	2,653	1,409	,999
Differenz_Asymmetrie_Schrittlänge_B	5	-,4973	3,83	1,025	1,75
Differenz_Asymmetrie_Schrittlänge_C	4	-,7513	1,562	,4726	,971
Differenz_Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_A	4	,389	2,653	1,409	,99
Differenz_Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_B	5	-,4973	3,83	1,02	1,75

Differenz_Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_C	4	-,7513	1,562	,4726	,971
Gait_Swing_Asym_Mean_delta.1	4	-7,319	6,906	,4175	5,85
Gait_Swing_Asym_Mean_delta.2	5	-3,838	3,821	,1622	3,21
Gait_Swing_Asym_Mean_delta.3	4	-4,251	4,745	,4015	3,71
Gait_Stance_Asym_Mean_delta.1	4	-4,539	3,449	-,0742	3,30
Gait_Stance_Asym_Mean_delta.2	5	-3,078	1,786	-,2528	1,99
Gait_Stance_Asym_Mean_delta.3	4	-3,338	2,558	,1132	2,48
Gait_Shank_Rotation_Asym_Mean_delta.1	4	-,589	5,505	1,249	2,88
Gait_Shank_Rotation_Asym_Mean_delta.2	5	-2,415	4,793	,0734	2,84
Gait_Shank_Rotation_Asym_Mean_delta.3	4	-4,234	,697	-1,340	2,22
Differenz_Asymmetrie_max_Schenkelgeschw_A	4	1,843	10,05	4,790	3,88
Differenz_Asymmetrie_max_Schenkelgeschw_B	5	-7,037	7,339	,1952	6,35
Differenz_Asymmetrie_max_Schenkelgeschw_C	4	-5,72	7,808	-,6145	6,02
Differenz_Symmetrie_Index_Schenkel_A	4	1,61	15,96	8,645	7,55
Differenz_Symmetrie_Index_Schenkel_B	5	-6,21	12,84	6,274	7,78
Differenz_Symmetrie_Index_Schenkel_C	4	-19,15	14,57	,895	14,9
Gait_Phase_Difference_deg_Mean_delta.1	4	-13,5	4,5	-,75	8,54
Gait_Phase_Difference_deg_Mean_delta.2	5	-9,1	8,1	2,5	6,67
Gait_Phase_Difference_deg_Mean_delta.3	4	-12,7	7,5	,001	8,94
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_delta.1	4	-30,71	22,59	-3,34	24,4
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_delta.2	5	-10,48	17,81	3,636	12,2
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_delta.3	4	-15,04	6,22	-2,06	9,88
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_delta.1	4	-14,76	38,03	12,42	27,5
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_delta.2	5	-14,26	47,05	17,63	26,8
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_delta.3	4	-3,79	4,01	,0175	3,19
Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_delta.1	4	-29,46	6,72	-12,05	15,6
Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_delta.2	5	-11,95	13,18	1,848	10,5
Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_delta.3	4	-9,734	3,157	-2,050	6,12
Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_delta.1	4	-8,343	7,082	,2817	6,97
Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_delta.2	5	-7,889	5,588	,3528	6,05
Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_delta.3	4	-4,934	3,578	-,7077	4,38
Turn_Duration_sec_Mean_delta.1	3	-1,74	6,494	3,343	4,44
Turn_Duration_sec_Mean_delta.2	4	-1,331	5,398	1,610	2,84
Turn_Duration_sec_Mean_delta.3	3	-1,071	9,29	3,095	5,47
Turn_Number_of_Steps_Mean_delta.1	3	-4,67	13,00	4,776	8,89
Turn_Number_of_Steps_Mean_delta.2	4	-3,00	8,00	2,	4,69
Turn_Number_of_Steps_Mean_delta.3	3	-2,00	17,00	6,	9,84
Turn_Peak_Velocity_deg_sec_Mean_delta.1	3	-71,29	-3,1	-31,49	35,4
Turn_Peak_Velocity_deg_sec_Mean_delta.2	4	-61,04	35,4	-12,53	39,4
Turn_Peak_Velocity_deg_sec_Mean_delta.3	3	-30,05	12,59	-7,833	21,3
Turn_Step_time_sec_Mean_delta.1	3	-,0228	,11	,05	,06
Turn_Step_time_sec_Mean_delta.2	4	-,0854	,18	,01	,12
Turn_Step_time_sec_Mean_delta.3	3	,0404	,09	,06	,02

Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_delta1	2	-,05	-,1	-,1	,02
Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_delta2	3	-,0675	,04	-,1	,05
Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_delta3	3	-,0275	,105	,02	,07
1. UPDRS	7	18	45	30,	10,
2. UPDRS	7	11	52	31,	13,
UPDRS_Diff	7	-29,00	34,	,71	19,
1. MOCA	7	21	26	23,	1,8
2.MOCA	7	19	29	23,	3,4
MOCA_DIFF	7	-4,00	5,0	,57	3,3
2. FES-I	7	18	53	34	15
Alter_U1	7	57	82	66	10
Alter_U2	7	59	86	68	10

Tab. 5: : Deskriptive Statistik der Nicht-Sturzgruppe

N = Anzahl der Patienten; Min = Minimum; Max = Maximum; Mittel = Mittelwert;
SD = Standardabweichung; A = ohne Ablenkung; B = kognitive Ablenkung;
C = motorische Ablenkung

Parameter	N	Min	Max	Mittel	SD
RoM_Arm_Differenz_betroffen_A	17	-21,18	16,93	-1,792	10,0
RoM_Arm_Differenz_betroffen_B	18	-15,42	14,81	-,2474	9,18
RoM_Arm_Differenz_betroffen_C	18	-10,41	7,17	-,0308	4,11
RoM_Arm_Differenz_nicht_betroffen_A	17	-15,16	9,72	1,950	6,30
RoM_Arm_Differenz_nicht_betroffen_B	18	-19,57	26,72	2,825	10,8
RoM_Arm_Differenz_nicht_betroffen_C	18	-3,90	9,30	,7333	3,15
max_Armschwung_Differenz_betroffen_A	17	-68,90	47,20	-2,266	35,6
max_Armschwung_Differenz_betroffen_B	18	-241,1	72,80	-18,55	66,0
max_Armschwung_Differenz_betroffen_C	18	-106,8	157,7	,1639	50,0
max_Armschwung_Diff_nicht_betroffen_A	17	-87,60	130,2	12,78	49,3
max_Armschwung_Diff_nicht_betroffen_B	18	-91,03	232,8	22,13	74,2
max_Armschwung_Diff_nicht_betroffen_C	18	-92,34	187,6	1,116	60,2
max_Schenkelgeschw_Diff_betroffen_A	17	-60,00	46,40	,8824	29,8
max_Schenkelgeschw_Diff_betroffen_B	18	-83,30	60,00	-1,6778	40,6481
max_Schenkelgeschw_Diff_betroffen_C	18	-68,90	173,20	9,6833	49,6240
max_Schenkelgeschw_Diff_nicht_betroffen_A	17	-45,10	65,30	2,7176	26,8115
max_Schenkelgeschw_Diff_nicht_betroffen_B	18	-72,00	60,90	-2,4778	33,1378
max_Schenkelgeschw_Diff_nicht_betroffen_C	18	-47,80	126,80	11,1889	38,9910
RoM_Knie_Differenz_betroffen_A	17	-5,06	5,66	-,9471	3,14883
RoM_Knie_Differenz_betroffen_B	18	-5,69	6,15	-1,2161	3,28911
RoM_Knie_Differenz_betroffen_C	18	-4,57	11,21	-,1667	3,92942
RoM_Knie_Differenz_nicht_betroffen_A	17	-6,10	6,00	-,0712	3,31755
RoM_Knie_Differenz_nicht_betroffen_B	18	-4,50	8,44	-,2144	3,43938
RoM_Knie_Differenz_nicht_betroffen_C	18	-5,49	11,54	,7328	4,51731
RoM_Shank_Differenz_betroffen_A	17	-8,71	10,05	-,6912	4,50057
RoM_Shank_Differenz_betroffen_B	18	-8,20	14,51	-,7789	5,56439
RoM_Shank_Differenz_betroffen_C	18	-5,90	35,23	1,3467	9,03858

RoM_Shank_Differenz_nicht_betroffen_A	17	-7,11	8,60	,2918	3,60609
RoM_Shank_Differenz_nicht_betroffen_B	18	-8,35	12,01	,0083	4,35752
RoM_Shank_Differenz_nicht_betroffen_C	18	-4,08	27,66	2,0056	7,12968
Standphase_Differenz_betroffen_A	17	-5,13	3,73	,6006	2,12713
Standphase_Differenz_betroffen_B	18	-4,12	4,01	,7439	2,20884
Standphase_Differenz_betroffen_C	18	-3,82	5,32	,4217	2,11658
Standphase_Differenz_nicht_betroffen_A	17	-5,39	2,29	-,4606	2,15866
Standphase_Differenz_nicht_betroffen_B	18	-6,93	4,51	-,5550	2,93433
Standphase_Differenz_nicht_betroffen_C	18	-6,72	3,68	-,3867	2,82488
Schwungphase_Differenz_betroffen_A	17	-3,73	5,13	-,3900	2,31504
Schwungphase_Differenz_betroffen_B	18	-4,01	4,12	-,5039	2,37556
Schwungphase_Differenz_betroffen_C	18	-5,32	4,08	-,1589	2,36554
Schwungphase_Differenz_nicht_betroffen_A	17	-2,29	5,39	,2500	2,05079
Schwungphase_Differenz_nicht_betroffen_B	18	-4,51	6,93	,3150	2,89553
Schwungphase_Differenz_nicht_betroffen_C	18	-3,68	6,72	,1239	2,67725
Schrittgeschwindigkeit_Differenz_betroffen_A	17	-10,88	9,38	,3324	5,32356
Schrittgeschwindigkeit_Differenz_betroffen_B	18	-17,63	13,61	-,5144	8,03105
Schrittgeschwindigkeit_Differenz_betroffen_C	18	-10,97	30,81	2,0050	9,12896
Schrittgeschwindigkeit_Differenz_nicht_betroffen_A	17	-9,73	9,63	,6159	5,21256
Schrittgeschwindigkeit_Differenz_nicht_betroffen_B	18	-17,38	13,92	-,1889	7,90539
Schrittgeschwindigkeit_Differenz_nicht_betroffen_C	18	-10,38	30,43	2,2378	8,92031
Schrittlänge_stature_Differenz_betroffen_A	17	-6,84	8,52	,0318	3,42773
Schrittlänge_stature_Differenz_betroffen_B	18	-9,29	12,41	-,3600	4,49020
Schrittlänge_stature_Differenz_betroffen_C	18	-6,11	29,27	1,3239	7,48377
Schrittlänge_stature_Differenz_nicht_betroffen_A	17	-6,99	8,80	,3318	3,45900
Schrittlänge_stature_Differenz_nicht_betroffen_B	18	-8,88	12,77	-,0117	4,47969
Schrittlänge_stature_Differenz_nicht_betroffen_C	18	-5,41	28,88	1,5833	7,30158
RoM_Arm_betroffen_U1.A	18	3,96	56,67	19,4358	17,2636
RoM_Arm_betroffen_U2.A	17	4,19	48,09	17,3007	13,6301
RoM_Arm_betroffen_U1.kog	18	2,34	45,28	14,6461	13,2064
RoM_Arm_betroffen_U2.kog	18	2,25	32,75	14,3987	10,0436
RoM_Arm_betroffen_U1.mot	18	6,19	24,24	11,3485	5,54880
RoM_Arm_betroffen_U2.mot	18	4,67	22,42	11,3177	5,80634
RoM_Arm_nicht_betroffen_U1.A	18	5,94	50,46	23,2421	13,2940
RoM_Arm_nicht_betroffen_U2.A	17	2,98	48,60	23,8291	12,9599
RoM_Arm_nicht_betroffen_U1.kog	18	2,72	36,30	14,2371	9,87758
RoM_Arm_nicht_betroffen_U2.kog	18	3,26	36,76	17,0628	11,4818
RoM_Arm_nicht_betroffen_U1.mot	18	6,77	23,01	11,1727	4,66321
RoM_Arm_nicht_betroffen_U2.mot	18	6,34	23,54	11,9060	5,36107
max_Armschwunggeschwindigkeit_betroffen_U1.A	18	36,97	328,30	160,821	86,5646
max_Armschwunggeschwindigkeit_betroffen_U2.A	17	57,59	300,40	162,741	73,5313
max_Armschwunggeschwindigkeit_betroffen_U1.kog	18	29,34	367,80	134,472	99,6827

max_Armschwunggeschwindigkeit_betroffen_U2.kog	18	29,41	321,30	148,746	92,100
max_Armschwunggeschwindigkeit_betroffen_U1.mot	18	57,54	211,90	109,595	50,5270
max_Armschwunggeschwindigkeit_betroffen_U2.mot	18	50,01	352,70	114,666	69,6717
max_Armschwunggeschw_nicht_betroffen_U1.A	18	75,50	369,40	188,566	93,5183
max_Armschwunggeschw_nicht_betroffen_U2.A	17	86,36	366,70	177,742	89,6840
max_Armschwunggeschw_nicht_betroffen_U1.kog	18	33,52	345,30	149,585	101,807
max_Armschwunggeschw_nicht_betroffen_U2.kog	18	32,07	331,80	138,888	87,0906
max_Armschwunggeschw_nicht_betroffen_U1.mot	18	64,51	194,40	115,389	37,7968
max_Armschwunggeschw_nicht_betroffen_U2.mot	18	68,00	291,10	111,598	54,1327
max_Schenkelgeschwindigkeit_betroffen_U1.A	18	279,00	511,10	385,344	59,2026
max_Schenkelgeschwindigkeit_betroffen_U2.A	17	309,60	474,90	385,564	50,6524
max_Schenkelgeschwindigkeit_betroffen_U1.kog	18	239,50	478,20	365,239	60,7995
max_Schenkelgeschwindigkeit_betroffen_U2.kog	18	221,70	456,50	363,561	61,0024
max_Schenkelgeschwindigkeit_betroffen_U1.mot	18	228,50	482,50	374,333	63,0857
max_Schenkelgeschwindigkeit_betroffen_U2.mot	18	262,00	505,30	376,038	63,4709
max_Schenkelgeschw_nicht_betroffen_U1.A	18	294,50	482,80	391,42	50,0813
max_Schenkelgeschw_nicht_betroffen_U2.A	17	314,70	500,60	393,364	48,0886
max_Schenkelgeschw_nicht_betroffen_U1.kog	18	251,60	457,90	374,655	55,5027
max_Schenkelgeschw_nicht_betroffen_U2.kog	18	243,40	465,30	372,177	56,2927
max_Schenkelgeschw_nicht_betroffen_U1.mot	18	287,80	484,00	378,327	52,0724
max_Schenkelgeschw_nicht_betroffen_U2.mot	18	247,20	501,20	388,416	61,0419
RoM_Knie_betroffen_U1.A	18	45,24	59,98	52,7344	4,18427
RoM_Knie_betroffen_U2.A	17	40,40	59,23	51,3612	4,76172
RoM_Knie_betroffen_U1.kog	18	43,66	60,26	51,6833	4,40063
RoM_Knie_betroffen_U2.kog	18	40,26	60,80	50,4672	4,94978
RoM_Knie_betroffen_U1.mot	18	44,45	58,76	51,7356	4,09529
RoM_Knie_betroffen_U2.mot	18	39,88	60,77	51,5689	5,29676
RoM_Knie_nicht_betroffen_U1.A	18	40,47	61,92	55,4228	6,04437
RoM_Knie_nicht_betroffen_U2.A	17	42,64	62,58	55,5876	5,75862
RoM_Knie_nicht_betroffen_U1.kog	18	39,30	61,71	54,7011	6,54151
RoM_Knie_nicht_betroffen_U2.kog	18	40,75	61,77	54,4867	5,99616
RoM_Knie_nicht_betroffen_U1.mot	18	38,45	61,58	54,9183	6,55400
RoM_Knie_nicht_betroffen_U2.mot	18	43,61	65,15	55,6511	6,09504
RoM_Schenkel_betroffen_U1.A	18	55,46	85,30	77,7628	6,90388
RoM_Schenkel_betroffen_U2.A	17	61,33	83,18	76,8859	6,37388
RoM_Schenkel_betroffen_U1.kog	18	47,20	83,90	75,8150	8,77267
RoM_Schenkel_betroffen_U2.kog	18	56,09	82,42	75,0361	7,19491
RoM_Schenkel_betroffen_U1.mot	18	45,60	87,24	76,3311	9,16058
RoM_Schenkel_betroffen_U2.mot	18	60,05	84,55	77,6778	6,14149
RoM_Schenkel_nicht_betroffen_U1.A	18	57,35	85,95	78,2072	6,38219

RoM_Schenkel_nicht_betroffen_U2.A	17	65,20	86,35	78,3941	6,20356
RoM_Schenkel_nicht_betroffen_U1.kog	18	50,67	83,55	76,4933	7,62490
RoM_Schenkel_nicht_betroffen_U2.kog	18	60,09	85,12	76,5017	6,59732
RoM_Schenkel_nicht_betroffen_U1.mot	18	49,99	84,94	76,9617	7,95156
RoM_Schenkel_nicht_betroffen_U2.mot	18	64,70	86,91	78,9672	5,56809
Standphase_betroffen_U1.A	18	55,87	64,65	60,2822	2,06176
Standphase_betroffen_U2.A	17	56,97	64,57	60,9235	1,88936
Standphase_betroffen_U1.kog	18	55,13	63,65	60,5767	2,01317
Standphase_betroffen_U2.kog	18	57,60	64,94	61,3206	2,04423
Standphase_betroffen_U1.mot	18	54,51	65,36	60,4272	2,47886
Standphase_betroffen_U2.mot	18	57,06	64,64	60,8489	1,91303
Standphase_nicht_betroffen_U1.A	18	57,40	66,20	60,7489	2,40426
Standphase_nicht_betroffen_U2.A	17	55,72	64,28	60,3635	1,99630
Standphase_nicht_betroffen_U1.kog	18	56,78	67,37	61,3344	2,65186
Standphase_nicht_betroffen_U2.kog	18	54,01	64,88	60,7794	2,55497
Standphase_nicht_betroffen_U1.mot	18	57,91	67,36	61,2511	2,54451
Standphase_nicht_betroffen_U2.mot	18	54,64	65,12	60,8644	2,34034
Schwungphase_betroffen_U1.A	18	35,35	44,13	39,7178	2,06176
Schwungphase_betroffen_U2.A	17	35,43	43,03	39,0765	1,88936
Schwungphase_betroffen_U1.kog	18	36,35	44,87	39,4233	2,01317
Schwungphase_betroffen_U2.kog	18	35,06	42,40	38,6794	2,04423
Schwungphase_betroffen_U1.mot	18	34,64	45,49	39,5728	2,47886
Schwungphase_betroffen_U2.mot	17	35,36	42,94	39,2312	1,94057
Schwungphase_nicht_betroffen_U1.A	18	33,80	42,60	39,2511	2,40426
Schwungphase_nicht_betroffen_U2.A	17	35,72	44,28	39,6365	1,99630
Schwungphase_nicht_betroffen_U1.kog	18	32,63	43,22	38,6656	2,65186
Schwungphase_nicht_betroffen_U2.kog	18	35,12	45,99	39,2206	2,55497
Schwungphase_nicht_betroffen_U1.mot	18	32,64	42,09	38,7489	2,54451
Schwungphase_nicht_betroffen_U2.mot	18	34,88	45,36	39,1356	2,34034
Schrittgeschwindigkeit_betroffen_U1.A	18	59,27	92,18	78,8478	9,29224
Schrittgeschwindigkeit_betroffen_U2.A	17	64,97	90,36	78,8653	8,27623
Schrittgeschwindigkeit_betroffen_U1.kog	18	49,18	90,82	75,0294	10,3052
Schrittgeschwindigkeit_betroffen_U2.kog	18	48,67	89,27	74,5150	11,1348
Schrittgeschwindigkeit_betroffen_U1.mot	18	47,56	96,12	76,048	11,2467
Schrittgeschwindigkeit_betroffen_U2.mot	18	58,30	98,64	78,053	10,2899
Schrittgeschwindigkeit_nicht_betroffen_U1.A	18	59,29	91,50	78,784	9,03435
Schrittgeschwindigkeit_nicht_betroffen_U2.A	17	66,00	91,11	79,040	8,15886
Schrittgeschwindigkeit_nicht_betroffen_U1.kog	18	49,25	90,68	75,019	10,1667
Schrittgeschwindigkeit_nicht_betroffen_U2.kog	18	49,34	88,98	74,830	11,0526
Schrittgeschwindigkeit_nicht_betroffen_U1.mot	18	47,69	95,66	76,036	11,1463
Schrittgeschwindigkeit_nicht_betroffen_U2.mot	18	58,90	98,55	78,274	10,1572
Schrittlänge_Körpergröße_betroffen_U1.A	18	61,94	89,59	82,848	6,69064
Schrittlänge_Körpergröße_betroffen_U2.A	17	69,19	90,05	82,814	6,38913

Schrittlänge_Körpergröße_betroffen_U1.kog	18	55,39	89,11	81,248	8,00369
Schrittlänge_Körpergröße_betroffen_U2.kog	18	62,62	88,37	80,888	7,05582
Schrittlänge_Körpergröße_betroffen_U1.mot	18	53,97	91,50	81,851	8,28716
Schrittlänge_Körpergröße_betroffen_U2.mot	18	67,17	91,01	83,177	5,86960
Schrittlänge_Körpergröße_nicht_betroffen_U1.A	18	61,91	88,95	82,783	6,51140
Schrittlänge_Körpergröße_nicht_betroffen_U2.A	17	69,73	90,80	83,010	6,30530
Schrittlänge_Körpergröße_nicht_betroffen_U1.kog	18	55,44	89,63	81,245	7,89582
Schrittlänge_Körpergröße_nicht_betroffen_U2.kog	18	63,48	88,90	81,233	6,89064
Schrittlänge_Körpergröße_nicht_betroffen_U1.mot	18	54,08	91,06	81,841	8,22794
Schrittlänge_Körpergröße_nicht_betroffen_U2.mot	18	67,87	90,93	83,425	5,66196
Schrittlänge_Körpergröße_Mittelwert_U1.A	20	61,920	89,260	82,307	7,19489
Schrittlänge_Körpergröße_Mittelwert_U2.A	19	67,920	90,420	82,315	6,97241
Schrittlänge_Körpergröße_Mittelwert_U1.kog	20	55,420	89,370	80,632	8,40039
Schrittlänge_Körpergröße_Mittelwert_U2.kog	20	63,050	88,550	80,476	7,36929
Schrittlänge_Körpergröße_Mittelwert_U1.mot	20	54,030	91,280	81,086	8,93476
Schrittlänge_Körpergröße_Mittelwert_U2.mot	20	66,660	90,970	82,366	6,60023
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_U1.A	20	59,280	91,840	78,556	9,04489
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_U2.A	19	65,490	90,740	78,457	8,11752
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_U1.kog	20	49,220	90,750	74,787	10,0439
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_U2.kog	20	49,000	89,130	74,255	10,7427
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_U1.mot	20	47,630	95,890	75,732	11,0798
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_U2.mot	20	58,600	98,590	77,315	10,0527
Gait_Cadence_steps_min_Mean_U1.A	20	94,880	128,20	114,55	9,17148
Gait_Cadence_steps_min_Mean_U2.A	19	98,85	126,10	114,35	7,58879
Gait_Cadence_steps_min_Mean_U1.kog	20	92,450	123,00	111,28	9,46156
Gait_Cadence_steps_min_Mean_U2.kog	20	91,40	125,10	110,39	10,0746
Gait_Cadence_steps_min_Mean_U1.mot	20	92,370	126,10	112,02	10,3460
Gait_Cadence_steps_min_Mean_U2.mot	20	95,28	130,00	112,39	9,44492
Gait_Gait_Cycle_Time_sec_Mean_U1.A	20	,93680	1,2660	1,0560	,090614
Gait_Gait_Cycle_Time_sec_Mean_U2.A	19	,95340	1,2150	1,0554	,073535
Gait_Gait_Cycle_Time_sec_Mean_U1.kog	20	,97550	1,2990	1,0870	,097725
Gait_Gait_Cycle_Time_sec_Mean_U2.kog	20	,95980	1,3170	1,0981	,106561
Gait_Gait_Cycle_Time_sec_Mean_U1.mot	20	,95220	1,3000	1,0829	,107267
Gait_Gait_Cycle_Time_sec_Mean_U2.mot	20	,92320	1,2610	1,0766	,091908
Gait_Double_support_Mean_U1.A	20	13,370	30,850	21,096	4,11131
Gait_Double_support_Mean_U2.A	19	12,680	27,470	21,274	3,41882
Gait_Double_support_Mean_U1.kog	20	13,000	30,480	21,938	4,19253
Gait_Double_support_Mean_U2.kog	20	11,600	28,390	22,005	4,07712
Gait_Double_support_Mean_U1.mot	20	12,420	32,710	21,688	4,48996
Gait_Double_support_Mean_U2.mot	20	12,340	28,880	21,546	3,73688
Gait_Swing_Mean_U1.A	20	34,570	43,320	39,453	2,05737
Gait_Swing_Mean_U2.A	19	36,270	43,660	39,362	1,70858
Gait_Swing_Mean_U1.kog	20	34,760	43,500	39,032	2,09679

Gait_Swing_Mean_U2.kog	20	35,800	44,200	38,995	2,03870
Gait_Swing_Mean_U1.mot	20	33,640	43,790	39,155	2,24498
Gait_Swing_Mean_U2.mot	20	35,560	43,830	39,227	1,86871
Gait_Stance_Mean_U1.A	20	56,680	65,430	60,547	2,05737
Gait_Stance_Mean_U2.A	19	56,340	63,730	60,637	1,70858
Gait_Stance_Mean_U1.kog	20	56,500	65,240	60,968	2,09679
Gait_Stance_Mean_U2.kog	20	55,800	64,200	61,004	2,03870
Gait_Stance_Mean_U1.mot	20	56,210	66,360	60,844	2,24498
Gait_Stance_Mean_U2.mot	20	56,170	64,440	60,772	1,86871
RoM_Schenkel_Mittelwert_U2.A	19	62,350	84,470	77,035	6,85472
RoM_Schenkel_Mittelwert_U1.kog	20	48,930	83,730	75,463	8,64198
RoM_Schenkel_Mittelwert_U2.kog	20	58,090	82,950	75,175	7,30230
RoM_Schenkel_Mittelwert_U1.mot	20	47,800	86,090	75,872	9,18781
RoM_Schenkel_Mittelwert_U2.mot	20	61,510	85,480	77,422	6,57372
Gait_RoM_Knee_deg_Mean_U1.A	20	45,62	58,51	53,870	3,48035
Gait_RoM_Knee_deg_Mean_U2.A	19	45,210	57,940	53,358	3,60428
Gait_RoM_Knee_deg_Mean_U1.kog	20	44,08	57,70	53,045	3,82506
Gait_RoM_Knee_deg_Mean_U2.kog	20	43,050	57,850	52,391	3,62193
Gait_RoM_Knee_deg_Mean_U1.mot	20	43,60	58,57	53,108	3,87209
Gait_RoM_Knee_deg_Mean_U2.mot	20	45,220	57,860	53,422	3,55993
max_Schenkelgeschwindigkeit_Mittelwert_U1.A	20	286,80	497,00	387,59	50,8099
max_Schenkelgeschwindigkeit_Mittelwert_U2.A	19	315,30	487,80	386,08	47,0866
max_Schenkelgeschwindigkeit_Mittelwert_U1.kog	20	245,60	468,10	369,72	54,0725
max_Schenkelgeschwindigkeit_Mittelwert_U2.kog	20	232,50	460,90	365,01	55,7607
max_Schenkelgeschwindigkeit_Mittelwert_U1.mot	20	237,80	494,60	373,27	58,4771
max_Schenkelgeschwindigkeit_Mittelwert_U2.mot	20	274,90	491,80	379,74	55,6613
Gait_Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_U1.A	20	56,230	339,70	171,56	80,0777
Gait_Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_U2.A	19	71,970	316,10	181,79	78,4584
Gait_Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_U1.kog	20	39,090	356,50	140,15	88,8001
Gait_Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_U2.kog	20	30,740	326,60	146,33	83,283
Gait_Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_U1.mot	20	60,220	203,10	109,72	39,3781
Gait_Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_U2.mot	20	60,350	321,90	111,70	58,7461
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_U1.A	20	5,7420	53,560	20,842	12,8804
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_U2.A	19	3,6640	46,210	21,391	11,0481
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_U1.kog	20	2,5310	35,680	14,899	10,7983
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_U2.kog	20	2,7530	33,230	15,421	8,57956
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_U1.mot	20	6,7570	23,630	11,067	4,65214
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_U2.mot	20	5,5690	22,980	11,376	5,30040
horiz_RoM_Rumpf_U1.A	20	1,9040	8,9310	4,6355	1,77182
horiz_RoM_Rumpf_U2.A	19	1,5260	7,5250	4,3745	1,72459
horiz_RoM_Rumpf_U1.kog	20	1,7120	8,6200	4,2109	1,76825
horiz_RoM_Rumpf_U2.kog	20	1,7100	8,3310	4,3110	1,79170
horiz_RoM_Rumpf_U1.mot	20	2,0970	9,8700	5,1553	2,26757

horiz_RoM_Rumpf_U2.mot	20	1,8420	8,9620	5,0017	1,97506
sagit_RoM_Rumpf_U1.A	20	2,1930	8,6690	4,1655	1,36870
sagit_RoM_Rumpf_U2.A	19	2,9510	5,1220	3,8248	,712758
sagit_RoM_Rumpf_U1.kog	20	2,5200	9,8250	3,7993	1,53188
sagit_RoM_Rumpf_U2.kog	20	2,3280	5,9910	3,7879	1,00538
sagit_RoM_Rumpf_U1.mot	20	2,2860	9,0180	3,6763	1,42519
sagit_RoM_Rumpf_U2.mot	20	2,2140	7,1060	3,7403	1,11134
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_U1.A	20	3,7000	15,560	8,2991	2,68497
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_U2.A	19	3,8480	12,170	7,3770	2,06378
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_U1.kog	20	3,4090	14,830	7,5514	2,76336
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_U2.kog	20	3,5450	11,210	6,8485	2,26733
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_U1.mot	20	3,7040	15,670	7,9179	3,46286
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_U2.mot	20	3,5270	16,510	7,8635	3,72178
horiz_max_Rumpfgeschwindigkeit_U1.A	20	9,8890	33,610	21,459	6,44126
horiz_max_Rumpfgeschwindigkeit_U2.A	19	9,9300	36,050	20,971	6,65093
horiz_max_Rumpfgeschwindigkeit_U1.kog	20	9,1390	33,080	18,617	6,57793
horiz_max_Rumpfgeschwindigkeit_U2.kog	20	8,0910	32,270	19,777	6,98333
horiz_max_Rumpfgeschwindigkeit_U1.mot	20	10,160	39,470	21,941	7,81670
horiz_max_Rumpfgeschwindigkeit_U2.mot	20	9,9800	38,630	22,714	7,92411
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_U1.A	20	14,990	95,050	28,059	17,1104
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_U2.A	19	17,850	43,760	25,434	6,54844
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_U1.kog	20	13,37	102,70	25,707	18,9723
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_U2.kog	20	12,490	58,490	25,051	10,3386
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_U1.mot	20	13,710	106,30	26,455	19,7331
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_U2.mot	20	12,3	55,440	25,831	9,82116
Gait_Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_U1.A	20	23,120	58,890	37,525	11,0857
Gait_Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_U2.A	19	23,150	55,270	34,087	8,29877
Gait_Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_U1.kog	20	17,580	61,550	33,870	12,7426
Gait_Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_U2.kog	20	14,040	53,450	32,326	10,6548
Gait_Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_U1.mot	20	18,200	68,170	34,555	15,3490
Gait_Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_U2.mot	20	18,260	64,510	35,558	15,1585
Asymmetrie_Schrittlänge_U1.A	20	,58660	2,7820	1,3858	,591552
Asymmetrie_Schrittlänge_U2.A	19	,74190	2,0160	1,2163	,389977
Asymmetrie_Schrittlänge_U1.kog	20	,55570	2,5660	1,2716	,508212
Asymmetrie_Schrittlänge_U2.kog	20	,87700	2,3360	1,3503	,414842
Asymmetrie_Schrittlänge_U1.mot	20	,66300	3,0210	1,3983	,555200
Asymmetrie_Schrittlänge_U2.mot	20	,62440	2,2990	1,3059	,493760
Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_U1.A	20	,58660	2,7820	1,3858	,591552
Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_U2.A	19	,74190	2,0160	1,2163	,389977
Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_U1.kog	20	,55570	2,5660	1,2716	,508212
Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_U2.kog	20	,87700	2,3360	1,3503	,414842
Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_U1.mot	20	,66300	3,0210	1,3983	,555200
Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_U2.mot	20	,62440	2,2990	1,3059	,493760

Asymmetrie_Schwungphase_U1.A	20	2,4570	17,340	5,5746	3,26256
Asymmetrie_Schwungphase_U2.A	19	2,6830	15,660	5,7818	2,95580
Asymmetrie_Schwungphase_U1.kog	20	1,9830	19,420	6,2114	3,99491
Asymmetrie_Schwungphase_U2.kog	20	2,7740	16,430	6,1103	3,02773
Asymmetrie_Schwungphase_U1.mot	20	2,7750	21,950	6,7650	4,23217
Asymmetrie_Schwungphase_U2.mot	20	2,8140	15,680	6,1976	3,03507
Asymmetrie_Standphase_U1.A	20	1,6960	11,090	3,6795	2,08716
Asymmetrie_Standphase_U2.A	19	1,7030	10,270	3,8037	1,94550
Asymmetrie_Standphase_U1.kog	20	1,3810	12,350	4,0055	2,46908
Asymmetrie_Standphase_U2.kog	20	1,7470	10,610	3,9769	2,02244
Asymmetrie_Standphase_U1.mot	20	1,8320	14,060	4,4072	2,69761
Asymmetrie_Standphase_U2.mot	20	1,8160	10,310	4,0765	2,04127
Asymmetrie_Schenkel_Rotation_U1.A	20	1,1280	5,1510	2,6855	1,05444
Asymmetrie_Schenkel_Rotation_U2.A	19	1,2030	6,9010	3,3061	1,73065
Asymmetrie_Schenkel_Rotation_U1.kog	20	,93260	7,2850	2,8873	1,65281
Asymmetrie_Schenkel_Rotation_U2.kog	20	1,5340	7,4500	3,5061	1,93337
Asymmetrie_Schenkel_Rotation_U1.mot	20	1,5140	8,7860	3,2607	1,74508
Asymmetrie_Schenkel_Rotation_U2.mot	20	1,1240	7,4010	3,6315	1,97450
Asymmetrie_max_Schenkelgeschwindigkeit_U1.A	20	2,3950	16,210	6,2369	3,50491
Asymmetrie_max_Schenkelgeschwindigkeit_U2.A	19	3,6820	12,270	5,7200	2,11032
Asymmetrie_max_Schenkelgeschwindigkeit_U1.kog	20	2,6340	16,810	6,1932	3,57132
Asymmetrie_max_Schenkelgeschwindigkeit_U2.kog	20	2,5250	10,580	5,7340	2,37948
Asymmetrie_max_Schenkelgeschwindigkeit_U1.mot	20	2,8660	15,180	6,1557	3,37073
Asymmetrie_max_Schenkelgeschwindigkeit_U2.mot	20	3,1740	10,500	6,0306	2,18412
Symmetrie_Index_Schenkel_U1.A	20	13,080	28,020	21,566	4,46202
Symmetrie_Index_Schenkel_U2.A	19	15,270	29,360	21,475	3,47851
Symmetrie_Index_Schenkel_U1.kog	20	13,820	39,650	23,924	5,91985
Symmetrie_Index_Schenkel_U2.kog	20	14,950	28,360	22,089	3,82317
Symmetrie_Index_Schenkel_U1.mot	20	14,600	50,750	24,089	7,72501
Gait_Shank_Symmetry_Index_Mean_U2.mot	20	15,560	31,180	20,688	4,21264
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_U1.A	20	12,580	54,480	32,721	13,9196
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_U2.A	19	10,840	56,090	28,338	11,6704
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_U1.kog	20	12,620	80,590	34,150	18,8102
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_U2.kog	20	10,610	79,590	27,738	17,1807
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_U1.mot	20	19,880	55,210	33,746	7,79334
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_U2.mot	20	18,060	44,170	30,775	6,94417
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_U1.A	20	15,830	74,850	46,489	19,5493
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_U2.A	19	16,910	74,320	47,633	20,7336
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_U1.kog	20	15,330	77,140	39,964	16,5845
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_U2.kog	20	20,750	71,400	48,104	17,846
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_U1.mot	20	21,750	50,080	31,366	6,6599
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_U2.mot	20	17,480	42,790	30,755	7,1381
Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_U1.A	20	12,650	66,410	29,858	14,400

Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_U2.A	19	7,0560	65,740	28,204	16,551
Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_U1.kog	20	13,900	57,390	31,694	12,257
Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_U2.kog	20	10,360	60,030	26,746	14,003
Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_U1.mot	20	5,4560	40,470	12,389	8,2329
Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_U2.mot	20	5,1550	18,260	9,3917	3,2941
Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_U1.A	20	2,3070	9,3570	4,4014	1,9884
Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_U2.A	19	2,2170	10,050	4,4799	2,0900
Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_U1.kog	20	1,8330	10,110	4,2398	2,2458
Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_U2.kog	20	2,2330	10,530	4,8987	2,3594
Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_U1.mot	20	2,0660	9,8900	5,4731	2,5066
Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_U2.mot	20	2,2880	12,940	4,9486	2,4481
Zeit_Drehung_U1.A	16	1,5700	7,0630	3,6482	1,5884
Zeit_Drehung_U2.A	12	1,7390	19,850	5,3315	5,0069
Zeit_Drehung_U1.kog	16	1,6100	10,510	4,1129	2,2257
Zeit_Drehung_U2.kog	13	1,7060	16,460	4,9174	4,1089
Zeit_Drehung_U1.mot	15	1,1950	6,7480	3,5375	1,9611
Zeit_Drehung_U2.mot	13	-6,861	7,2890	2,4816	3,6183
Schrittzahl_Drehung_U1.A	16	1	11	6,4844	2,8408
Schrittzahl_Drehung_U2.A	12	1	40	9,1525	10,543
Schrittzahl_Drehung_U1.kog	16	1	22	6,8750	4,9983
Schrittzahl_Drehung_U2.kog	13	1	20	7,4615	5,5732
Schrittzahl_Drehung_U1.mot	15	2,00	13,00	6,6333	3,5680
Schrittzahl_Drehung_U2.mot	13	0	12	5,4	3,8459
max_Geschwindigkeit_Drehung_U1.A	16	86,660	213,80	129,69	34,34
max_Geschwindigkeit_Drehung_U2.A	12	74,290	183,60	121,50	28,04
max_Geschwindigkeit_Drehung_U1.kog	16	76,770	178,40	121,48	33,42
max_Geschwindigkeit_Drehung_U2.kog	13	62,820	171,90	112,99	33,68
max_Geschwindigkeit_Drehung_U1.mot	15	92,830	215,90	130,11	40,03
max_Geschwindigkeit_Drehung_U2.mot	11	62,670	168,20	105,17	33,02
Schrittzeit_Drehung_U1.A	16	,48850	,63830	,56865	,0494
Schrittzeit_Drehung_U2.A	12	,50740	1,3440	,65793	,2279
Schrittzeit_Drehung_U1.kog	16	,49100	,74170	,59829	,0812
Schrittzeit_Drehung_U2.kog	13	,49140	4,0900	,88616	,9679
Schrittzeit_Drehung_U1.mot	15	,48920	,84000	,59208	,0964
Schrittzeit_Drehung_U2.mot	11	,47880	,83660	,60240	,1117
Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_U1.A	13	,48500	,66000	,53826	,0469
Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_U2.A	9	,45500	,60500	,54157	,0452
Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_U1.kog	12	,49500	,67000	,55312	,0498
Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_U2.kog	11	,48000	,75000	,55818	,0797
Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_U1.mot	14	,47500	,70000	,54946	,0597
Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_U2.mot	11	,46750	,65000	,55045	,0608
Gait_Stride_Length_stature_Mean_delta.1	19	-6,920	8,6600	,11000	3,247
Gait_Stride_Length_stature_Mean_delta.2	20	-9,080	12,580	-,1560	4,255

Gait_Stride_Length_stature_Mean_delta.3	20	-5,760	29,070	1,2790	7,127
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_delta.1	19	-9,980	9,5100	,21736	5,055
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_delta.2	20	-17,51	13,760	-,5315	7,579
Gait_Stride_Velocity_stature_s_Mean_delta.3	20	-10,68	30,620	1,5830	8,976
Differenz_Schrittfrequenz_A	19	-12,80	8,1000	,10736	4,729
Differenz_Schrittfrequenz_B	20	-17,38	13,600	-,8975	7,660
Differenz_Schrittfrequenz_C	20	-13,80	9,7600	,36700	6,528
Differenz_Zeit_Gangzyklus_A	19	-,0840	,11490	-,0032	,0453
Differenz_Zeit_Gangzyklus_B	20	-,1380	,20600	,01103	,0828
Gait_Gait_Cycle_Time_sec_Mean_delta.3	20	-,1220	,12620	-,0062	,0639
Gait_Double_support_Mean_delta.1	19	-10,52	4,3600	,07210	3,799
Gait_Double_support_Mean_delta.2	20	-10,41	6,3100	,06750	4,455
Gait_Double_support_Mean_delta.3	20	-10,53	8,5200	-,1420	4,055
Gait_Swing_Mean_delta.1	19	-2,180	5,2700	-,0368	1,900
Gait_Swing_Mean_delta.2	20	-3,160	5,2000	-,0365	2,228
Gait_Swing_Mean_delta.3	20	-4,260	5,2700	,07200	2,028
Gait_Stance_Mean_delta.1	19	-5,270	2,1800	,03684	1,900
Gait_Stance_Mean_delta.2	20	-5,200	3,1600	,03650	2,228
Gait_Stance_Mean_delta.3	20	-5,270	4,2600	-,0720	2,028
Gait_RoM_Shank_deg_Mean_delta.1	19	-7,820	9,4700	-,1610	3,695
Gait_RoM_Shank_deg_Mean_delta.2	20	-8,280	13,350	-,2885	4,618
Gait_RoM_Shank_deg_Mean_delta.3	20	-4,460	31,500	1,5495	7,699
Gait_RoM_Knee_deg_Mean_delta.1	19	-5,580	5,7600	-,4157	2,646
Gait_RoM_Knee_deg_Mean_delta.2	20	-4,440	7,3000	-,6545	2,931
Gait_RoM_Knee_deg_Mean_delta.3	20	-5,030	11,380	,31450	3,918
Gait_Peak_Shank_Velocity_Mean_delta.1	19	-52,60	50,800	-,8157	25,13
Gait_Peak_Shank_Velocity_Mean_delta.2	20	-77,70	59,800	-4,709	34,68
Gait_Peak_Shank_Velocity_Mean_delta.3	20	-58,50	150,10	6,4750	43,05
Gait_Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_delta.1	19	-52,03	142,40	19,078	51,65
Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_delta.2	20	-65,84	93,600	6,1729	43,13
Peak_Arm_Swing_Velocity_Mean_delta.3	20	-99,54	172,70	1,9830	51,05
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_delta.1	19	-12,60	21,268	1,3385	7,844
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_delta.2	20	-12,97	15,356	,52120	7,603
Gait_RoM_Arm_deg_Mean_delta.3	20	-4,300	6,8500	,30935	3,069
Gait_RoM_Trunk_Horiz_deg_Mean_delta.1	19	-1,406	,83800	-,2017	,6988
Gait_RoM_Trunk_Horiz_deg_Mean_delta.2	20	-1,989	1,4950	,10015	,8412
Gait_RoM_Trunk_Horiz_deg_Mean_delta.3	20	-2,821	1,2700	-,1536	,9501
Gait_RoM_Trunk_Sagit_deg_Mean_delta.1	19	-1,933	1,0370	-,1036	,7797
Gait_RoM_Trunk_Sagit_deg_Mean_delta.2	20	-3,834	2,8600	-,0114	1,253
Gait_RoM_Trunk_Sagit_deg_Mean_delta.3	20	-1,912	,92000	,06395	,7355
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_delta.1	19	-6,178	1,8200	-,8418	2,080
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_delta.2	20	-5,170	2,182	-,7028	1,952
Gait_RoM_Trunk_Frontal_deg_Mean_delta.3	20	-3,819	6,2250	-,0544	2,131

Gait_Peak_Horiz_Trunk_Velocity_Mean_delta.1	19	-5,850	5,0900	,05373	3,062
Gait_Peak_Horiz_Trunk_Velocity_Mean_delta.2	20	-5,204	5,9500	1,1599	3,094
Gait_Peak_Horiz_Trunk_Velocity_Mean_delta.3	20	-5,860	11,520	,77300	3,923
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_delta.1	19	-6,980	7,2600	,90157	4,574
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_delta.2	20	-44,21	10,450	-,6555	11,29
Gait_Peak_Sagit_Trunk_Velocity_Mean_delta.3	20	-50,86	10,870	-,6235	12,73
Gait_Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_delta.1	19	-20,39	16,700	-2,722	8,900
Gait_Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_delta.2	20	-15,39	15,030	-1,545	8,985
Gait_Peak_Frontal_Trunk_Velocity_Mean_delta.3	20	-12,41	34,650	1,0035	10,15
Differenz_Asymmetrie_Schrittlänge_A	19	-,9650	,49860	-,1488	,4686
Differenz_Asymmetrie_Schrittlänge_B	20	-1,249	1,0303	,07863	,5748
Differenz_Asymmetrie_Schrittlänge_C	20	-1,240	1,1392	-,0923	,5566
Differenz_Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_A	19	-,9650	,49860	-,1488	,4686
Differenz_Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_B	20	-1,249	1,0303	,07863	,5748
Differenz_Asymmetrie_Schrittgeschwindigkeit_C	20	-1,240	1,1392	-,0923	,5566
Gait_Swing_Asym_Mean_delta.1	19	-3,584	4,0930	,04315	2,040
Gait_Swing_Asym_Mean_delta.2	20	-5,183	4,4240	-,1011	2,931
Gait_Swing_Asym_Mean_delta.3	20	-6,270	7,7090	-,5674	3,342
Gait_Stance_Asym_Mean_delta.1	19	-2,177	2,7330	,01978	1,354
Gait_Stance_Asym_Mean_delta.2	20	-3,035	3,2540	-,0285	1,886
Gait_Stance_Asym_Mean_delta.3	20	-3,984	4,8750	-,3307	2,147
Gait_Shank_Rotation_Asym_Mean_delta.1	19	-2,292	4,3730	,61784	1,652
Gait_Shank_Rotation_Asym_Mean_delta.2	20	-4,802	5,2780	,61872	2,251
Gait_Shank_Rotation_Asym_Mean_delta.3	20	-4,719	4,0310	,37075	1,980
Diff_Asymmetrie_max_Schenkelgeschwindigkeit_A	19	-10,72	4,4070	-,6723	3,454
Diff_Asymmetrie_max_Schenkelgeschwindigkeit_B	20	-9,846	7,5580	-,4592	3,810
Diff_Asymmetrie_max_Schenkelgeschwindigkeit_C	20	-7,752	5,5510	-,1251	3,148
Differenz_Symmetrie_Index_Schenkel_A	19	-8,520	8,5100	-,5378	5,142
Differenz_Symmetrie_Index_Schenkel_B	20	-14,46	7,6100	-1,835	5,678
Differenz_Symmetrie_Index_Schenkel_C	20	-34,56	9,0700	-3,401	9,055
Gait_Phase_Difference_deg_Mean_delta.1	19	-9,100	12,20	1,0315	4,617
Gait_Phase_Difference_deg_Mean_delta.2	20	-11,10	13,500	1,2000	5,624
Gait_Phase_Difference_deg_Mean_delta.3	20	-14,80	10,600	,93000	5,466
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_delta.1	19	-28,32	21,610	-5,388	13,55
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_delta.2	20	-43,46	30,760	-6,412	15,92
Gait_Peak_Arm_Velocity_Asym_Mean_delta.3	20	-16,67	11,420	-2,971	7,601
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_delta.1	19	-27,49	25,080	1,1173	16,64
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_delta.2	20	-28,63	37,360	8,1400	17,66
Gait_RoM_Arm_Asym_Mean_delta.3	20	-27,02	20,470	-,6110	9,078
Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_delta.1	19	-16,87	13,87	-2,559	9,006
Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_delta.2	20	-33,98	23,800	-4,941	13,84
Gait_Arm_Symmetry_Index_Mean_delta.3	20	-32,75	4,4230	-2,998	8,039
Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_delta.1	19	-3,555	4,7110	,19547	1,886

Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_delta.2	20	-4,866	5,9070	,65885	2,705
Gait_Phase_Coordination_Index_Mean_delta.3	20	-4,787	4,7920	-,5246	2,772
Turn_Duration_sec_Mean_delta.1	11	-2,124	16,762	1,6792	5,514
Turn_Duration_sec_Mean_delta.2	11	-8,309	6,7940	-,0997	3,832
Turn_Duration_sec_Mean_delta.3	11	-12,10	5,5940	-,9208	4,901
Turn_Number_of_Steps_Mean_delta.1	11	-6,00	34,00	2,3027	11,31
Turn_Number_of_Steps_Mean_delta.2	11	-18,50	10,00	,0455	8,128
Turn_Number_of_Steps_Mean_delta.3	11	-9,00	8,00	-1,045	5,654
Turn_Peak_Velocity_deg_sec_Mean_delta.1	11	-92,30	59,500	-5,561	47,10
Turn_Peak_Velocity_deg_sec_Mean_delta.2	11	-92,36	57,070	-5,411	45,48
Turn_Peak_Velocity_deg_sec_Mean_delta.3	9	-45,50	-,9000	-24,34	16,77
Turn_Step_time_sec_Mean_delta.1	11	-,1101	,72280	,10456	,2224
Turn_Step_time_sec_Mean_delta.2	11	-,0800	3,4000	,32427	1,023
Turn_Step_time_sec_Mean_delta.3	9	-,1366	,23160	,06942	,1137
Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_delta.1	7	-,0550	,06420	-,0094	,0401
Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_delta.2	6	-,0400	,04000	,00125	,0314
Turn_Step_Time_Before_Turn_sec_Mean_delta.3	8	-,0800	,14500	,01750	,0731