

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

**Zusammenhang zwischen dem Drehverhalten während der Nutzung eines
Smartphones und Stürzen in den letzten 12 Monaten bei Probanden mit und ohne
neurologische Erkrankungen**

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

vorgelegt von
Anton Maria Sondermann
aus **Magdeburg**

Kiel, 2024

1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Walter Maetzler, Klinik für Neurologie

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Andreas Seekamp, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie

Tag der mündlichen Prüfung: 27.08.2025

Zum Druck genehmigt, Kiel, den 09.05.2025

gez.: Dr. Eva Schäffer, Klinik für Neurologie

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	1
1.1 Empfehlungen zur Bewertung des Sturzrisikos	2
1.2 Forschung an neuen Methoden zur Bewertung des Sturzrisikos.....	3
1.1.1 Apparative Bewegungsmessung zur Bewertung des Sturzrisikos.....	3
1.1.1.1 Optische Bewegungserfassung	4
1.1.1.2 Ganganalyse unter Dual-Tasking	5
1.1.1.3 Integrieren von Gangparametern in Klassifikationsmodelle	6
1.2 Besonderheiten der Drehbewegung bei älteren Erwachsenen und Personen mit neurologischen Erkrankungen	6
1.2.1 Ältere Erwachsene	7
1.2.2 Idiopathisches Parkinson-Syndrom	8
1.2.3 Multiple Sklerose (MS)	9
1.2.4 Schlaganfall.....	10
1.2.5 Schmerzen im unteren Rücken.....	10
1.3 Die Smartphone-Nutzung während des Gehens	11
1.3.1 Einfluss der Smartphone-Nutzung auf Bewegung und Sturzrisiko	11
1.3.2 Einfluss der Smartphone-Nutzung auf das Drehverhalten.....	12
1.4 Ziel der Arbeit.....	13
2. Methoden	13
2.1 Probanden	14
2.1.1 Rekrutierung	14
2.1.2 Einschlusskriterien	14
2.1.3 Ausschlusskriterien	14
2.1.4 Klinische und demographische Daten.....	15
2.1.5 Einteilung der Probanden in Gruppen anhand der Sturzanamnese.....	15
2.2 Ablauf der Bewegungsmessung.....	15
2.2.1 Ablauf des Abschnitts „Phone“	16
2.3 Aufnahme der Bewegungsdaten	18
2.4 Analyse der Bewegungsdaten.....	18
2.5 Parameter:.....	20
2.5.1 Allgemeine Parameter der Drehung.....	20
2.5.2 Intersegmentale Parameter der Drehung	20
2.6 Statistische Auswertung	21
3. Ergebnisse	23

3.1 Demographische und klinische Daten.....	23
3.2 Vergleich des Drehverhaltens von Stürzern und Nicht-Stürzern.....	25
3.2.1 Vergleich der Drehdauer von Stürzern und Nicht-Stürzern	25
3.2.2 Vergleich der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten der Segmente Kopf, Sternum und Pelvis von Stürzern und Nicht-Stürzern.....	27
3.2.3 Vergleich des Intersegmentalen Drehverhaltens von Stürzern und Nicht-Stürzern.....	29
3.2.4 Vergleich der Dual-Task-Kosten der Drehdauer und Spitzenwinkelgeschwindigkeiten von Stürzern und Nicht-Stürzern.....	34
3.3 Vergleich des Drehverhaltens von Stürzern und Nicht-Stürzern innerhalb der Diagnosegruppen.....	38
3.3.1 Vergleich der Drehdauer von Stürzer und Nicht Stürzer innerhalb der Diagnosegruppen.....	39
3.3.2 Vergleich der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten der Segmente Kopf, Sternum und Pelvis von Stürzern und Nicht-Stürzern innerhalb der Diagnosegruppen	40
3.3.3 Vergleich des Intersegmentalen Drehverhaltens von Stürzern und Nicht-Stürzern innerhalb der Diagnosegruppen.....	43
3.3.4 Vergleich der Dual-Task-Kosten von Stürzern und Nicht-Stürzern innerhalb der Diagnosegruppen.....	50
4. Diskussion	54
4.1 Interpretation der Ergebnisse und Einordnung in die Fachliteratur.....	54
4.1.1 Drehverhalten der Stürzer und Nicht-Stürzer.....	54
4.1.2 Drehverhalten der Stürzer und Nicht-Stürzer innerhalb der Diagnosegruppen	56
4.2 Vergleich der gemessenen Werte der Drehparameter mit anderen Studien.....	58
4.3 Limitationen	59
4.4 Relevanz der Arbeit und Ausblick in die Zukunft	63
5. Zusammenfassung.....	65
5.1 Abstract.....	66
6. Literaturverzeichnis	68
7. Abkürzungsverzeichnis.....	84
8. Tabellenverzeichnis.....	85
9. Abbildungsverzeichnis	85
10. Anhang.....	87
10.1 Tabellen zum Drehverhalten der Stürzer und Nicht-Stürzer, der verschiedenen Diagnosegruppen.....	87

10.1.1 Tabellen zu Drehdauer und Spitzenwinkelgeschwindigkeiten der Stürzer und Nicht-Stürzer, der verschiedenen Diagnosegruppen.....	87
10.1.2 Tabellen zu den intersegmentalen Parametern der Stürzer und Nicht-Stürzer der verschiedenen Diagnosegruppen.....	90
10.1.3 Tabellen zu den Dual-Task-Kosten der Stürzer und Nicht-Stürzer, der verschiedenen Diagnosegruppen.....	95
11. Danksagung	97

Die in dieser Arbeit verwendeten Personenbezeichnungen gelten gleichermaßen für weibliche und männliche Personen, um die Lesbarkeit zu verbessern, wird auf doppelte Nennungen und gendergerechte Bezeichnungen verzichtet.

1. Einleitung

Im letzten Jahrzehnt haben sich Smartphones zu ständigen Begleitern im Alltag von Menschen aller Altersklassen entwickelt. Zum Beispiel besitzen in Deutschland bereits drei Viertel der Haushalte von Personen ab 60 Jahren ein Smartphone (SIM-Studie 2021, Medienpädagogischer Forschungsverbund Südwest, 2021). Während Smartphones in vielen Bereichen sehr nützlich sein können, zeichnen sich auch negative Effekte durch die andauernde Nutzung ab. Wir sind nahezu gefesselt an den Bildschirm und benutzen das Smartphone sehr häufig beim Gehen (Pugliese & Barton, 2022). Diese Ablenkung durch Smartphones hat negative Einflüsse auf Gang und Gleichgewicht und es wurden vermehrt Stürze im Zusammenhang mit Smartphone-Nutzung beobachtet (Bruyneel et al., 2023; Bruyneel & Duclos, 2020; Hyong, 2015; D. C. Smith et al., 2013).

Insbesondere für ältere Personen und Patienten mit neurologischen Erkrankungen stellen Stürze ein erhebliches Risiko dar. (Bergen et al., 2016; Bloem et al., 2001; Forster & Young, 1995; Gunn et al., 2014). Zu den häufigsten fatalen Folgen von Stürzen bei älteren Personen gehören Hüftfrakturen (James et al., 2020), welche zu langen Krankenhausaufenthalten (Nikkel et al., 2015), und zum Beispiel durch Lungenentzündungen zum Tode führen können (Barceló et al., 2021). Hervorzuheben ist, dass Stürze während der Drehbewegung durch ihre typische Sturzrichtung nach lateral eine häufige Ursache von Hüftfrakturen sind (Crenshaw et al., 2017; Cumming & Klineberg, 1994). Das Drehen beim Gehen stellt somit ein riskantes und komplexes Manöver dar, welches eine Reihe von koordinierten Bewegungen zur Änderung der Bewegungsrichtung unter Beibehaltung von Gleichgewicht und Stabilität umfasst. (Cheng et al., 2014; Haertner et al., 2018; Mellone et al., 2016). Insbesondere bei neurologischen Erkrankungen kann die Fähigkeit, Drehbewegungen sicher auszuführen, eingeschränkt sein und es kommt vermehrt zu gefährlichen Stürzen (Ashburn et al., 2008; Gunn et al., 2014; Song et al., 2012).

Die ohnehin schon anspruchsvolle Drehbewegung kann durch die gleichzeitige Ausführung einer zusätzlichen Aufgabe (Dual-Tasking) negativ beeinflusst werden und es wurden bereits Zusammenhänge zwischen dem Drehverhalten unter Dual-Tasking-Bedingungen und Stürzen gefunden (Bayot et al., 2020). Die im täglichen Leben häufig präsente Ablenkung durch ein Smartphone könnte die sichere Ausführung der Drehbewegung einschränken und zu einer höheren Sturzwahrscheinlichkeit führen. Ziel dieser Arbeit ist, zu untersuchen, ob Personen mit Stürzen in der Anamnese eine veränderte, möglicherweise riskante Drehbewegung zeigen,

während sie ein Smartphone benutzen. Die Ergebnisse dieser Forschung könnten Auswirkungen auf Empfehlungen zur Sturzprävention und Bewertung des Sturzrisikos haben.

1.1 Empfehlungen zur Bewertung des Sturzrisikos

Die Bewertung des Sturzrisikos ist ein wesentlicher Bestandteil der Gesundheitsfürsorge, der darauf abzielt, Stürze zu verhindern und die Sicherheit der Patienten zu fördern. Erst kürzlich wurde die erste internationale Leitlinie zur Sturzprävention veröffentlicht (Montero-Odasso et al., 2022). Bei Erwachsenen über 65 Jahren wird empfohlen, das Sturzrisiko jährlich mit der Frage nach Stürzen in den letzten 12 Monaten zu evaluieren. Die Sensitivität des Screenings kann durch die „3 Key Questions“ (3KQ) erhöht werden: „Sind Sie im letzten Jahr gestürzt?“, „Fühlen Sie sich unsicher beim Gehen oder Stehen?“, „Haben Sie Angst davor zu stürzen?“. Wichtig ist auch das Einbeziehen der Auffassung des Patienten selbst zu möglichen Sturzrisiken und Ursachen von bereits erlebten Stürzen. Wird eine der Fragen mit „ja“ beantwortet, oder wird ein Patient mit Stürzen oder Verletzungen durch Stürze vorstellig, sollte eine umfangreichere Diagnostik zu Risikofaktoren mit anschließenden individuellen Interventionen zur Sturzprävention stattfinden.

Der Umfang von Diagnostik und Interventionen orientiert sich an der Schwere der Stürze. Folgende Faktoren definieren schwere Stürze und klassifizieren einen Patienten als Hochrisikopatienten: eine Verletzung durch einen Sturz, zwei oder mehr Stürze im letzten Jahr, Gebrechlichkeit, Unfähigkeit nach dem Sturz selbstständig wieder aufzustehen und/oder Bewusstseinsverlust bzw. Verdacht auf ein synkopales Ereignis. Bei diesen Patienten wird eine multifaktorielle Sturzrisikobewertung und die Einleitung einer an die individuellen Bedürfnisse des Patienten angepassten Sekundärprävention empfohlen. Folgende Bereiche werden dabei berücksichtigt: Mobilität, sensorische Funktionen, Aktivitäten des täglichen Lebens, kognitive Funktionen, autonome Funktionen, Vorerkrankungen, Medikation, Nutrition und Risiken durch Beschaffenheit der häuslichen Umgebung. Innerhalb von 30 bis 90 Tagen sollte ein Follow-Up mit erneuter Einschätzung des Sturzrisikos und gegebenenfalls Anpassung der Interventionen erfolgen.

Ist der Patient nur einmal im letzten Jahr gestürzt und es liegen keine Kriterien für schwere Stürze vor, sollte mittels Gang und Gleichgewichtstestung die Einteilung in intermediäres und niedriges Sturzrisiko erfolgen. Bei auffälligem Gang, Gleichgewicht, TUG-Test (Timed Up and Go) über 15 s oder Gehgeschwindigkeit unter 0,8 m/s liegt laut Leitlinie ein intermediäres Sturzrisiko vor. Es sollte nach einem zentralen Risikofaktor gesucht werden, um diesen zu minimieren. Zudem sollten Trainingseinheiten zu Gleichgewicht, Gang und Kraft unter

physiotherapeutischer Betreuung begonnen werden. Empfehlung von sportlichen Übungen und Aufklärung zur Sturzprävention sollten alle Patienten erhalten, auch solche mit niedrigem Sturzrisiko (Montero-Odasso et al., 2022).

1.2 Forschung an neuen Methoden zur Bewertung des Sturzrisikos

Derzeit wird nach standardisierten Assessments gesucht, welche zeitsparend und zuverlässig Patienten mit erhöhtem Sturzrisiko identifizieren. Neben dem TUG-Test wurden zahlreiche Instrumente, wie die Berg-Balance-Skala (BBS) und das Performance Oriented Mobility Assessment (POMA) entwickelt. Es gibt keine Evidenz dafür, dass eines dieser Assessments den anderen gegenüber überlegen ist, Patienten mit erhöhtem Sturzrisiko zu identifizieren. Da die Patienten individuell verschiedene Risikofaktoren mitbringen, wird postuliert, dass es wahrscheinlich kein alleinstehendes Assessment von Gang, Gleichgewicht und funktioneller Mobilität zur Stratifizierung des Sturzrisikos geben kann (Beck Jepsen et al., 2022). Neue Klassifikationsmodelle kombinieren Risikofaktoren aus den verschiedenen Kategorien wie zum Beispiel Mobilität, Kognition und Begleiterkrankungen und könnten die Bewertung des Sturzrisikos revolutionieren. Diese Modelle integrieren Bewegungsdaten präziser Messsysteme, wie zum Beispiel tragbare Sensoren (Horak et al., 2023), druckempfindliche Einlegesohlen (Unger et al., 2021) und Matten (Teplitzky et al., 2023). Darüber hinaus erfahren Gangtestungen unter Dual-Tasking Bedingungen zur Bewertung des Sturzrisikos eine wachsende Aufmerksamkeit (Allali et al., 2007; Ansai et al., 2016; Johansson et al., 2016; Springer et al., 2006; Yogev-Seligmann et al., 2008).

Im Folgenden wird näher auf die apparative Bewegungsmessung, Dual-Tasking und die Forschung an Klassifikationsmodellen zur Identifizierung von Personen mit erhöhtem Sturzrisiko eingegangen.

1.1.1 Apparative Bewegungsmessung zur Bewertung des Sturzrisikos

Zur Bewertung des Sturzrisikos bieten neue Messmethoden die Möglichkeit, Bewegungen präzise und objektiv zu erfassen. Aus den Bewegungsdaten werden zum Beispiel Gangparameter berechnet, die eine exakte quantitative Analyse der Mobilität erlauben. Aktuelle Arbeiten zur Bewertung des Sturzrisikos verwenden diese Messmethoden, um subtile Abweichungen zu finden, die auf ein erhöhtes Sturzrisiko hinweisen. Zum Beispiel können druckempfindliche Matten verwendet werden, um Gangmuster zu finden, die auf ein erhöhtes Sturzrisiko hinweisen (Kwon et al., 2018). Tragbare Sensoren und Einlegesohlen bieten die

Möglichkeit außerhalb der Klinik und des Motoriklabors die Gangparameter von sturzgefährdeten Personen zu erfassen (Subramaniam et al., 2022).

In letzter Zeit haben sich Accelerometer und Gyroskope in drahtlosen und tragbaren Sensoren als potenziell nützliche Methode zur Sturzrisikobewertung etabliert. Es wurde festgestellt, dass räumliche und zeitliche Messgrößen wie eine langsamere Ganggeschwindigkeit sowie kürzere Schreit- und Schrittlängen mit dem Sturzrisiko in Verbindung stehen (Patel et al., 2020).

Zudem konnte eine veränderte Druckverteilung mit Einlegesohlen bei älteren Personen mit Stürzen gemessen werden (Unger et al., 2021). Um tragbare Sensoren zu validieren, werden häufig optische Messsysteme verwendet (Carcreff et al., 2022; Meng et al., 2021; Romijnders et al., 2021; Warmerdam et al., 2021). Auf die optische Bewegungserfassung wird im folgenden Abschnitt eingegangen, da diese Messmethode in der vorliegenden Arbeit verwendet wird.

1.1.1.1 Optische Bewegungserfassung

Die optische Bewegungserfassung ist die Standardmethode zur Analyse menschlicher Bewegungen unter Laborbedingungen. Es werden mehrere Kameras eingesetzt, um die Position und Bewegung von Körperteilen oder retroreflektierenden Markern, die an bestimmten Körperpunkten angebracht sind, zu verfolgen. Die Erfassung von Bewegungsdaten im dreidimensionalen Raum ermöglicht eine detaillierte Analyse der verschiedenen kinematischen Parameter (Cappozzo et al., 2005; Chiari et al., 2005; Gavrilu & Davis, 1996; C. M. Kim & Eng, 2004). Zu den Vorteilen der optischen Bewegungserfassung gehören ihre hohe Genauigkeit, Zuverlässigkeit und die Fähigkeit, auch feine Bewegungsdetails zu erfassen. Sie erfordert jedoch spezialisierte Laboratorien, teure Geräte und langwierige Einrichtungs- und Nachbearbeitungszeiten sowie Einschränkungen in Bezug auf das Messvolumen (Iosa et al., 2016).

Mittels optischer Bewegungserfassung lassen sich Vektoren aus den jeweiligen Körpersegmenten bilden, aus denen intersegmentale Parameter, wie zum Beispiel intersegmentale Winkel abgeleitet werden können. Somit ist diese Methode besonders nützlich zur Erfassung von intersegmentalen Drehparametern bei Personen mit neurologischen Erkrankungen und älteren Erwachsenen (Ahmad et al., 2014; Ashburn et al., 2014; Forsell et al., 2017; Hollands et al., 2010; J. A. Smith et al., 2017).

1.1.2 Ganganalyse unter Dual-Tasking

Das in der hier vorgelegten Arbeit untersuchte Gehen und Drehen während der Smartphone-Nutzung stellt eine Dual-Tasking-Situation dar. Im Folgenden wird näher auf Dual-Tasking während des Gehens eingegangen. Dual-Tasking bedeutet zwei Aufgaben gleichzeitig zu erledigen. Dies erfordert die Verteilung und Priorisierung der Aufmerksamkeit und ist somit eine Exekutivfunktion (MacPherson, 2018). Navon und Gopher vergleichen die Aufmerksamkeit mit einer Fabrik, der nur limitierte Ressourcen zum Erledigen von Aufgaben zur Verfügung stehen. Individuelle Kapazität, Schwierigkeit der Aufgabe und Priorisierung beeinflussen die Leistungsfähigkeit. Wird die Durchführung einer Aufgabe durch das Ausüben einer zusätzlichen Aufgabe eingeschränkt, dann konkurrieren diese Aufgaben miteinander. Dieses Phänomen wird Dual-Task-Paradigma genannt (Navon & Gopher, 1979).

Entgegen früheren Annahmen benötigt auch das Gehen Aufmerksamkeit und kann durch das Ausüben zusätzlicher Aufgaben beeinträchtigt werden (Mirelman et al., 2018). Um diesen gegenseitigen Einfluss zu quantifizieren wird die Leistungsfähigkeit unter Single- und Dual-Tasking-Bedingungen gemessen und ins Verhältnis gesetzt, wodurch sich die Dual-Task-Kosten (DTK) ergeben (Somberg & Salthouse, 1982).

Für die Bewertung des Sturzrisikos scheinen Gangtestungen unter Dual-Tasking Bedingungen besonders nützlich zu sein. Somit kann die Beobachtung zeitlicher und räumlicher Veränderungen des Gangs als Reaktion auf eine zusätzliche kognitive Belastung helfen, Personen mit erhöhtem Sturzrisiko zu identifizieren (Allali et al., 2007; Ansai et al., 2016; Johansson et al., 2016; Springer et al., 2006; Yogev-Seligmann et al., 2008). Eine Metaanalyse von Bayot et al. hat 12 Studien eingeschlossen, welche Dual-Tasking und Single-Tasking Analysen des Gangs als Prädiktoren für Stürze bei Älteren Erwachsenen vergleichen. Bei allen Studien konnte die Gangperformanz unter Dual-Tasking Stürze vorhersagen. Hervorzuheben ist, dass in vier Studien die Performanz der Drehbewegung, während des Dual-Taskings als überlegener Prädiktor gegenüber dem Single-Tasking festgestellt wurde (Bayot et al., 2020).

Während bereits verschiedenste Sekundäraufgaben untersucht wurden, hat erst eine Studie den Zusammenhang zwischen dem Einfluss eines Smartphone-Spiels auf die Gehgeschwindigkeit und der Sturzanamnese untersucht. Dabei zeigten ältere Personen, die im letzten Jahr gestürzt sind, höhere DTK der Gehgeschwindigkeit als Probanden ohne Stürze (Yamada et al., 2011).

1.1.3 Integrieren von Gangparametern in Klassifikationsmodelle

Auf der Suche nach präziseren Instrumenten zur Bewertung des Sturzrisikos werden Algorithmen des maschinellen Lernens eingesetzt, um Klassifikationsmodelle zu entwickeln, welche möglichst zuverlässig Personen mit erhöhtem Sturzrisiko erkennen. Diese Modelle integrieren Gangparameter zusammen mit klinischen Risikofaktoren für Stürze, wie zum Beispiel Alter, Begleiterkrankungen und Medikamenteneinnahmen. Die Drehbewegung ist ein relevanter Faktor in diesen Modellen. Zum Beispiel konnten Klassifikations-Modelle, die das Drehverhalten eingeschlossen haben, die Probanden besser in Stürzer und Nicht-Stürzer einteilen (Drover et al., 2017).

Aktuell wird am Instrumented Stand and Walk (ISAW) Test geforscht. Parameter zu Balance, Gang und Drehung wurden mit klinischen Daten in logistischen Regressionsmodellen kombiniert, um Modelle zu finden, welche zuverlässig ältere Personen mit erhöhtem Sturzrisiko erkennen. Die verlässlichsten Modelle beinhalteten unter anderem die Drehgeschwindigkeit und unter Dual-Tasking-Bedingungen erhobene Gangparameter (Horak et al., 2023).

Ziel dieser Forschung ist es, objektive und zuverlässige Instrumente zu entwickeln, die in klinischen Umgebungen für die routinemäßige Bewertung des Sturzrisikos eingesetzt werden können. Da auch Drehverhalten und Dual-Tasking eine wichtige Rolle in der Sturzrisikostratifizierung spielen, ist es wichtig diese Faktoren weiter zu erforschen. Zusätzlich könnten mit Sekundäraufgaben, die auf Smartphones absolviert werden, standardisierte Dual-Tasking Situationen geschaffen werden, welche durch die Patienten eigenständig durchgeführt werden können.

1.2 Besonderheiten der Drehbewegung bei älteren Erwachsenen und Personen mit neurologischen Erkrankungen

Das Drehen beim Gehen ist eine komplexe motorische Aufgabe, die eine Reihe von koordinierten Bewegungen zur Änderung der Bewegungsrichtung unter Beibehaltung von Gleichgewicht und Stabilität umfasst. Sie erfordert gleichzeitige Kontrolle über Körperhaltung und Gang, Verlagerung des Schwerpunkts und Koordination der Extremitäten (Cheng et al., 2014; Haertner et al., 2018; Mellone et al., 2016).

Ein besonderer Aspekt ist die intersegmentale Koordination der Drehbewegung. Diese beinhaltet das Zusammenspiel der Körpersegmente Kopf, Rumpf, Pelvis und untere Extremität während der Drehbewegung. Klassischerweise erfolgen Richtungsänderungen während des Gehens in einer Top-Down-Sequenz, bei der die Blickrichtung und der Kopf die Drehung einleiten und die unteren Segmente nach und nach folgen. (Fuller et al., 2007; K. Kim et al., 2020) Diese Top-Down-Strategie findet sich vor allem bei höherer Gang- und Drehgeschwindigkeit. Bei langsameren Drehungen wurde vermehrt eine eher gleichzeitige Initiation der Drehung der Segmente beobachtet. Dies nennt man en bloc Strategie (Forsell et al., 2017; Khobkhun et al., 2021).

Bei neurologischen Erkrankungen und altersbedingten physiologischen Veränderungen können sensorische oder motorische Systeme, die am Gleichgewicht und an der Koordination beteiligt sind, beeinträchtigt sein und die Fähigkeit einer Person zur sicheren Ausführung von Drehbewegungen vermindern (Adusumilli et al., 2018; Leach et al., 2018; Song et al., 2012; Stack & Ashburn, 2008). Im Folgenden wird auf die Herausforderungen und Gefahren eingegangen, denen sich ältere Erwachsene und Patienten mit Idiopathischem Parkinsonsyndrom (IPS), Multipler Sklerose (MS), Schlaganfall und Schmerzen im unteren Rückenbereich stellen, wenn es um das Drehen beim Gehen geht.

1.2.1 Ältere Erwachsene

Für ältere Erwachsene stellt die Drehbewegung ein riskantes Manöver dar und es kommt gehäuft zu gefährlichen Stürzen und Hüftfrakturen (Crenshaw et al., 2017; Cumming & Klineberg, 1994; Robinovitch et al., 2013). Aktuell wird mit apparativen Bewegungsmessungen bei älteren Personen nach feinen Veränderungen im Drehverhalten gesucht, um Personen mit erhöhtem Sturzrisiko zu identifizieren. Zudem werden vermehrt Home-Assessments mit tragbaren Sensoren durchgeführt, um die Drehbewegung im natürlichen Umfeld der Probanden zu untersuchen. Bei kontinuierlichen Messungen von Drehbewegungen bei älteren Erwachsenen zeigten Probanden mit erhöhtem Sturzrisiko weniger Drehungen pro Stunde, eine längere Drehdauer und eine langsamere Spitzenwinkelgeschwindigkeit (SWG) (Leach et al., 2018; Mancini et al., 2016).

Im höheren Alter bestehen häufig Einschränkungen der Kognition, wobei ein Zusammenhang zwischen abnormen Bewegungsmustern und Mild Cognitive Impairment gefunden wurde (Mendes Pessoa et al., 2019; Verghese et al., 2008). Zudem haben insbesondere unter Dual-Tasking Bedingungen erhobene Drehparameter einen Wert für die Einschätzung des Sturzrisikos. Zum Beispiel wurden eine geringere Drehgeschwindigkeit, geringere SWG und

längere Drehdauer, während Dual-Tasking mit Stürzen assoziiert (de Barros et al., 2021; Horak et al., 2023; Porciuncula et al., 2016).

Auch die intersegmentale Koordination der Drehung im Stehen hängt mit Stürzen bei älteren Personen zusammen. Ältere Probanden mit Stürzen im Follow-Up zeigten eher eine en bloc Strategie als solche ohne Stürze (Wright et al., 2012).

1.2.2 Idiopathisches Parkinson-Syndrom

Nach der Alzheimererkrankung ist das IPS die zweithäufigste neurodegenerative Erkrankung (Dorsey et al., 2007; Fargo, 2014). Die Degeneration dopaminerger Neurone der Substantia Nigra und der konsekutive Mangel von Dopamin an den striatalen Rezeptoren ist eine der zentralen Ursachen der motorischen Symptome (Dickson et al., 2009). Neben der Bradykinese gehören Rigidität und Ruhetremor zu den Kardinalsymptomen des IPS (Postuma et al., 2015). Im weiteren Verlauf des IPS entwickelt sich häufig eine posturale Instabilität (G. Gibb & Lees, 1988).

Die Drehbewegung spielt eine zentrale Rolle bei der Untersuchung des Gangbilds von IPS-Patienten und besonders in frühen Stadien zeigt sich häufig eine verlangsamte Drehbewegung (Salarian et al., 2010). Eine Herausforderung für IPS-Patienten beim Drehen ist die verminderte Automatik. In späteren Stadien kann ein Einfrieren des Gangs auftreten, ein Phänomen, dass durch eine plötzliche und vorübergehende Unfähigkeit gekennzeichnet ist, eine Bewegung einzuleiten oder Schritte zu machen, wodurch die Mobilität maßgeblich beeinträchtigt wird (Giladi et al., 1992). Für IPS-Patienten mit posturaler Instabilität sind Drehungen besonders problematisch und es kommt gehäuft zu Stürzen (Bloem et al., 2001; Song et al., 2012; Stack & Ashburn, 2008). Zudem führen diese Stürze während der Drehbewegung, zu schweren Verletzungen (Ashburn et al., 2008).

Auch nicht motorische Symptome zeichnen das klinische Bild des IPS. Darunter befinden sich Einschränkungen der Kognition, wie zum Beispiel der exekutiven Funktionen, welche essenziell für das Dual-Tasking sind. In diesem Kontext wurde die Gangperfomanz von IPS-Patienten unter Dual-Tasking Bedingungen vielfach untersucht (Criminger & Swank, 2020; Hausdorff et al., 2003; Onder & Ozyurek, 2021; Rochester et al., 2004; Vitorio et al., 2021), wobei zum Beispiel eine durch kognitive Aufgaben verursachte Verringerung der Ganggeschwindigkeit Stürze prädictieren konnte (Heinzel et al., 2016). Auch die Drehung wird durch zusätzliche kognitive Aufgaben negativ beeinflusst, welche zu Beispiel zu einer Verlangsamung der Geschwindigkeit der Drehung führen (Vitorio et al., 2021). Darüber hinaus

kann Dual-Tasking ein Einfrieren des Gangs während der Drehung auslösen (Spildooren et al., 2010).

Die Beobachtung des intersegmentalen Drehverhaltens scheint bei IPS-Patienten besonders sensitiv für die Erkennung von motorischen Einschränkungen zu sein. So konnte bei Patienten mit IPS, welche keine messbar eingeschränkte Performanz beim Geradeausgehen zeigten, eine abnorme intersegmentale Koordination der Drehung festgestellt werden. Dabei begannen Kopf und Thorax nahezu gleichzeitig zu drehen im Sinne einer en bloc Strategie (Crenna et al., 2007). Insgesamt ist die Literatur zur intersegmentalen Koordination der Drehung von IPS-Patienten sehr begrenzt. In kleinen Stichproben wurden Patienten mit erhaltener Top Down Sequenz und ebenso mit en bloc Strategie gefunden (S. Akram et al., 2013; Bianchini et al., 2023; Hong & Earhart, 2010).

In Anbetracht der oben genannten Beobachtungen ist es bei Patienten mit IPS besonders wichtig die Drehbewegung unter Dual-Tasking Bedingungen zu betrachten.

1.2.3 Multiple Sklerose (MS)

Multiple Sklerose (MS) ist eine entzündliche Erkrankung des Zentralen Nerven Systems (ZNS), welche vermutlich durch fehlgeleitete Reaktionen des adaptiven und angeborenen Immunsystems auf Myelinscheiden und weitere Strukturen des ZNS entsteht (Gay et al., 1997; Kutzelnigg et al., 2005; Sawcer et al., 2011). Bei MS können somit alle Funktionsbereiche des ZNS betroffen sein. Zum Beispiel beschreiben Personen mit MS oft Empfindungen, sie würden das Gleichgewicht zu verlieren, unsicher oder unkoordiniert sein. In solchen Fällen ist eine genaue neurologische Untersuchung entscheidend, um die Ursache zu lokalisieren, da diese Symptome auf Läsionen im Zerebellum (Tremor, Dysmetrie, Dysdiadochokinese, Gangataxie, Augenbewegungsstörungen), Myelonläsionen (afferente Ataxie), vestibuläre Funktionsstörungen, Spastik, Schwäche oder einer Kombination aus oben genannten Faktoren beruhen können (Gelfand, 2014).

Diese Einschränkungen können die Fähigkeit beeinträchtigen, Drehungen sicher auszuführen. Darüber hinaus sind Probleme von MS-Patienten bei der Drehbewegung quantifizierbar und korrelieren mit einem erhöhten Risiko für Stürze (Soke et al., 2019, 2022). Darüber hinaus wurde von vermehrten Stürzen während Drehbewegungen bei Patienten mit MS berichtet (Gunn et al., 2014).

Auch das Zusammenspiel von Motorik und Kognition kann bei MS-Patienten gestört sein. Beim Ausüben einer kognitiven Aufgabe während des Gehens hatten MS-Patienten eine niedrigere Ganggeschwindigkeit im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe (Kalron et al., 2010). Diese erhöhte Anfälligkeit der Motorik durch zusätzliche Aufgaben ist klinisch relevant, da eine verminderte Gangperformanz unter Dual-Tasking mit einem erhöhten Sturzrisiko assoziiert ist (Etemadi, 2017; Wajda et al., 2013).

1.2.4 Schlaganfall

In Europa gehören Schlaganfälle zu den häufigsten Ursachen für Behinderung und eingeschränkte Mobilität bei Erwachsenen (Wilkins et al., 2017). 37% bis 73% der Schlaganfallpatienten erleiden Stürze in den ersten sechs Monaten nach der Entlassung aus dem Krankenhaus (Forster & Young, 1995; Kerse et al., 2008; Mackintosh et al., 2006). Durch diese späte Komplikation sind bei Schlaganfallpatienten Hüftfrakturen häufiger als bei Gesunden im gleichen Alter (Batchelor et al., 2012). Die Analyse des Drehverhaltens, während Dual-Tasking konnte bei Schlaganfallpatienten die Dauer der Drehung und die Anzahl der Schritte als Prädiktoren für zukünftige Stürze identifizieren (Zou et al., 2020).

In Bezug auf die intersegmentale Koordination waren die Ergebnisse widersprüchlich, wobei einige Studien bei chronischem Schlaganfall eine erhaltene Top-Down-Reorientierung zeigten (Ahmad et al., 2014; Leigh Hollands et al., 2010; Nakamura et al., 2019), während andere Studien von einem en-bloc-Drehverhalten berichteten (Lamontagne & Fung, 2009; Manaf et al., 2017). Eine Studie hat den Zusammenhang der Intersegmentalen Koordination mit Stürzen in der Anamnese untersucht. Schlaganfall Patienten mit Stürzen zeigten so wie die Kontrollgruppe ohne Stürze eine erhaltene Top-Down-Sequenz ihrer Drehung (Leigh Hollands et al., 2010).

1.2.5 Schmerzen im unteren Rücken

Unspezifische chronische Schmerzen im unteren Rücken sind definiert als Schmerzen über drei Monate im Bereich von der zwölften Rippe bis zur Analfalte (Markman et al., 2020). Die Pathogenese, der Schmerzen ist nicht abschließend geklärt und häufig findet sich kein erklärendes anatomisches Korrelat (Chou et al., 2012; Li et al., 2021). Patienten mit Schmerzen im unteren Rückenbereich sind oft in ihrer Mobilität eingeschränkt und häufiger von Stürzen betroffen (Bell et al., 2021). Faktoren, welche mit Stürzen zusammenhängen, sind zum Beispiel Ganggeschwindigkeit (Bell et al., 2021) und Gangvariabilität. Die Gangvariabilität

und die Drehung werden durch Dual-Tasking Bedingungen negativ beeinflusst. Es wird postuliert, dass Stürze bei Patienten mit unteren Rückenschmerzen mit verändertem Gang unter Dual-Tasking zusammenhängen, da exekutive Funktionen durch Schmerzen eingeschränkt werden (Hamacher et al., 2014; J. A. Smith et al., 2017).

Menschen mit Schmerzen im unteren Rückenbereich wenden häufig veränderte Bewegungsstrategien an, um Schmerzen zu vermeiden, was ihre Fähigkeit, Drehungen auszuführen, beeinträchtigen kann. Zum Beispiel zeigten Patienten mit chronischen Schmerzen im unteren Rücken in der asymptomatischen Phase eine veränderte intersegmentale Koordination der Drehung (J. A. Smith & Kulig, 2016). Außerdem zeigte sich eine größere Variabilität der intersegmentalen Koordination der Drehbewegung bei gleichzeitiger Ausführung kognitiver Aufgaben (J. A. Smith et al., 2017).

1.3 Die Smartphone-Nutzung während des Gehens

In diesem Abschnitt wird erläutert, welchen Einfluss die Smartphone-Nutzung während des Gehens auf Gleichgewicht, Gang und insbesondere auf die Drehbewegung haben.

Darüber hinaus wird auf das potenziell erhöhte Sturzrisiko durch die Ablenkung mit Smartphones eingegangen.

1.3.1 Einfluss der Smartphone-Nutzung auf Bewegung und Sturzrisiko

Smartphones sind für viele Menschen zu einem festen Bestandteil des täglichen Lebens geworden, und es hat sich gezeigt, dass ihre Nutzung verschiedene Aspekte von Bewegung und Gleichgewicht beeinträchtigt. Somit können bereits gesunde Personen, die während des Gehens ein Smartphone benutzen, ein verändertes Gangbild zeigen, wie zum Beispiel eine verringerte Gehgeschwindigkeit, erhöhte Gangvariabilität, verkürzte Schrittlänge und verlängerte Zwei- und Einbeinstandphasen (Bruyneel et al., 2023; Bruyneel & Duclos, 2020). Zudem ist das dynamische Gleichgewicht gesunder Personen während der Verwendung von Smartphones eingeschränkt (Hyoung, 2015).

Eine wichtige Rolle bei der Verwendung des Smartphones scheint die Kognition und insbesondere die Aufmerksamkeit zu spielen, da Zusammenhänge zwischen verändertem Gangmuster, während Smartphone-Nutzung und Ergebnissen in Kognitionstests gefunden wurden. (Niederer et al., 2018)

Bei Personen mit neurologischen Erkrankungen wurden bisher nur wenige Untersuchungen zur Gangperformanz während der Nutzung eines Smartphones unternommen (Bianchini et al., 2023; Pau et al., 2018). Da das Nutzen eines Smartphones während des Gehens eine Dual-Tasking bzw. Multitasking Situation darstellt, könnten Personen mit bestehenden Gleichgewichtsstörungen, Kognitiven Einschränkungen und neurologischen Erkrankungen besonders anfällig für die negativen Auswirkungen der Smartphone-Nutzung auf Bewegung und Stabilität sein.

In den Notaufnahmen häufen sich zudem Einweisungen mit Verletzungen, welche während der Smartphone-Nutzung entstanden sind. Smith et al. haben Unfälle im Zusammenhang mit Mobiltelefon-Nutzung untersucht. Bei der Mehrzahl der gemeldeten Fälle handelte es sich um Stürze und die meisten Vorfälle ereigneten sich zu Hause (Smith et al. 2013) . Die Anzahl der mit Nutzung von Mobiltelefonen assoziierten Kopf und -Halsverletzungen stieg über die letzten zwei Jahrzehnte. Die am häufigsten vertretene Altersgruppe war zwischen 13-29 Jahre. Weniger als 5% waren über 65 Jahre alt. Während durch gleichzeitiges Schreiben von Textnachrichten und Autofahren ausgelöste Verletzungen eher bei jüngeren Patienten zu beobachten war, zeigte sich in der Gruppe der beim Gehen verursachten Verletzungen bereits ein kleiner Anteil von über 65-jährigen Patienten (Povolotskiy et al., 2020).

1.3.2 Einfluss der Smartphone-Nutzung auf das Drehverhalten

Der Einfluss der Smartphone-Nutzung auf das Drehverhalten, insbesondere auf die intersegmentale Koordination, bei Personen mit und ohne neurologische Erkrankungen, wurde bisher nur in einer Studie untersucht. Alle Teilnehmer, unabhängig von Alter und neurologischer Erkrankung, zeigten ein en-bloc-Drehverhalten bei der Ausführung von kognitiven Aufgaben auf einem Smartphone. Patienten mit Zustand nach Schlaganfall zeigten auch beim Gehen ohne Smartphone eine en bloc Drehung (Bianchini et al., 2023).

Eine en-bloc Drehung bedeutet, dass die Körpersegmente Kopf, Thorax und Hüfte die Drehbewegung eher gleichzeitig einleiten, anstatt der natürlichen Top-Down Sequenz, bei der der Kopf die Drehung einleitet und die unteren Segmente folgen (S. Akram et al., 2013; S. B. Akram et al., 2010; Fuller et al., 2007). Wichtig ist, dass eine beeinträchtigte Drehkoordination und das Drehen en-bloc mit Sturzangst (Cocks et al., 2021) und einem höheren Sturzrisiko in Verbindung stehen (Wright et al., 2012). Daher ist es relevant zu untersuchen, ob diese veränderte Koordination der Drehung während der Smartphone-Nutzung mit Stürzen zusammenhängt. Aus den Ergebnissen könnten sich künftige Empfehlungen für die Nutzung von Smartphones während des Gehens ableiten.

Außerdem zeigten IPS-Patienten die stärkste Reduktion der SWG, wenn sie ein Smartphone beim Drehen benutzten. Die "Dreifachaufgabe" (d. h. Smartphone-Nutzung, Drehen, kognitive Aufgabe) könnte einen Engpass in der neuronalen Verarbeitung darstellen, der zu gefährlichem Drehverhalten führen könnte, insbesondere bei IPS-Patienten, die häufig Schwierigkeiten mit Dual-Tasking-Situationen beim Gehen haben (Bianchini et al., 2023). Demzufolge ist zu untersuchen, ob IPS-Patienten mit Stürzen zu einer riskanteren Drehung während der Smartphone-Nutzung neigen.

In der hier vorgelegten Arbeit werden die von Bianchini et al. erhobenen Parameter der Drehung in Hinblick auf die Sturzanamnese analysiert.

1.4 Ziel der Arbeit

Vor dem Hintergrund der oben beschriebenen Zusammenhänge wird deutlich, dass die genaue Untersuchung der Drehbewegung während der Smartphone-Nutzung und der Zusammenhang mit dem Aufkommen von Stürzen, wichtige Erkenntnisse für Kliniker und zukünftige Studien liefern kann.

Ziel der Arbeit ist es mittels Optical Motion Capture zu untersuchen, ob Patienten mit Stürzen in der Anamnese ein abnormes Drehverhalten während der Smartphone-Nutzung zeigen. Die Ergebnisse könnten dazu beitragen Parameter der Drehung zu finden, die bei sturzgefährdeten Patienten besonders anfällig für Dual-Tasking mit dem Smartphone sind. Zukünftig könnten Assessments zur Bewertung des Sturzrisikos durch Dual-Tasking Situationen mit Aufgaben, die auf dem Smartphone absolviert werden, vereinfacht und standardisiert werden.

2. Methoden

Die für die hier vorgelegte Arbeit gewonnen Daten sind Teil einer Studie zur Validierung von Algorithmen, für die Analyse von Bewegungsdaten, welche durch tragbare Sensoren erhoben wurden (Warmerdam et al., 2021). Sie wurde durch die Ethikkommission der Medizinischen Fakultät des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein (UKSH), Campus Kiel, beraten (Projektnummer: D438/18). Vor Beginn der Studie gaben alle Probanden ihr schriftliches Einverständnis.

2.1 Probanden

2.1.1 Rekrutierung

Die Rekrutierung der gesunden Teilnehmer erfolgte mit Flyern in öffentlichen Gebäuden und auf Messveranstaltungen. Die Probanden mit Neurologischen Erkrankungen wurden auf den Stationen und in der Ambulanz, der Neurologie des UKSH, Campus Kiel, rekrutiert.

2.1.2 Einschlusskriterien

Die Studie von E. Warmerdam et al. schloss vordefinierte Teilnehmergruppen ein. Darunter befanden sich gesunde ältere Erwachsene (>60 Jahre), sowie Patienten mit IPS (nach UK Brain Bank Kriterien) (W. R. G. Gibb & Lees, 1988), Zustand nach symptomatischem Schlaganfall (vor weniger als vier Wochen), MS (nach McDonalds Kriterien) (Thompson et al., 2018) und chronischen Schmerzen im unteren Rücken (anhand von Krankengeschichte und Untersuchung vor Ort).

2.1.3 Ausschlusskriterien

Personen, die nicht in der Lage waren, ohne Gehhilfe eine Strecke von mindestens 10 Metern zu gehen, Personen mit einem Montreal Cognitive Assessment (MoCA) von unter 15 Punkten und solche mit implantiertem Herzschrittmacher wurden ausgeschlossen. Gesunde Probanden wurden ausgeschlossen, wenn diese Einschränkungen der Bewegung hatten, die nicht altersbedingt war. Es wurden auch Patienten ausgeschlossen, die zusätzlich zu ihrer Hauptdiagnose eine Einschränkung der Motorik oder des Bewegungsapparates hatten, die die Mobilität beeinträchtigen könnte. Dies erfolgte nach dem Ermessen der Studienleitung. Dies erfolgte darum, damit die Messungen nicht durch stark von der Norm abweichende Bewegungsmuster und Körperhaltungen verfälscht werden. Zum Beispiel wurden Personen ausgeschlossen mit Zustand nach orthopädischen Operationen, die die Winkel der Extremitäten deutlich von der Norm abweichen ließen.

Für die Querschnittsanalyse in der hier vorgelegten Arbeit galten folgende zusätzliche Ausschlusskriterien: Die Person war nicht in der Lage, die Angaben auf dem Smartphone zu erkennen (z.B. aufgrund eines eingeschränkten Visus), und sie war nicht in der Lage zu gehen während des Bedienens eines Smartphones.

2.1.4 Klinische und demographische Daten

Es wurden Alter und Geschlecht erfragt, sowie Körpergröße und Körpergewicht gemessen und der BMI berechnet. Zur Erfassung der kognitiven Funktionen wurde die im Montreal Cognitive Assessment (MoCA) (Nasreddine et al., 2005) erzielte Punktzahl notiert. Die Probanden wurden anhand des Charlson Komorbiditätsindex (CCI) (Charlson et al., 1987) und des Screeningfragebogen für Sarkopenie (SARC-F) (Malmstrom & Morley, 2013) zu ihrer Gesundheit befragt. Die krankheitsspezifische Evaluation erfolgte mit der Hoehn und Yahr Skala (H&Y) (Hoehn & Yahr, 1967) für Patienten mit IPS und Expanded Disability Status Scale (EDSS) für Patienten mit MS (Kurtzke, 1983).

2.1.5 Einteilung der Probanden in Gruppen anhand der Sturzanamnese

Ob die Teilnehmer im letzten Jahr gestürzt sind, wurde anhand des Screeningfragebogens für Sarkopenie (SARC-F) (Drey et al., 2020) mit folgenden Fragen ermittelt: „Wie oft sind Sie im letzten Jahr gestürzt?“ Antwortmöglichkeiten: „kein Sturz, 1-3 Stürze, 4 oder mehr Stürze“. Zusätzlich wurde die Frage gestellt: „Wenn sie gestürzt sind, warum sind Sie gestürzt?“. „Ein Sturz wurde definiert als das unbeabsichtigte Aufkommen eines Probanden auf dem Boden oder auf einer niedrigeren Ebene, nicht als Folge eines schwerwiegenden intrinsischen Ereignisses (z. B. Schlaganfall oder Synkope) oder einer überwältigenden Gefahr.“ (Gibson et al., 1987; Tinetti et al., 1988) Anhand der Sturzanamnese wurden die Probanden in zwei Gruppen eingeteilt. Die Probanden, die einen oder mehr Stürze im letzten Jahr angaben, wurden der Gruppe Stürzer zugeordnet. Probanden, die keine Stürze im letzten Jahr hatten, wurden der Gruppe Nicht-Stürzer zugeteilt.

2.2 Ablauf der Bewegungsmessung

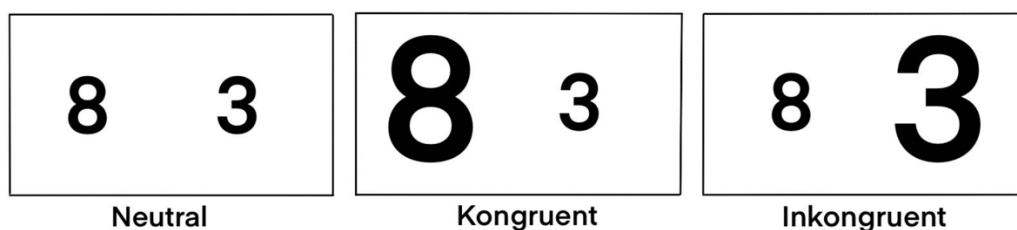
Die Versuche fanden im Motoriklabor der Neurologie des UKSH, Campus Kiel, statt. Über einen Zeitraum von ein bis zwei Stunden führten die Probanden standardisierte klinische Mobilitätsassessments (z.B. TUG) und nicht standardisierte motorische Aufgaben, die Aktivitäten des täglichen Lebens ähneln (z.B. Bügeln) durch. Es wurde stets darauf geachtet, dass immer ein Doktorand in der Nähe des Probanden war, um die Aufgaben zu erklären und das Risiko eines Sturzes, durch rechtzeitiges Einschreiten zu minimieren. Die Messungen begannen immer mit dem MDS-UPDRS III. Die weiteren Abschnitte folgten in randomisierter Reihenfolge, um ein Bias durch eine vorgegebene Reihenfolge zu verringern. Eine genaue

Beschreibung aller durchgeführten Übungen ist veröffentlicht im Protokoll von (Warmerdam et al., 2021).

2.2.1 Ablauf des Abschnitts „Phone“

Der für diese Arbeit relevante Abschnitt der Messung wird im Folgenden genauer erklärt. Die Probanden befanden sich in einem mit Kegeln abgesteckten Bereich (5x1m) und wurden instruiert fünf verschiedene Aufgaben zu erledigen:

1. Einfacher Reaktionszeittest (RZT) auf einem Smartphone im Stehen („Bitte tippen Sie so schnell wie möglich auf den Bildschirm, sobald ein schwarzes Quadrat auf dem Bildschirm erscheint“)
2. Numerischer Stroop-Test (NST) auf einem Smartphone im Stehen („Auf dem Bildschirm erscheinen jedes Mal zwei Zahlen, bitte tippen Sie auf die wertmäßig größte Zahl, nicht auf die größte Zahl in der Größe“). Bei diesem Test gab es drei mögliche Bedingungen: (1) Neutral, die Schriftgröße beider Zahlen ist gleich; (2) Kongruent, die Zahl mit dem höchsten Wert hat eine größere Schriftgröße; (3) Inkongruent, die Zahl mit dem höchsten Wert hat eine kleinere Schriftgröße (Abbildung 1). Insgesamt wurden 24 Antworten verlangt, acht für jede Bedingung. Die Reihenfolge, in der die 24 Optionen im Test vorkamen, war randomisiert. Sowohl die Reaktionszeit als auch die Genauigkeit wurden aufgezeichnet.

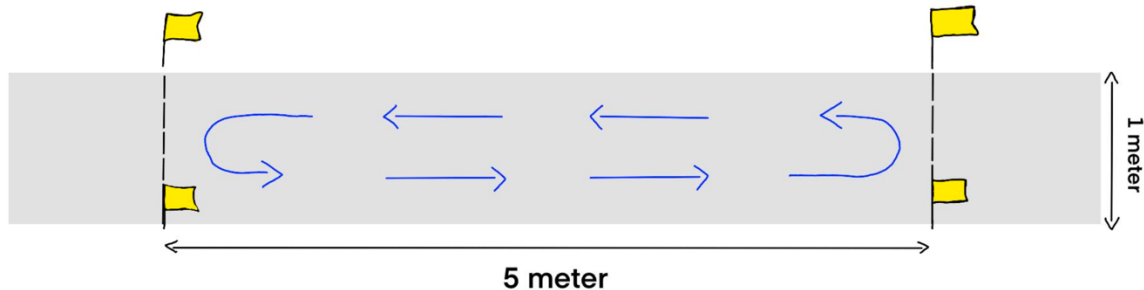


1

Abbildung 1 Numerischer Stroop Test, Beispiele für die drei möglichen Bedingungen (Warmerdam et al., 2021)

¹ Eigene intern erstellte Abbildung

3. Single-Tasking (ST): 30 Sekunden lang innerhalb des vorgegebenen Bereiches auf und ab gehen ("Bitte gehen Sie in Ihrer normalen Geschwindigkeit auf und ab und bleiben Sie innerhalb des durch die Kegel markierten Bereichs") (Abbildung 2)



2

Abbildung 2 Skizze des vorgegebenen Bereichs in dem sich die Probanden bewegten (Warmerdam et al., 2021)

4. Simple Dual-Tasking (SDT): Den 5 Meter langen Weg hinauf und hinunter gehen und dabei Ausführen des einfachen Reaktionszeittests auf dem Smartphone ("Bitte führen Sie den einfachen Reaktionszeittest erneut durch, wie zuvor angewiesen, und gehen Sie den Gehweg im gleichen Moment in Ihrer normalen Geschwindigkeit hinauf und hinunter").
5. Komplexes Dual-Tasking (KDT): Den 5 m langen Weg hinauf und hinunter gehen und dabei Ausführen des numerischen Stroop-Tests ("Bitte führen Sie den numerischen Stroop-Test erneut durch, wie zuvor angewiesen, und gehen Sie dabei den Gehweg in Ihrer normalen Geschwindigkeit hinauf und hinunter").

Die Anweisungen wurden nicht immer exakt im oben zitierten Wortlaut wiedergegeben. Zum Teil wurde den Probanden vorgeführt, wie sie das Smartphone halten können. Beim Erklären der Aufgaben, die Gehen involvierten, wurde einem kleinen Teil der Probanden das Gehen im vorgegebenen Bereich kurz vorgeführt. Es wurde bei keiner Aufgabe vorgeschrieben, mit welchem Fuß die Probanden zuerst losgehen, ob sie die Drehbewegung nach rechts oder links machen und wie sie die Drehung durchführen. Wenn die Probanden während des Gehens stehenblieben, wurden sie ermutigt weiterzugehen. Zudem erhielten die Teilnehmer beim Dual-Tasking keine Anweisung, ob sie sich eher auf das Gehen oder die Aufgabe auf dem Smartphone konzentrieren sollten.

² Eigene intern erstellte Abbildung

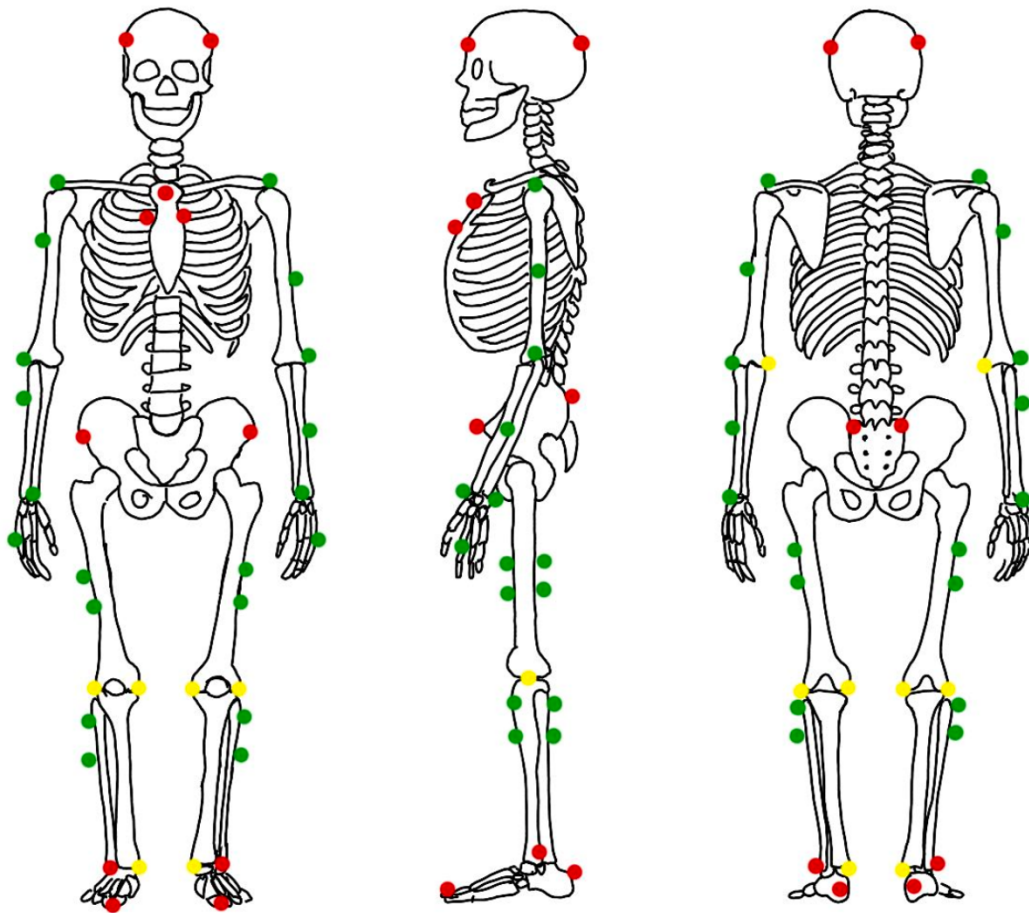
2.3 Aufnahme der Bewegungsdaten

Ein dreidimensionales System zur optischen Bewegungserfassung mit 12 Kameras (Qualisys AB, Göteborg, Schweden) wurde verwendet, um die Bewegung von an Haut, Kleidung, und Schuhwerk der Probanden befestigten retroreflektiven Markern aufzunehmen. Für die hier vorgelegte Arbeit wurden die Positionsdaten der an Kopf, Sternum, Pelvis, und den Füßen befestigten Marker verwendet (Abbildung 3 rot). Zur Kalibrierung vor jeder Messung wurden zusätzliche Marker (Abbildung 3 gelb) angebracht. Die Daten wurden bei einer Bildrate von 200 Hz aufgenommen.

2.4 Analyse der Bewegungsdaten

In der hier vorgelegten Arbeit wurden Daten, die in der Arbeit von Bianchini et al. extrahiert und aufgearbeitet wurden, weiterverwendet und ergänzt (Bianchini et al., 2023). Die Ausrichtung von Kopf, Sternum und Hüfte wurde errechnet auf Grundlage der Positionsdaten der Marker an diesen Strukturen. Um Drehbewegungen zu detektieren, wurden Winkel von Kopf, Sternum und Hüfte nach der Eulerschen Methode berechnet, unter Nutzung der Ausrichtung der Segmente (Wu et al., 2005).

Der Anfang und das Ende einer Drehbewegung wurden erkannt durch die Änderung der Standardabweichung des angularen Signals um die vertikale Achse der drei Segmente. Dies wurde durchgeführt mit der Matlab Funktion *findchangepts*. Die Schritte wurden detektiert über die Laufbahnen der an Fersen und Schuhspitze befestigten Marker. Dafür wurden vertikale Geschwindigkeitssignale aus den Positionsdaten von den Markern an Ferse und Schuhspitze kalkuliert (O'Connor et al., 2007). Der initiale Kontakt, wurde aus dem lokalen Minimum der vertikalen Geschwindigkeit des Schuhspitzen-Markers und der finale Kontakt wurde festgelegt als lokales Maximum der vertikalen Geschwindigkeit des Fersen-Markers (Pijnappels et al., 2001).



3

Abbildung 3 Platzierungen der retroreflektiven Marker, rote Marker: Positionsdaten wurden für die Daten in dieser Arbeit verwendet, grüne Marker: Positionsdaten nicht verwendet, gelbe Marker: wurden vor der Messung zur Kalibrierung angebracht und nach der Kalibrierung wieder entfernt.(Warmerdam et al., 2021)

³ Eigene intern erstellte Abbildung

2.5 Parameter:

Es wurden allgemeine Parameter der Drehbewegung extrahiert, für die bereits Zusammenhänge zu Stürzen festgestellt wurden (Gulley et al., 2020; Horak et al., 2023; Leach et al., 2018; Mancini et al., 2016; Patel et al., 2020). Zudem erfolgte die Ermittlung von Intersegmentalen Parametern, zu denen es bisher wenige Hinweise auf einen Zusammenhang zu Stürzen gibt (Wright et al., 2012). Bei allen Probanden wurden separat Mittelwerte für alle Parameter beim Single-Tasking, simplen Dual-Tasking und komplexen Dual-Tasking gebildet.

2.5.1 Allgemeine Parameter der Drehung

- **Drehdauer [s]**
Die Drehdauer bezeichnet die Zeit in Sekunden zwischen Beginn und Ende der Drehphase.
- **Spitzenwinkelgeschwindigkeit [°/s]**
Die Spitzenwinkelgeschwindigkeit (SWG) ist die höchste gemessene Winkelgeschwindigkeit, die während einer Drehung gemessen wird. Es wurden getrennte SWG für die Segmente Kopf, Sternum und Pelvis ermittelt.

2.5.2 Intersegmentale Parameter der Drehung

- **Relative intersegmentale Latenz der Initiation der Drehung [s]**
Es wurden relative intersegmentale Latenzen (Latenz) für drei Segmentpaare berechnet: Kopf zu Sternum, Kopf zu Pelvis, Sternum zu Pelvis. Dabei wurde die Zeit zwischen dem Beginn der Drehung des kranialen Segments bis zum Beginn der Drehung des kaudalen Segments gemessen. Ein negativer Wert bedeutet, dass das kraniale Segment vor dem kaudalen Segment begonnen hat zu rotieren, z.B. im Sinne einer Einleitung der Drehung mit dem Kopf. Ein positiver Wert bedeutet, das kaudale Segment hat vor dem kranialen Segment begonnen zu rotieren. Ein Wert um den Nullpunkt bedeutet eine gleichzeitige Initiation der Drehung der beiden Segmente.
- **Maximaler Intersegmentaler Winkel [°]**
Es wurden maximale intersegmentale Winkel (MIW) für die Segmentpaare Sternum zu Kopf, Pelvis zu Kopf, Pelvis zu Sternum berechnet. Der MIW

bezeichnet den maximalen Winkel zwischen den beiden Vektoren der Segmente in der transversalen Ebene während der Drehung (Abb. 4). Ein kleinerer MIW bedeutet eine weniger starke maximale Rotation des kranialen Segments in der transversalen Ebene im Vergleich zum kaudalen Segment.

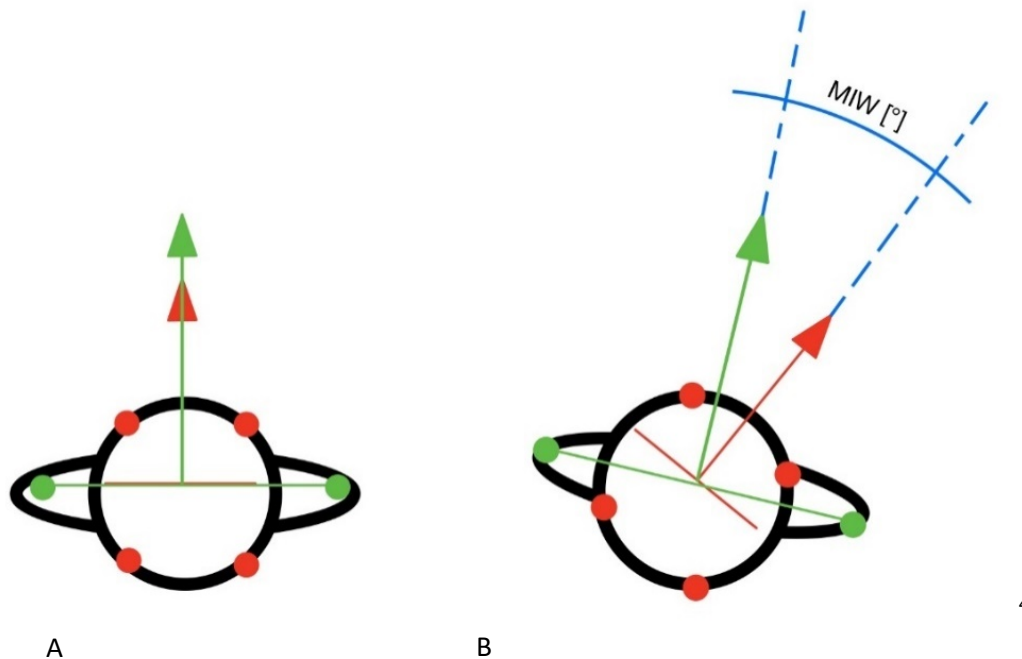


Abbildung 4 Schematische Darstellung der Ermittlung der maximalen intersegmentalen Winkel (MIW) am Beispiel von Kopf und Thorax. Blick von oben auf Kopf und Schultern vor der Drehung (A) und während der Drehung (B). Der Vektor des Kopfes in Rot und des Thorax in Grün dargestellt.

2.6 Statistische Auswertung

Um die Auswirkungen des Dual-Taskings auf die Dauer der Drehung und die SWG für die drei Körpersegmente zu bewerten, wurden die DTK sowohl für SDT als auch für KDT auf der Grundlage folgender Gleichung berechnet (Bock, 2008; Kelly et al., 2012; McDowd, 1986; Somberg & Salthouse, 1982):

$$DTK = 100 \times \frac{\text{Dual Tasking} - \text{Single Tasking}}{\text{Single Tasking}}$$

wobei für jeden Teilnehmer separat die DTK aus den Mittelwerten der Drehdauer und SWG während des Single-Taskings und Dual-Taskings berechnet wurden.

⁴ Eigene intern erstellte Abbildung

Die Auswertung der Daten erfolgte mit JASP (Version 0.17.1) und RStudio (Version 4.2.2). Die Prüfung auf Normalverteilung erfolgte mittels Shapiro-Wilk-Test. Bei Normalverteilung wurden die Gruppen Stürzer und Nicht-Stürzer mittels Student's t-Test verglichen. Nicht normalverteilte Variablen wurden anhand des Mann-Whitney U Tests verglichen. Das Signifikanzniveau α wurde für den Vergleich der Stürzer und Nicht-Stürzer bei $p < 0.05$ festgelegt. Für Subgruppen Analysen wurden deskriptive Methoden angewandt. Zudem wurde die Verteilung potenzieller Einflussgrößen auf das Drehverhalten innerhalb der Gruppen untersucht.

3. Ergebnisse

3.1 Demographische und klinische Daten

	Nicht-Stürzer (n=56)	Stürzer (n=30)	p
Geschlecht			0.008
Weiblich	38 (68%)	12 (40%)	
Männlich	18 (32%)	18 (60%)	
Alter [Jahre]	59±17	61±17	0.76
BMI [kg/m ²]	27±5	26±4	0.30
MoCA	25 (23-28)	26 (23-27)	0.92
CCI	1 (0-3)	2 (2-4)	0.06
Stürze in letzten 12 Monaten			
keine			
1-3		24 (80%)	
≥4		6 (20%)	
Diagnose			
ältere Erwachsene	12 (13%)	6 (20%)	
IPS	13 (14%)	13 (43%)	
SAS	13 (14%)	1 (3%)	
MS	11 (12%)	8 (27%)	
LBP	6 (7%)	2 (7%)	

Tabelle 1: Demographische und klinische Daten angegeben in Anzahl N (%), Mittelwerte ± Standardabweichung und Median (1. Quartil – 3.Quartil). Bei normalverteilten Grundgesamtheiten und Varianzhomogenität wurde der Student's t-Test angewandt. Bei fehlender Normalverteilung/Varianzhomogenität, wurde der Mann-Withney U Test angewandt (kursiv). Für die Geschlechtergruppen wurde der Chi-Quadrat-Test angewandt. Ein p-Wert von <0.05 wurde als signifikant definiert. BMI: Body Mass Index, CCI: Charlson-Komorbiditätsindex, IPS: Probanden mit idopathischem Parkinson-Syndrom, LBP: „Lower Back Pain“ Probanden mit Schmerzen im unteren Rücken, MoCA: Montreal Cognitive Assessment, MS: Probanden mit Multipler Sklerose, Nicht-Stürzer: Probanden ohne Stürze in den letzten 12 Monaten, SAS: Probanden mit subakutem Schlaganfall vor weniger als vier Wochen, Stürzer: Probanden mit Stürzen in den letzten 12 Monaten.

Von insgesamt 86 Probanden gaben 30 an in den letzten 12 Monaten gestürzt zu sein. 24 Probanden sind ein bis drei Mal gestürzt und sechs Probanden sind vier Mal oder häufiger gestürzt.

Die Gruppe der Stürzer bestand aus 18 männlichen und 12 weiblichen Probanden und es gab einen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen Geschlecht und Sturzgruppe ($p=0.008$).

Es zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Stürzern und Nicht-Stürzern hinsichtlich ihres Alters und Body Mass Index. 10 der 30 Stürzer war unter 60 Jahre alt. Auch die mittels MoCA erfassten kognitiven Funktionen und durch CCI erfasste Anzahl der Komorbiditäten zeigten keinen statistisch signifikanten Unterschied der beiden Gruppen.

Bei den IPS-Patienten mit Stürzen wurde im Schnitt ein MDS-UPDRS III von 24 ± 9 Punkten und bei den IPS-Patienten ohne Stürze ein MDS-UPDRS III von 21 ± 19 Punkten während der Durchführung der Studie festgestellt ($p=0.6$). Die MS-Patienten mit Stürzen hatten im Schnitt eine EDSS von 2.8 ± 1.9 Punkten und die MS-Patienten ohne Stürze eine EDSS von 1.9 ± 2.1 Punkten ($p=0.35$).

3.2 Vergleich des Drehverhaltens von Stürzern und Nicht-Stürzern

Im Folgenden wird das Drehverhalten der Stürzer und Nicht-Stürzer während der Aufgaben Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) verglichen.

3.2.1 Vergleich der Drehdauer von Stürzern und Nicht-Stürzern

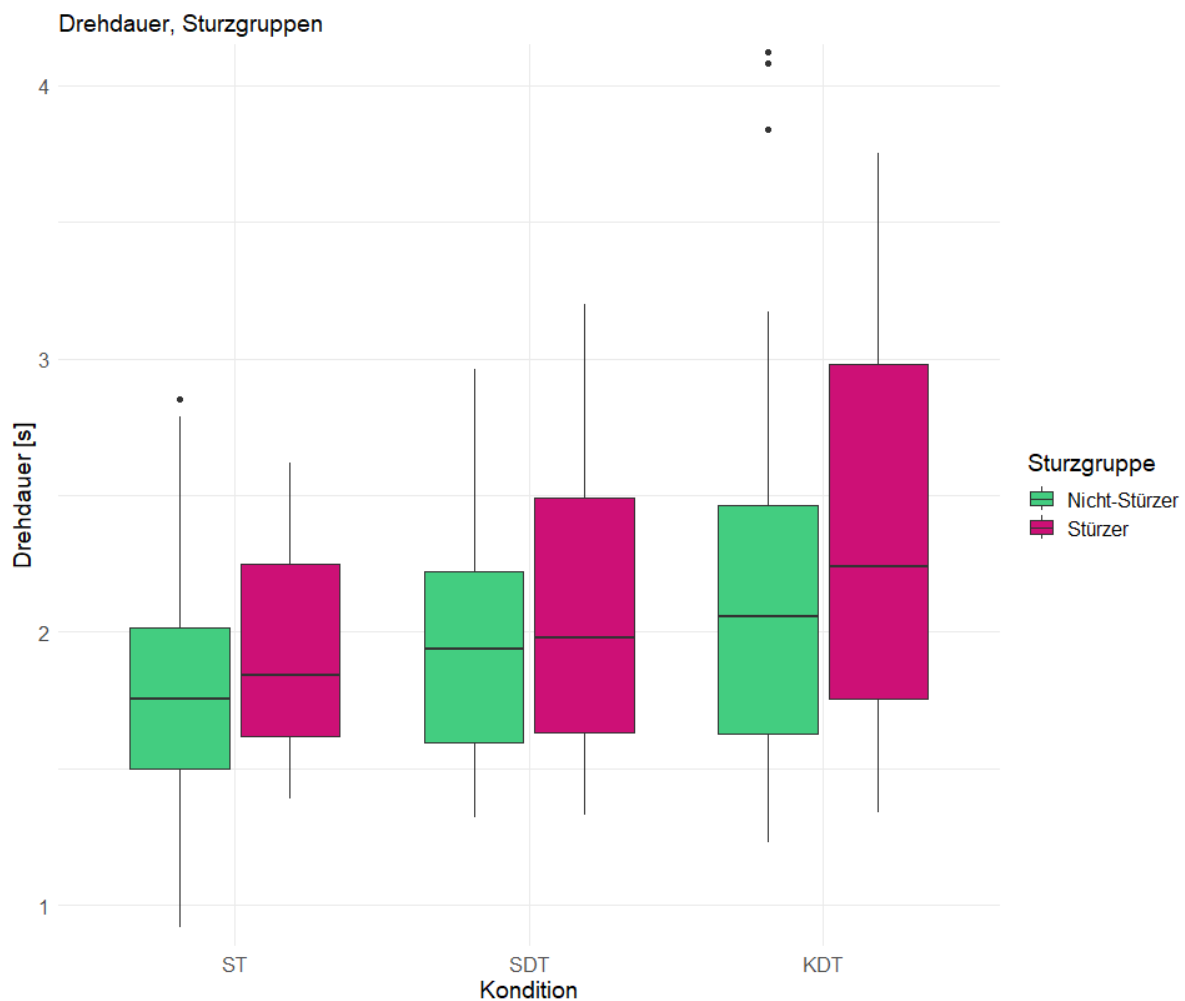


Abbildung 5 Drehdauer in Sekunden [s] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) während der Aufgaben Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) dargestellt in einem Boxplot.

In Abbildung 5 zeigt sich eine Tendenz der Stürzer zu einer größeren Drehdauer im Vergleich zu den Nicht-Stürzern. Die Drehdauer der Stürzer zeigte bei allen drei Konditionen einen höheren Median, und ein höheres Q1 und Q3 im Vergleich zu den Nicht-Stürzern. Besonders

zeigte sich dies beim KDT (Nicht-Stürzer 2.1 s (1.6, 2.5); Stürzer 2.2 s (1.8, 3.0); $p=0.209$). In Tabelle 2 ist zu sehen, dass während keiner Kondition ein statistisch signifikanter Unterschied der Drehdauer zwischen Stürzer und Nicht-Stürzer gemessen wurde. Beide Gruppen neigten zu einer längeren Drehdauer bei erhöhter Schwierigkeit der Aufgabe. Beim SDT war die Drehdauer beider Gruppen größer als beim ST. Beim KDT war die Drehdauer bei beiden Gruppen größer als beim SDT. Außerdem zeigte die Interquartilsrange, also die Streuung der Werte bei beiden Gruppen einen Anstieg entlang der Konditionen und die Stürzer hatten bei allen drei Konditionen eine größere Interquartilsrange der Drehdauer.

	<i>Nicht-Stürzer (n=56)</i>	<i>Stürzer (n=30)</i>	
Parameter	M (Q1;Q3)	M (Q1;Q3)	p
Drehdauer [s] ST	1.8 (1.5, 2.0)	1.8 (1.6, 2.3)	<i>0.425</i>
Drehdauer [s] SDT	1.9 (1.6, 2.2)	2.0 (1.6, 2.5)	<i>0.374</i>
Drehdauer [s] KDT	2.1 (1.6, 2.5)	2.2 (1.8, 3.0)	<i>0.209</i>

Tabelle 2: Median (M), erstes und drittes Quartil (Q1;Q3) der Drehdauer in Sekunden [s] der Stürzer und Nicht-Stürzer unter den drei Bedingungen: Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT), komplexes Dual-Tasking (KDT). Bei normalverteilten Grundgesamtheiten und Varianzhomogenität wurde der Student's t-Test angewandt. Bei fehlender Normalverteilung/Varianzhomogenität, wurde der Mann-Whitney U Test angewendet (kursiv). Ein p-Wert von <0.05 wurde als signifikant definiert. Stürzer: Probanden mit Stürzen in den letzten 12 Monaten. Nicht-Stürzer: Probanden ohne Stürze in den letzten 12 Monaten

3.2.2 Vergleich der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten der Segmente Kopf, Sternum und Pelvis von Stürzern und Nicht-Stürzern

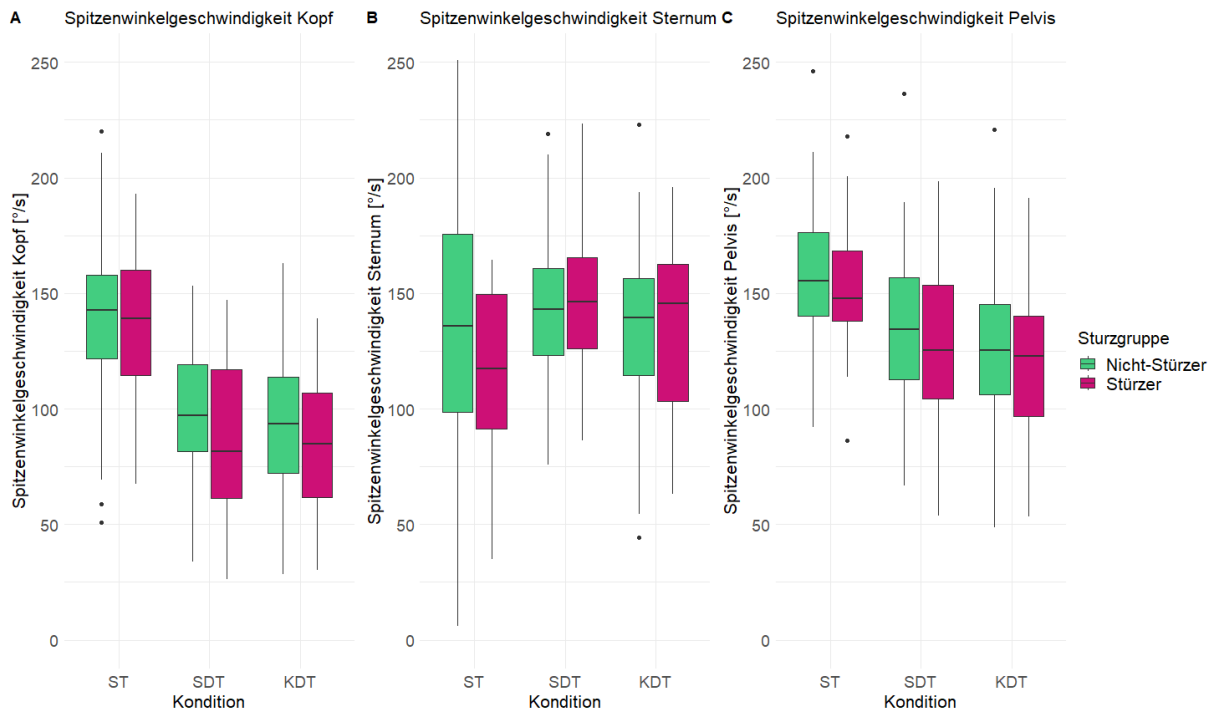


Abbildung 6 Spitzenwinkelgeschwindigkeiten der Segmente Kopf, Sternum und Pelvis in Grad pro Sekunde [°/s] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) während der Aufgaben Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) dargestellt in einem Boxplot.

In Boxplot A und C in Abbildung 6 fällt bei beiden Gruppen eine Tendenz zu einer niedrigeren SWG von Kopf und Pelvis während des Dual-Taskings im Vergleich zum Single-Tasking auf. Es wurden leichte Unterschiede der SWG von Kopf und Pelvis zwischen Stürzern und Nicht-Stürzern gemessen. Bei den Stürzern wurde im Schnitt eine niedrigere SWG der Segmente Kopf und Pelvis im Vergleich zu den Nicht-Stürzern während allen drei Konditionen gemessen. Dies zeigte sich besonders beim Vergleich der SWG des Kopfes beider Gruppen während des Dual-Taskings. (SDT: Nicht-Stürzer 97 °/s (82, 119), Stürzer 82 °/s (61, 117), $p=0.06$; KDT: Nicht-Stürzer 93 °/s (72, 114); Stürzer 85 °/s (62, 107), $p=0.21$). Außerdem zeigten die Stürzer eine größere Streuung der SWG des Kopfes während allen drei Aufgaben und der SWG des Pelvis während SDT und KDT.

Die am Sternum gemessene SWG verhielt sich anders als die an Kopf und Pelvis gemessene SWG (Abbildung 6 B). Die Stürzer neigten zu einer höheren SWG des Sternums während der

beiden Dual-Tasking Aufgaben im Vergleich zum Single-Tasking. Die Nicht-Stürzer zeigten im Schnitt ähnliche SWG des Sternums während der drei Aufgaben mit Medianen zwischen 136 und 143 °/s und eine deutlich größere Streuung während des STs. Während des STs zeigten die Stürzer eine Tendenz zu einer niedrigeren und während der Dual-Tasking Aufgaben zu einer höheren SWG des Sternums im Vergleich zu den Nicht-Stürzern. Es zeigten sich keine statistisch signifikanten Unterschiede der SWG der Segmente Kopf, Sternum und Pelvis zwischen Stürzern und Nicht-Stürzern (Tabelle 3).

	<i>Nicht-Stürzer</i>	<i>Stürzer</i>	
Parameter	M (Q1;Q3)	M (Q1;Q3)	p
Kopf			
SWG K [°/s] ST	142 (122, 158)	139 (115, 160)	0.968
SWG K [°/s] SDT	97 (82, 119)	82 (61, 117)	0.058
SWG K [°/s] KDT	93 (72, 114)	85 (62, 107)	0.209
Sternum			
SWG S [°/s] ST	136 (99, 176)	118 (91, 150)	<i>0.094</i>
SWG S [°/s] SDT	143 (123, 161)	146 (126, 166)	0.618
SWG S [°/s] KDT	139 (114, 157)	145 (103, 163)	0.754
Pelvis			
SWG P [°/s] ST	155 (140, 177)	148 (138, 168)	0.552
SWG P [°/s] SDT	134 (113, 157)	125 (105, 153)	0.248
SWG P [°/s] KDT	125 (106, 145)	123 (97, 140)	0.497

Tabelle 3: Median (M), erstes und drittes Quartil (Q1;Q3) der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten (SWG) der Segmente Kopf (K), Sternum (S), Pelvis (P) in Grad pro Sekunde [°/s] der Stürzer und Nicht-Stürzer unter den drei Bedingungen: Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT), komplexes Dual-Tasking (KDT). Bei normalverteilten Grundgesamtheiten und Varianzhomogenität wurde der Student's t-Test angewandt. Bei fehlender Normalverteilung/Varianzhomogenität, wurde der Mann-Whitney U Test angewendet (kursiv). Ein p-Wert von <0.05 wurde als signifikant definiert. Stürzer: Probanden mit Stürzen in den letzten 12 Monaten. Nicht-Stürzer: Probanden ohne Stürze in den letzten 12 Monaten.

3.2.3 Vergleich des Intersegmentalen Drehverhaltens von Stürzern und Nicht-Stürzern

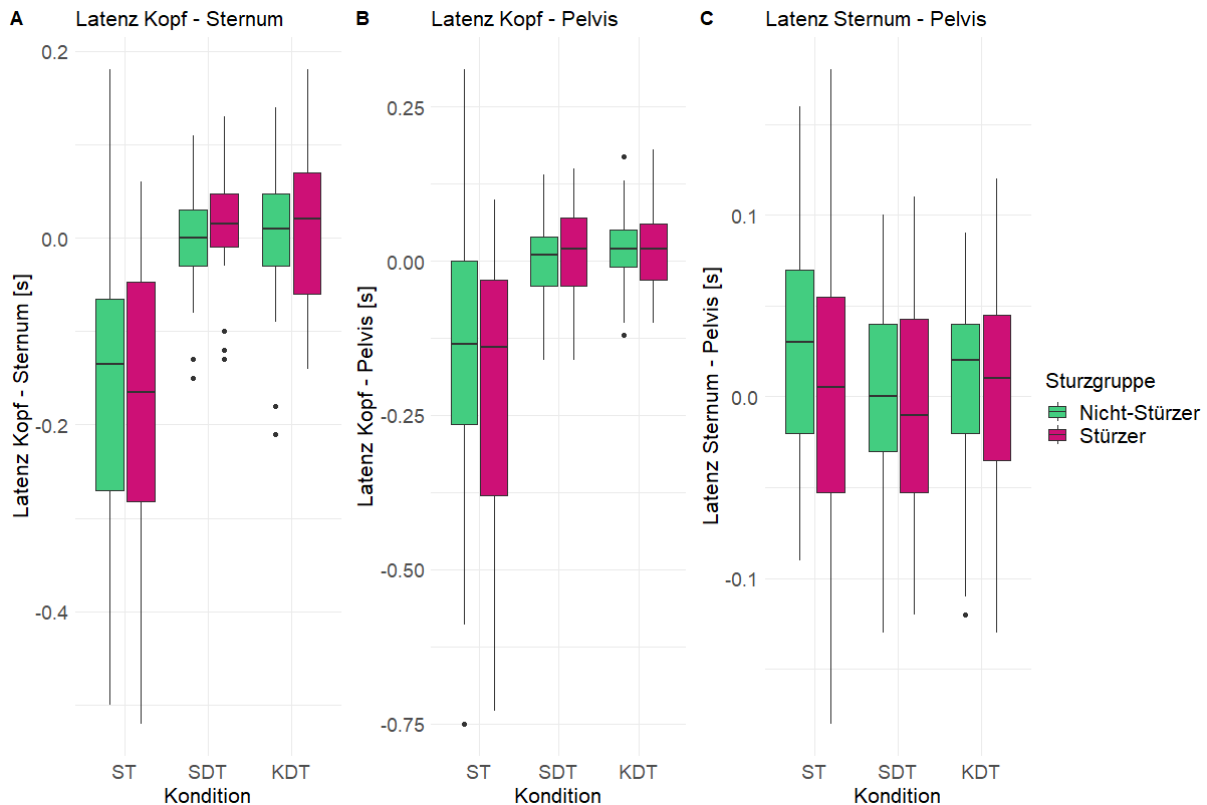


Abbildung 7 Relative intersegmentale Latenz der Initiation der Drehung (Latenz) in Sekunden [s] der Segmentpaare Kopf-Sternum, Kopf-Pelvis und Sternum-Pelvis der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) während der Aufgaben Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) dargestellt in einem Boxplot.

In Abbildung 7 und Tabelle 4 sind die relativen intersegmentalen Latenzen der Initiation der Drehung (Latenz) der Stürzer und Nicht-Stürzer zu sehen. Es fällt auf, dass beide Gruppen ohne Smartphone-Nutzung (ST) im Schnitt negative Latenzen, der Segmentpaare Kopf-Sternum und Kopf-Pelvis (Boxplot A und B) zeigten. Die Einleitung der Drehung ohne Smartphone-Nutzung erfolgte somit bei beiden Gruppen eher mit dem Kopf. Während der Smartphone-Nutzung (SDT, KDT) zeigten beide Gruppen Latenzen von Kopf zu Sternum und Kopf zu Pelvis, die sich um die 0.0 s befanden. Somit fand die Initiation der Drehung dieser zwei Segmentpaare während der Smartphone-Nutzung eher gleichzeitig statt. Pelvis und Sternum begannen bei beiden Gruppen auch ohne Smartphone-Nutzung eher gleichzeitig zu

drehen. Somit lag die Latenz zwischen Pelvis und Sternum bei beiden Gruppen während ST, SDT und KDT im Schnitt um 0.0 s.

Beim Vergleich der Latenz Kopf-Sternum zwischen Stürzer und Nicht-Stürzer zeigten die Stürzer eine Tendenz zu einer größeren Latenz während des SDT und eine größere Streuung während ST und KDT. Außerdem war zu beobachten, dass die Stürzer bei der Drehung mit Smartphone zu Latenzen in den positiven Bereich neigten. Beim Vergleich der Latenz Kopf-Pelvis der Stürzer und Nicht-Stürzer zeigten beide Gruppen bei allen Konditionen einen ähnlichen Median. Es fand sich eine größere Streuung bei der Latenz Kopf-Pelvis der Stürzer während allen drei Aufgaben.

Zusammenfassend zeigten Stürzer und Nicht-Stürzer im Schnitt bei allen drei Segmentpaaren unter allen drei Konditionen (ST, SDT, KDT) recht ähnliche intersegmentale Latenzen der Initiation der Drehung mit feinen Unterschieden von denen keiner als statistisch signifikant befunden wurde.

	<i>Nicht-Stürzer</i>	<i>Stürzer</i>	
Parameter	M (Q1;Q3)	M (Q1;Q3)	p
Kopf-Sternum			
Latenz K-S [s] ST	-0.135 (-0.270, -0.065)	-0.165 (-0.283, -0.048)	0.385
Latenz K-S [s] SDT	0.000 (-0.030, 0.030)	0.015 (-0.010, 0.048)	0.328
Latenz K-S [s] KDT	0.010 (-0.030, 0.048)	0.020 (-0.060, 0.070)	<i>0.680</i>
Kopf-Pelvis			
Latenz K-P [s] ST	-0.135 (-0.265, 0.000)	-0.140 (-0.380, -0.030)	<i>0.244</i>
Latenz K-P [s] SDT	0.010 (-0.040, 0.040)	0.020 (-0.040, 0.070)	0.717
Latenz K-P [s] KDT	0.020 (-0.010, 0.050)	0.020 (-0.030, 0.060)	0.813
Sternum-Pelvis			
Latenz S-P [s] ST	0.030 (-0.020, 0.070)	0.005 (-0.053, 0.055)	0.322
Latenz S-P [s] SDT	0.000 (-0.030, 0.040)	-0.010 (-0.053, 0.042)	<i>0.629</i>
Latenz S-P [s] KDT	0.020 (-0.020, 0.040)	0.010 (-0.035, 0.045)	<i>0.564</i>

Tabelle 4: Median (M), erstes und drittes Quartil (Q1;Q3) der relativen intersegmentalen Latenz der Initiation der Drehung (Latenz) in Sekunden [s] der Segmentpaare Kopf-Sternum (K-S), Kopf-Pelvis (K-P) und Sternum-Pelvis (S-P) der Stürzer und Nicht-Stürzer unter den drei Bedingungen: Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT), komplexes Dual-Tasking (KDT). Bei normalverteilten Grundgesamtheiten und Varianzhomogenität wurde der Student's t-Test angewandt. Bei fehlender Normalverteilung/Varianzhomogenität, wurde der Mann-Whitney U Test angewandt (kursiv). Ein p-Wert von <0.05 wurde als signifikant definiert. Stürzer: Probanden mit Stürzen in den letzten 12 Monaten. Nicht-Stürzer: Probanden ohne Stürze in den letzten 12 Monaten

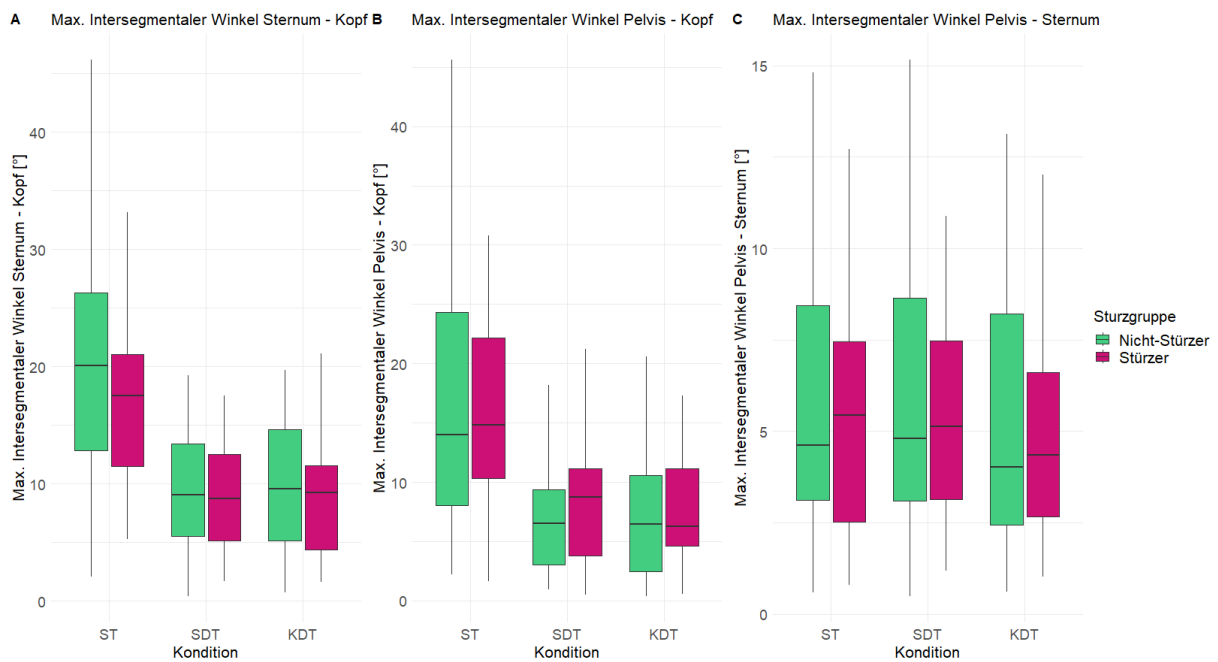


Abbildung 8 Maximale intersegmentale Winkel der Segmentpaare Sternum-Kopf, Pelvis-Kopf und Pelvis-Sternum in Grad [°] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) während der Aufgaben Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) dargestellt in einem Boxplot.

Die maximalen intersegmentalen Winkel (MIW) zeigten bei beiden Gruppen ähnliche Veränderungen durch die Smartphone-Nutzung (Abbildung 8 und Tabelle 5). Beide Gruppen hatten eine Tendenz zu deutlich kleineren MIW zwischen Sternum und Kopf und zwischen Pelvis und Kopf während der beiden Dual-Tasking Aufgaben im Vergleich zum Single-Tasking (Abbildung 8 A und B). Diese beiden Segmentpaare drehten somit bei Stürzern und Nicht-Stürzern eher im Sinne einer en bloc Drehung während der Smartphone-Nutzung.

Der MIW von Pelvis zu Sternum blieb bei beiden Gruppen während Single-Tasking und Dual-Tasking recht konstant mit Medianen von 4 bis 5.4 Grad und die Werte zeigten insgesamt eine größere Streuung als bei den Paaren Sternum-Kopf und Pelvis-Kopf (Abbildung 8 C).

Die Stürzer neigten während des STs zu einem kleineren MIW zwischen Sternum und Kopf als die Nicht-Stürzer. Während SDT und KDT zeigten beide Gruppen recht ähnliche MIW zwischen Sternum und Kopf. Die Nicht Stürzer hatten eine größere Streuung während des ST und KDT (Abbildung 8 A). Im Vergleich zu den Nicht-Stürzern neigten die Stürzer zu einem größeren MIW zwischen Pelvis und Kopf während SDT und zeigten eine kleinere Streuung während ST und KDT bei ähnlichem Median (Abbildung 8 B). Beim Segmentpaar Pelvis-

Sternum zeigten die Stürzer bei allen drei Konditionen einen größeren Median und kleineres Q3 als die Nicht-Stürzer. Bei den Nicht-Stürzern ist bei allen drei Konditionen eine größere Interquartilsbreite zu sehen (Abbildung 8 C).

Stürzer und Nicht-Stürzer zeigten im Schnitt bei allen drei Segmentpaaren unter allen drei Konditionen (ST, SDT, KDT) ähnliche MIW mit feinen Unterschieden, von denen keiner statistisch signifikant war.

	<i>Nicht-Stürzer</i>	<i>Stürzer</i>	
Parameter	M (Q1;Q3)	M (Q1;Q3)	p
Sternum-Kopf			
MIW S/K [°] ST	20.1 (12.9, 26.3)	17.6 (11.5, 21.0)	<i>0.118</i>
MIW S/K [°] SDT	9.1 (5.5, 13.4)	8.8 (5.1, 12.5)	<i>0.619</i>
MIW S/K [°] KDT	9.6 (5.1, 14.7)	9.3 (4.4, 11.5)	<i>0.454</i>
Pelvis-Kopf			
MIW P/K [°] ST	14.0 (8.0, 24.3)	14.8 (10.3, 22.1)	<i>1.000</i>
MIW P/K [°] SDT	6.5 (3.0, 9.4)	8.7 (3.8, 11.2)	<i>0.127</i>
MIW P/K [°] KDT	6.4 (2.5, 10.6)	6.3 (4.6, 11.2)	<i>0.844</i>
Pelvis-Sternum			
MIW P/S [°] ST	4.6 (3.1, 8.4)	5.4 (2.5, 7.5)	<i>0.339</i>
MIW P/S [°] SDT	4.8 (3.1, 8.6)	5.1 (3.1, 7.5)	<i>0.853</i>
MIW P/S [°] KDT	4.0 (2.4, 8.2)	4.4 (2.7, 6.6)	<i>0.914</i>

Tabelle 5: Median (M) und erstes und drittes Quartil (Q1;Q3) der maximalen intersegmentalen Winkel (MIW) der Segmentpaare Sternum-Kopf (S/K), Pelvis-Kopf (P/K) und Pelvis-Sternum (P/S) in Grad [°] unter den drei Bedingungen: Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT), komplexes Dual-Tasking (KDT). Bei normalverteilten Grundgesamtheiten und Varianzhomogenität wurde der Student's t-Test angewandt. Bei fehlender Normalverteilung/Varianzhomogenität, wurde der Mann-Whitney U Test angewendet (kursiv). Ein p-Wert von <0.05 wurde als signifikant definiert. Stürzer: Probanden mit Stürzen in den letzten 12 Monaten. Nicht-Stürzer: Probanden ohne Stürze in den letzten 12 Monaten

3.2.4 Vergleich der Dual-Task-Kosten der Drehdauer und Spitzenwinkelgeschwindigkeiten von Stürzern und Nicht-Stürzern

Im Folgenden werden die Dual-Task-Kosten (DTK) der Drehdauer und SWG der Stürzer und Nicht-Stürzer verglichen.

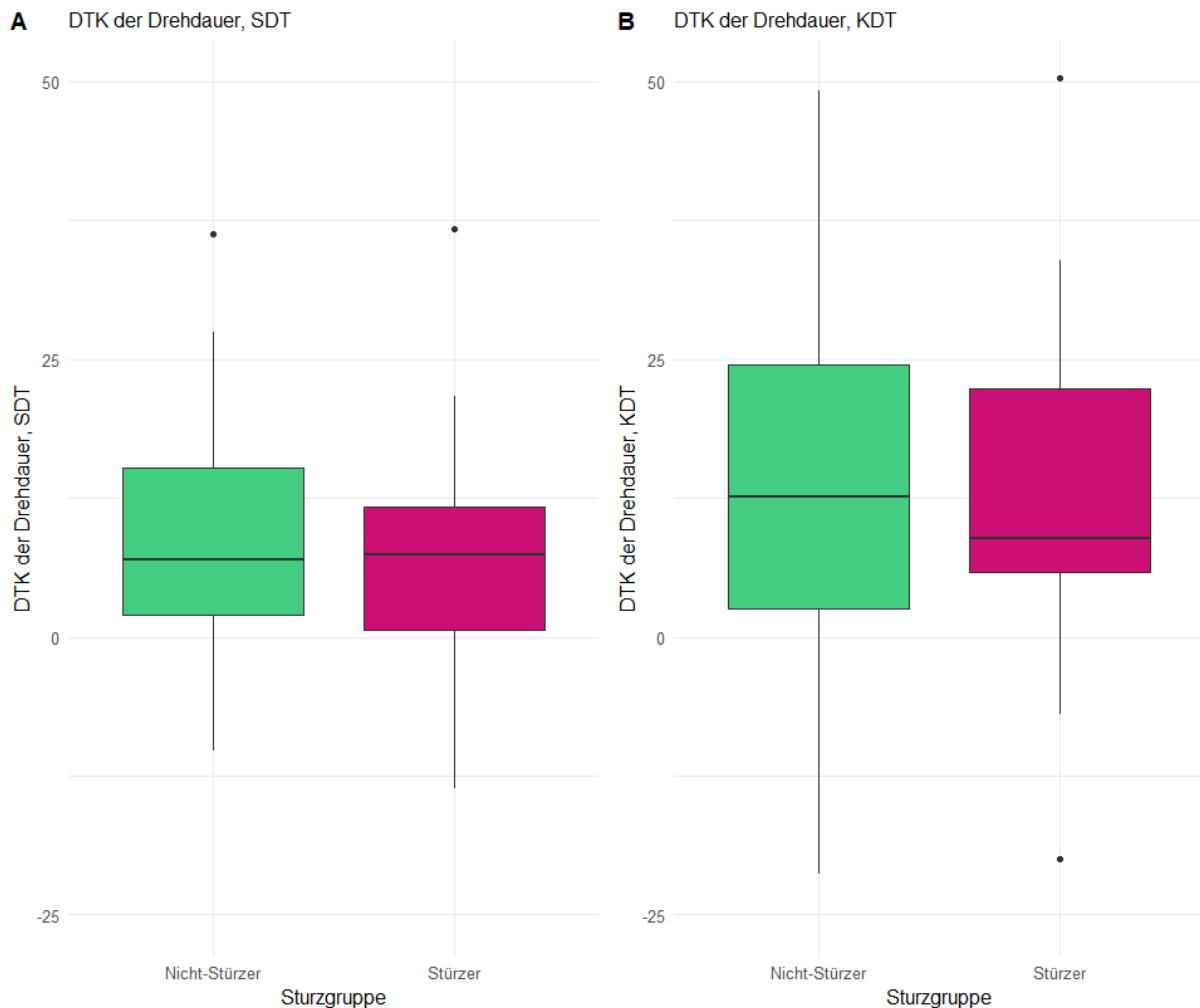


Abbildung 9 Dual-Task-Kosten (DTK) der Drehdauer durch simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) der Nicht-Stürzer (grün) und Stürzer (rot) in einem Boxplot

In Abbildung 9 sind bei beiden Gruppen bei SDT und KDT positive Dual-Task-Kosten der Drehdauer zu sehen. Positive Dual-Task-Kosten der Drehdauer bedeuten, dass sich die Drehdauer während der Smartphone-Nutzung im Vergleich zum Single-Tasking verlängert hat.

Beim KDT zeigten sich bei beiden Gruppen eine Tendenz zu höheren DTK der Drehdauer als beim SDT. Beim SDT hatten Stürzer und Nicht-Stürzer einen ähnlichen Median der DTK der

Drehdauer, wobei die Nicht-Stürzer eine größere Streuung zeigten (Nicht-Stürzer: 6.9 (2.0, 15.2); Stürzer: 7.4 (0.7, 11.7); $p = 0.786$).

Die DTK der Drehdauer durch das KDT zeigten bei den Stürzern einen etwas niedrigeren Median und eine kleinere Streuung als bei den Nicht-Stürzern. Keiner der Unterschiede der DTK zwischen Stürzern und Nicht-Stürzern war statistisch signifikant.

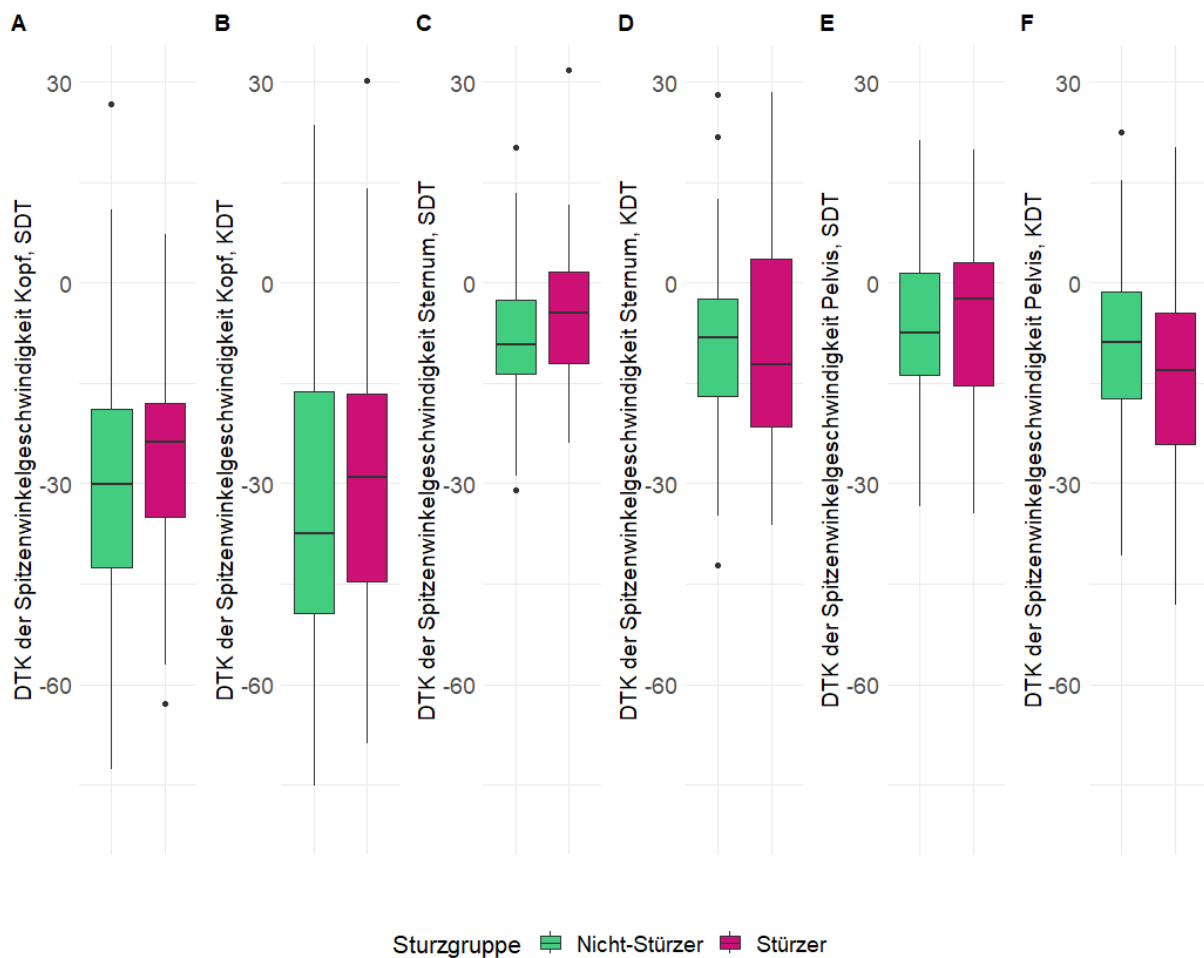


Abbildung 10 Dual-Task-Kosten (DTK) der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten der Segmente Kopf, Sternum und Pelvis durch simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) der Nicht-Stürzer (grün) und Stürzer (rot) in einem Boxplot

In Abbildung 8 A und B sind bei beiden Gruppen im Schnitt negative DTK der SWG des Kopfes durch SDT und KDT zu sehen. Das bedeutet, dass bei einem Großteil der Teilnehmer während der Drehungen bei Smartphone-Nutzung geringere SWG des Kopfes gemessen wurden als während der Drehungen ohne Smartphone-Nutzung.

Die DTK der SWG von Sternum und Pelvis befinden sich im Schnitt nur leicht unterhalb des Nullpunktes (Abbildung 8 C bis F). Somit wurden bei den meisten Teilnehmern die SWG von Pelvis und Sternum durch die Smartphone-Nutzung leicht verlangsamt. Die Smartphone-Nutzung hatte somit bei beiden Gruppen einen stärkeren Einfluss auf die SWG des Kopfes (Median -37.5 bis -23.8) als auf die von Sternum und Pelvis (Median -13.2 bis -2.4).

Bei allen Segmenten (Abb. 8 A-F) liegt das Maximum bei beiden Gruppen über dem Nullpunkt, dementsprechend gab es bei allen Segmenten Teilnehmer, bei denen während der Smartphone-Nutzung höhere SWG während des Dual-Taskings als während des Single-Taskings gemessen wurden.

Die Stürzer zeigten eine Tendenz zu einer DTK der SWG des Kopfes während SDT und KDT, die näher am Nullpunkt lag als bei den Nicht-Stürzern, wobei bei den Nicht-Stürzern eine größere Streuung zu sehen war. Bei Pelvis und Sternum während SDT zeigten die Stürzer eine Tendenz zu DTK der SWG näher am Nullpunkt. Während KDT zeigten hingegen die Nicht-Stürzer eine Tendenz zu DTK der SWG von Sternum und Pelvis näher am Nullpunkt. Die schwerere Dual-Tasking Aufgabe mit dem Stroop Test (KDT) hat bei den Stürzern eher zu einer Verringerung der SWG von Sternum und Pelvis geführt. Bei den DTK der SWG von Sternum bei SDT und Pelvis bei SDT und KDT, zeigten die Stürzer ein Q3 über dem Nullpunkt.

Die Unterschiede zwischen Stürzern und Nicht-Stürzern in ihren DTK der SWG der Segmente Kopf, Sternum und Pelvis waren nicht statistisch signifikant (Tabelle 6).

Die Stürzer zeigten bei den Segmenten Sternum und Pelvis für SDT und KDT eine größere Streuung der DTK der SWG als die Nicht-Stürzer.

	<i>Nicht-Stürzer</i>	<i>Stürzer</i>	
Parameter	M (Q1;Q3)	M (Q1;Q3)	p
DTK der Drehdauer			
DTK Drehdauer SDT	6.9 (2.0, 15.2)	7.4 (0.7, 11.7)	0.786
DTK Drehdauer KDT	12.7 (2.6, 24.6)	8.8 (5.9, 22.3)	0.725
DTK der Spitzenwinkelgeschwindigkeit			
Kopf			
DTK SWG K SDT	-30.1 (-42.5, -18.8)	-23.8 (-35.1, -17.9)	0.679
DTK SWG K KDT	-37.5 (-49.3, -16.3)	-29.1 (-44.7, -16.6)	0.436
Sternum			
DTK SWG S SDT	-9.3 (-13.6, -2.7)	-4.6 (-12.1, 1.6)	0.157
DTK SWG S KDT	-8.2 (-16.9, -2.5)	-12.2 (-21.5, 3.5)	0.788
Pelvis			
DTK SWG P SDT	-7.5 (-13.8, 1.4)	-2.4 (-15.4, 3.0)	0.787
DTK SWG P KDT	-8.9 (-17.2, -1.4)	-13.2 (-24.1, -4.5)	0.286

Tabelle 6: Median (M) und erstes und drittes Quartil (Q1;Q3) der Dual-Task-Kosten (DTK) der Drehdauer und der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten (SWG) der Segmente Kopf (K), Sternum (S) und Pelvis (P) durch simples Dual-Tasking (SDT), komplexes Dual-Tasking (KDT). Bei normalverteilten Grundgesamtheiten und Varianzhomogenität wurde der Student's t-Test angewandt. Ein p-Wert von <0.05 wurde als signifikant definiert. Stürzer: Probanden mit Stürzen in den letzten 12 Monaten. Nicht-Stürzer: Probanden ohne Stürze in den letzten 12 Monaten

3.3 Vergleich des Drehverhaltens von Stürzern und Nicht-Stürzern innerhalb der Diagnosegruppen

Im Folgenden wird das Drehverhalten von Stürzern und Nicht-Stürzern innerhalb der Diagnosegruppen verglichen. Die Vergleiche des Drehverhaltens während der Smartphone-Nutzung zwischen den Diagnosegruppen, sind in der Studie von Bianchini et al. zu finden.

In der hier vorgelegten Arbeit lag der Fokus auf dem Vergleich des Drehverhaltens von Stürzern und Nicht-Stürzern. Unter den älteren Erwachsenen befanden sich 12 Stürzer und 5 Nicht-Stürzer. Von den 26 IPS-Patienten gab die Hälfte an im letzten Jahr gestürzt zu sein. Es nahmen 11 MS-Patienten mit Stürzen und 8 MS-Patienten ohne Stürze in der Anamnese teil. Die kleinste Subgruppe war die der Patienten mit Schmerzen im unteren Rücken mit insgesamt 10 Personen, von denen 2 im letzten Jahr gestürzt sind.

Da in der Gruppe der Patienten mit subakutem Schlaganfall nur ein Stürzer und in der Gruppe mit chronischem Rückenschmerz nur 2 Stürzer waren, wurde bei diesen Gruppen auf nähere Vergleiche des Drehverhaltens von Stürzern und Nicht-Stürzern verzichtet. Tabellen zu den Ergebnissen der Subgruppenanalyse sind im Anhang der Arbeit zu finden.

3.3.1 Vergleich der Drehdauer von Stürzer und Nicht Stürzer innerhalb der Diagnosegruppen

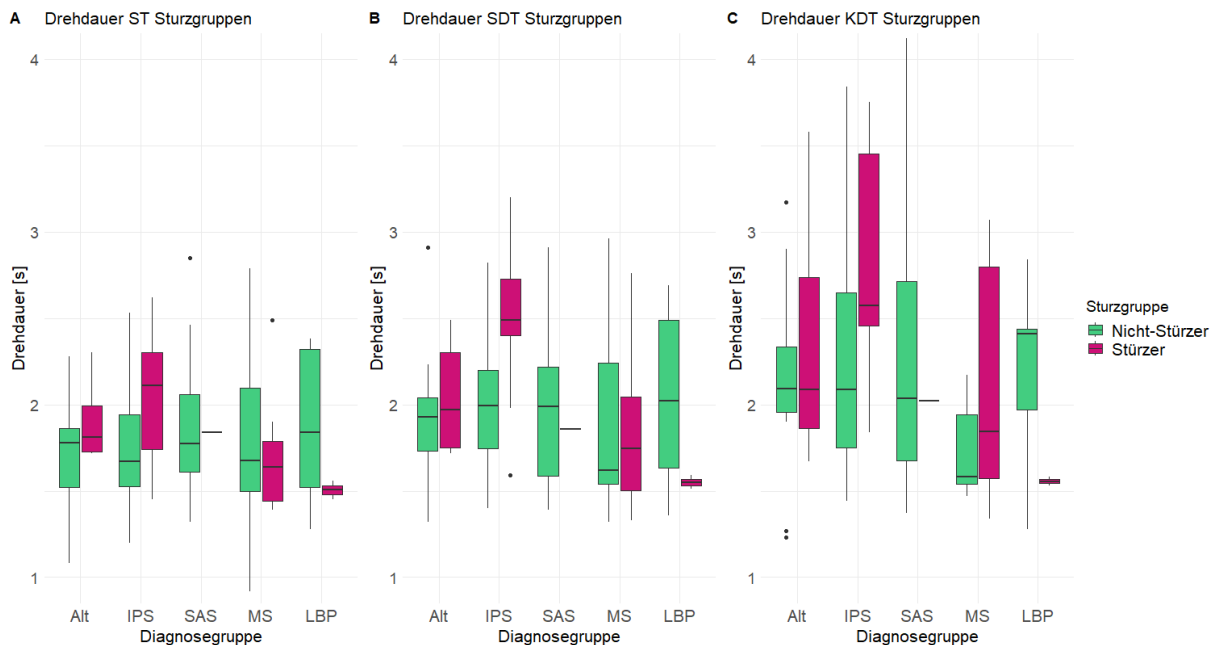


Abbildung 11 Drehdauer in Sekunden [s] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen während der Aufgaben Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) dargestellt in einem Boxplot. Alt = gesunde Erwachsene im Alter von 60 Jahren und älter, IPS = Personen mit Idiopathischem Parkinson-Syndrom, SAS = Subakuter Schlaganfall; Personen mit Zustand nach Schlaganfall vor weniger als vier Wochen, LBP = „Lower Back Pain“; Personen mit chronischen Schmerzen im unteren Rücken

Insgesamt zeigten alle Diagnosegruppen außer MS eine Tendenz zu einer höheren Drehdauer während des Dual-Taskings im Vergleich zum Single-Tasking (Abbildung 11). Zudem nimmt die Streuung bei den älteren Erwachsenen, IPS-Patienten, SAS-Patienten (Subakuter Schlaganfall) und den MS-Patienten (Multiple Sklerose) mit Stürzen beim KDT zu im Vergleich zum SDT und ST.

Besonders fallen die Stürzer aus der Gruppe der IPS-Patienten auf, die während allen drei Aufgaben im Schnitt eine längere Drehdauer als alle anderen Gruppen hatten. Besonders während des SDT und KDTs grenzt sich die Drehdauer der IPS-Patienten mit Stürzen mit einem Median bei 2,5 und 2,6 s von den Nicht-Stürzern und allen anderen Diagnosegruppen ab.

Bei den sechs älteren Erwachsenen mit Stürzen zeigten sich insgesamt lediglich leichte Unterschiede in ihrer Drehdauer im Vergleich zu den 12 Nicht-Stürzern, wobei die Stürzer während ST und SDT zu einer längeren Drehdauer neigten. Beim KDT lagen die Mediane auf gleicher Höhe und die Stürzer zeigten eine größere Streuung.

Die Stürzer unter den MS-Patienten zeigten eine Tendenz zu einer höheren Drehdauer bei SDT und KDT im Vergleich zum ST, während die Nicht-Stürzer zu einer niedrigeren Drehdauer während SDT und KDT im Vergleich zum ST neigten. Die acht MS-Patienten mit Stürzen zeigten eine Tendenz zu einer längeren Drehdauer als die Nicht-Stürzer während SDT und KDT und einer kürzeren Drehdauer während ST.

3.3.2 Vergleich der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten der Segmente Kopf, Sternum und Pelvis von Stürzern und Nicht-Stürzern innerhalb der Diagnosegruppen

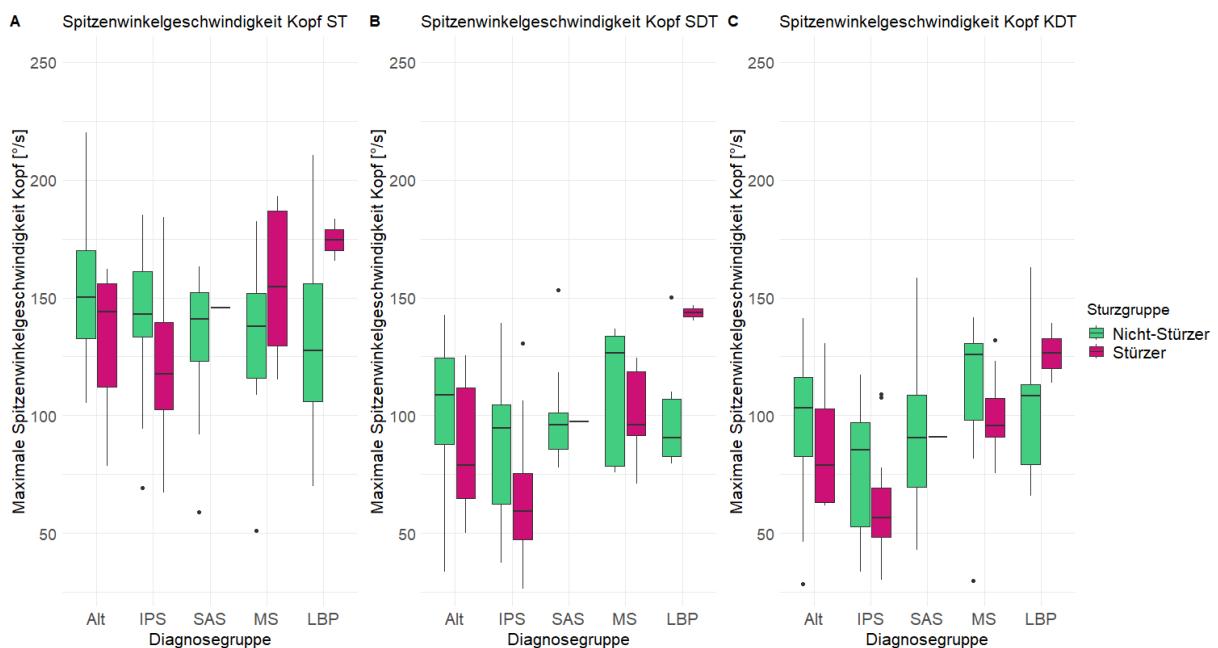


Abbildung 12 Spitzenwinkelgeschwindigkeiten des Kopfes in Grad pro Sekunde [°/s] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen während der Aufgaben Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) dargestellt in einem Boxplot. Alt = gesunde Erwachsene im Alter von 60 Jahren und älter, IPS = Personen mit Idiopathischem Parkinson-Syndrom, SAS = Subakuter Schlaganfall; Personen mit Zustand nach Schlaganfall vor weniger als vier Wochen, LBP = „Lower Back Pain“; Personen mit chronischen Schmerzen im unteren Rücken,

In Abbildung 12 zeigen alle Diagnosegruppen insgesamt eine Tendenz zu einer niedrigeren SWG des Kopfes während der Smartphone-Nutzung (SDT und KDT) als während des ST.

Bei den älteren Erwachsenen und den IPS-Patienten neigten die Stürzer bei allen drei Aufgaben zu einer niedrigeren SWG des Kopfes als die Nicht-Stürzer. Bei den älteren Erwachsenen war dies stärker bei SDT und KDT zu beobachten. Während des ST zeigten, die Stürzer mit MS eine Tendenz zu einer höheren SWG des Kopfes und während des SDT und KDT zu einer niedrigeren SWG des Kopfes als die Nicht-Stürzer.

Wie bereits bei der Drehdauer beobachtet stechen auch hier die Stürzer der IPS-Patienten hervor mit einer Tendenz zu einer niedrigeren SWG des Kopfes im Vergleich zu den anderen Diagnosegruppen während allen drei Aufgaben

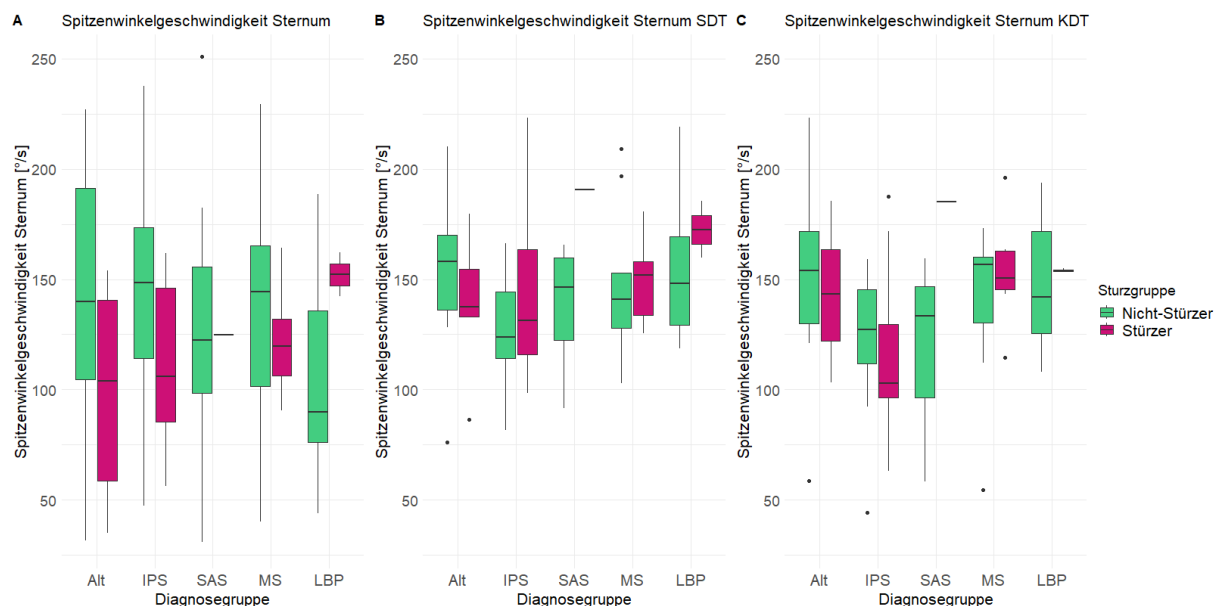


Abbildung 13 Spitzenwinkelgeschwindigkeiten des Sternums in Grad pro Sekunde [°/s] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) innerhalb der Diagnosegruppen während der Aufgaben Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) dargestellt in einem Boxplot. Alt = gesunde Erwachsene im Alter von 60 Jahren und älter, IPS = Personen mit Idiopathischem Parkinson-Syndrom, SAS = Subakuter Schlaganfall; Personen mit Zustand nach Schlaganfall vor weniger als vier Wochen, LBP = „Lower Back Pain“;

Bei der SWG des Sternums fällt beim Single-Tasking im Vergleich zum Dual-Tasking eine größere Streuung bei allen Diagnosegruppen, außer den Stürzern mit MS, auf (Abbildung 13).

Insgesamt zeigte sich im Gegensatz zur SWG des Kopfes und des Pelvis keine klare Tendenz der Gruppen zu einer niedrigeren SWG des Sternums während des ST im Vergleich zum Dual-Tasking.

Die älteren Erwachsenen zeigten insgesamt eine Tendenz zu einer höheren SWG des Sternums während der Smartphone-Nutzung im Vergleich zum ST und während allen drei Aufgaben neigten die Stürzer zu einer niedrigeren SWG des Sternums als die Nicht-Stürzer. Während des SDT neigten die Stürzer mit IPS zu einer höheren SWG des Sternums und während ST und KDT zu einer niedrigeren SWG des Sternums als die Nicht-Stürzer. Die Stürzer unter den MS-Patienten neigten während des SDT zu einer höheren SWG des Sternums als die Nicht-Stürzer. Während des ST und KDT zeigten Stürzer und Nicht-Stürzer mit MS zu ähnlichen SWG des Sternums.

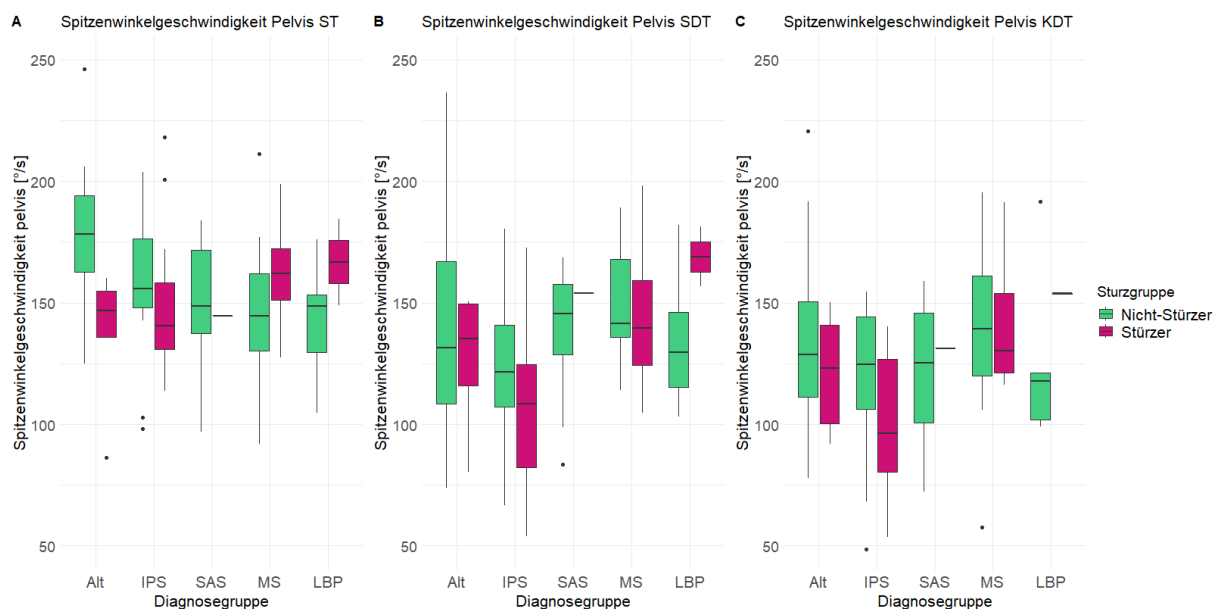


Abbildung 14 Spitzenwinkelgeschwindigkeiten des Pelvis in Grad pro Sekunde [°/s] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen während der Aufgaben Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) dargestellt in einem Boxplot. Alt = gesunde Erwachsene im Alter von 60 Jahren und älter, IPS = Personen mit Idiopathischem Parkinson-Syndrom, SAS = Subakuter Schlaganfall; Personen mit Zustand nach Schlaganfall vor weniger als vier Wochen, LBP = „Lower Back Pain“; Personen mit chronischen Schmerzen im unteren Rücken,

Ältere Erwachsene, Patienten mit IPS, und MS-Patienten neigten zu niedrigeren SWG des Pelvis während Dual-Tasking im Vergleich zum Single-Tasking (Abbildung 14). Bei der SWG des Pelvis zeigten die Stürzer unter den älteren Erwachsenen eine Tendenz zu niedrigeren Werten als die Nicht-Stürzer während des STs und KDTs. Beim SDT ähneln sich Stürzer und Nicht-Stürzer, wobei die Nicht-Stürzer eine größere Streuung zeigten. Die IPS-Patienten mit Stürzen neigten bei allen drei Aufgaben zu den kleinsten SWG des Pelvis im Vergleich zu den anderen Diagnosegruppen mit Medianen von 127 und 131 %/s während SDT und KDT. Zudem hatten die Stürzer mit IPS während ST, SDT und KDT die Tendenz zu einer langsameren SWG des Pelvis als die Nicht-Stürzer. Während die Stürzer mit MS beim ST zu einer schnelleren SWG des Pelvis als die Nicht-Stürzer neigten, zeigten sie eine leichte Tendenz zu einer niedrigeren SWG des Pelvis beim SDT und einer ähnlichen SWG beim KDT.

3.3.3 Vergleich des Intersegmentalen Drehverhaltens von Stürzern und Nicht-Stürzern innerhalb der Diagnosegruppen

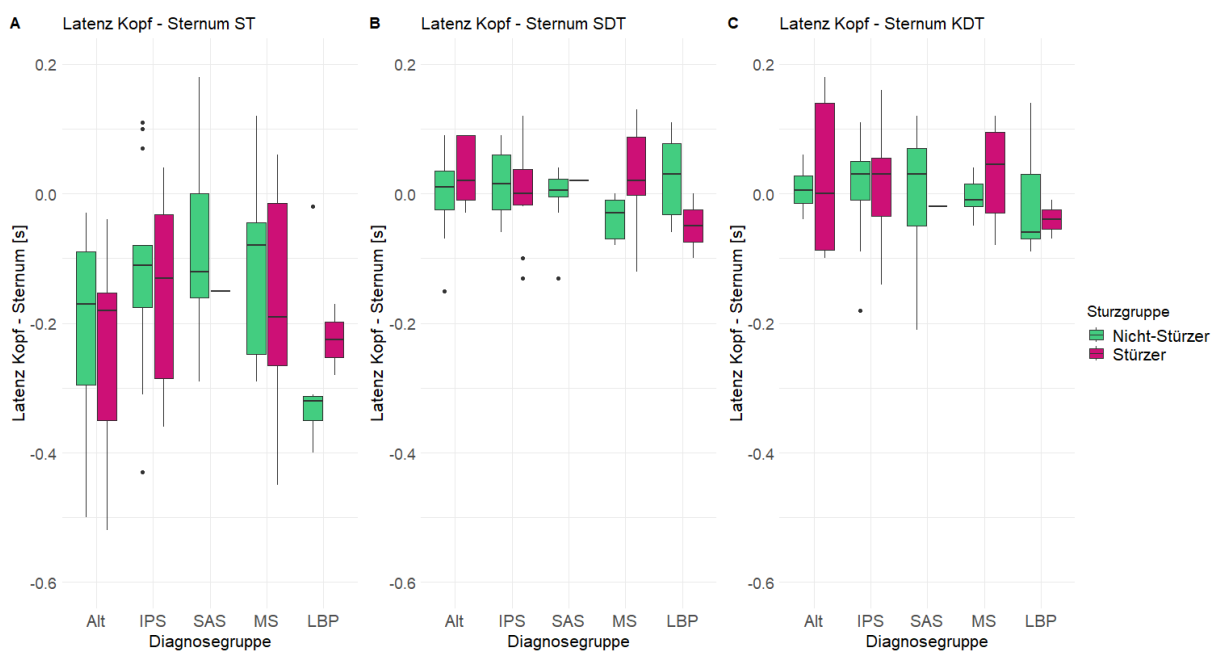


Abbildung 15 Relative intersegmentale Latenz der Initiation der Drehung (Latenz) in Sekunden [s] des Segmentpaars Kopf-Sternum der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen während der Aufgaben Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) dargestellt in einem Boxplot. Alt = gesunde Erwachsene im Alter von 60 Jahren und älter, IPS = Personen mit Idiopathischem Parkinson-Syndrom, SAS = Subakuter Schlaganfall; Personen mit Zustand nach Schlaganfall vor weniger als vier Wochen, LBP = „Lower Back Pain“; Personen mit chronischen Schmerzen im unteren Rücken

Bei der Latenz Kopf-Sternum fiel beim ST eine große Streuung bei allen Gruppen, außer den Nicht-Stürzern mit IPS und Schmerzen im unteren Rücken auf (Abbildung 15 A).

Alle Diagnosegruppen neigten zu Latenzen zwischen Kopf und Sternum um 0.0 s während der Smartphone-Nutzung mit Medianen von -0.08 bis 0.06 s. Kopf und Sternum begannen also bei den meisten Teilnehmern aller Diagnosegruppen und Sturzgruppen während der Smartphone-Aufgaben eher gleichzeitig zu drehen (Abbildung 15 B und C).

Ohne Smartphone (ST) zeigten die meisten Teilnehmer der verschiedenen Diagnosegruppen eine negative Latenz, also eine Initiation der Drehung mit dem Kopf (Abbildung 15 A).

Stürzer und Nicht-Stürzer zeigten innerhalb der Diagnosegruppen recht ähnliche Latenzen von Kopf zu Sternum. Ausnahme waren die MS-Patienten beim SDT, wobei die Stürzer eine Tendenz zu einer positiven Latenz ($M = 0.020$ s) und die MS-Patienten ohne Stürze eine Tendenz zu einer negativen Latenz zeigten ($M = -0.030$ s). Bei der Latenz Kopf-Sternum war zudem beim KDT eine weite Streuung bei den älteren Erwachsenen mit Stürzen zu sehen.

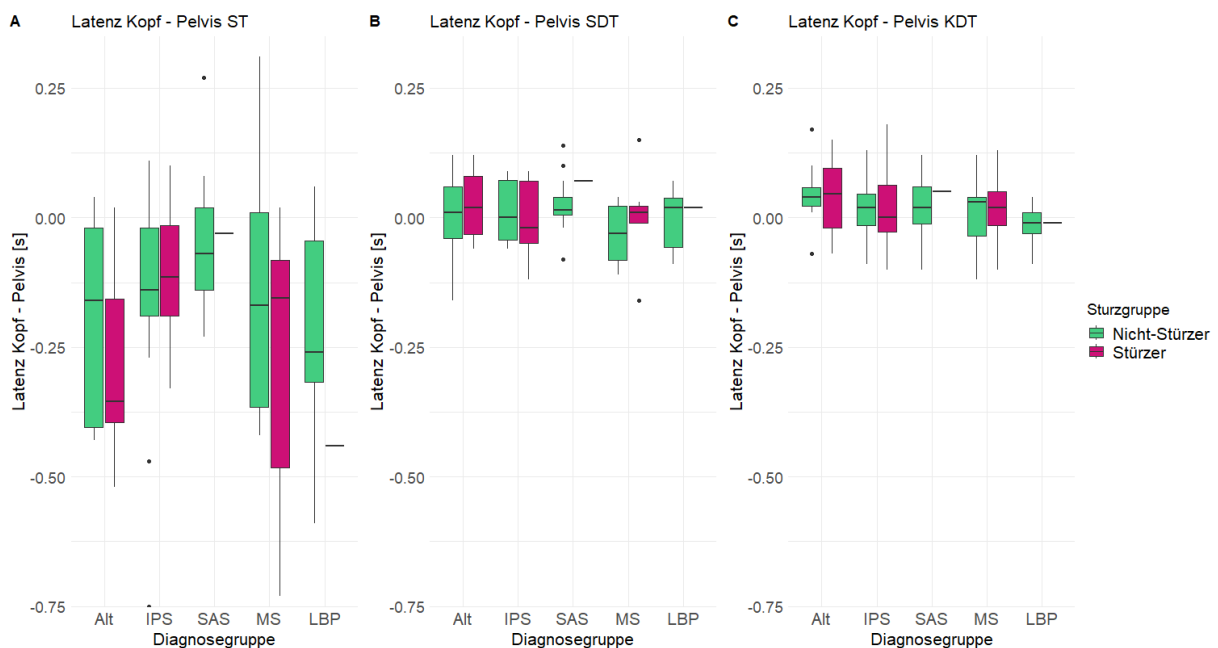


Abbildung 16 Relative intersegmentale Latenz der Initiation der Drehung (Latenz) in Sekunden [s] des Segmentpaars Kopf-Pelvis der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen während der Aufgaben Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) dargestellt in einem Boxplot. Alt = gesunde Erwachsene im Alter von 60 Jahren und älter, IPS = Personen mit Idiopathischem Parkinson-Syndrom, SAS = Subakuter Schlaganfall; Personen mit Zustand nach Schlaganfall vor weniger als vier Wochen, LBP = „Lower Back Pain“; Personen mit chronischen Schmerzen im unteren Rücken

Bei der Latenz Kopf-Pelvis fiel beim ST eine große Streuung bei allen Gruppen auf (Abbildung 16 A). Zudem zeigte sich bei allen Gruppen eine im Schnitt negative Latenz Kopf-Pelvis während des ST und eine Latenz um die 0.0 s während SDT und KDT (Abbildung 16 B und C). Kopf und Pelvis haben also bei den meisten Teilnehmern aller Diagnosegruppen und Sturzgruppen während der Smartphone-Aufgaben eher gleichzeitig begonnen zu drehen. Bei den Drehungen ohne Smartphone initiierte meist der Kopf die Drehung, wobei der Pelvis folgte.

Die Latenzen von Kopf zu Pelvis zeigten bei keiner Diagnosegruppe große Unterschiede zwischen den Stürzern und Nicht-Stürzern. Lediglich bei den älteren Erwachsenen zeigten die Stürzer beim ST einen niedrigeren Median, jedoch bei einer Interquartilspanne innerhalb der Interquartilspanne der Nicht-Stürzer.



Abbildung 17 Relative intersegmentale Latenz der Initiation der Drehung (Latenz) in Sekunden [s] des Segmentpaars Sternum-Pelvis der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen während der Aufgaben Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) dargestellt in einem Boxplot. Alt = gesunde Erwachsene im Alter von 60 Jahren und älter, IPS = Personen mit Idiopathischem Parkinson-Syndrom, SAS = Subakuter Schlaganfall; Personen mit Zustand nach Schlaganfall vor weniger als vier Wochen, LBP = „Lower Back Pain“; Personen mit chronischen Schmerzen im unteren Rücken

Bei der Latenz Sternum - Pelvis zeigte sich insgesamt bei einem Großteil der Subgruppen eine große Streuung der Werte (Abbildung 17). Dies war beim ST bei den alten Erwachsenen mit

Stürzen, den IPS-Patienten, den SAS-Patienten, den MS-Patienten und den Patienten mit Schmerzen im unteren Rücken der Fall. Beim SDT war die Streuung bei den alten Erwachsenen den IPS-Patienten mit Stürzen, den SAS-Patienten, den MS-Patienten ohne Stürze und den Patienten im unteren Rücken recht weit. Außerdem konnte beim KDT eine große Streuung bei den älteren Erwachsenen mit Stürzen und den MS-Patienten mit Stürzen und den Patienten mit Schmerzen im unteren Rücken beobachtet werden.

Insgesamt ist bei der Latenz Sternum-Pelvis im Gegensatz zu den Latenzen Kopf-Sternum und Kopf-Pelvis keine eindeutige Veränderung zwischen den Drehungen ohne Smartphone und den Drehungen mit Smartphone zu erkennen. Sowohl beim ST als auch beim SDT und KDT bewegen sich die Latenzen der meisten Gruppen um die 0.0 s, also bei einer eher gleichzeitigen Initiation der Drehung von Sternum und Pelvis. Die Mediane der Latenzen Sternum-Pelvis befanden sich während allen Aufgaben in einem Bereich von -0.08 bis 0.09 s.

Es finden sich jedoch feine Unterschiede zwischen den Sturzgruppen innerhalb der Diagnosegruppen. Die alten Erwachsenen ohne Stürze zeigten im Vergleich zu den Nicht-Stürzern eine eher leicht positive Latenz Sternum-Pelvis während ST und SDT. Während KDT zeigten beide Gruppen eine Tendenz zu einer leicht positiven Latenz. Die IPS-Patienten mit Stürzen zeigten im Vergleich zu den Nicht-Stürzern eine Tendenz zu einer leicht positiven Latenz während ST, SDT, KDT. Während des ST zeigten die MS-Patienten mit und ohne Stürze ähnliche Latenzen von Pelvis zu Sternum. Beim SDT und KDT hatten die Stürzer eine Tendenz zu einer negativen und die Nicht-Stürzer zu einer positiven Latenz.

Wie bei den Latenzen zeigten auch die MIW eine weite Streuung der Werte während des Single-Taskings bei den Segmentpaaren Sternum - Kopf und Pelvis – Kopf (Abbildung 18 A und 19 A).

Die MIW zwischen Sternum und Kopf befanden sich während des Single-Taskings in einem Bereich bei Medianen der einzelnen Diagnose und Sturzgruppen zwischen 15 und 25 Grad (Abbildung 18 A). Bei Drehung während der Smartphone-Nutzung zeigten alle Gruppen im Schnitt deutlich kleinere MIW Sternum-Kopf mit Medianen zwischen 5 und 11 Grad, im Sinne einer en bloc Wende (Abbildung 18 B und C).

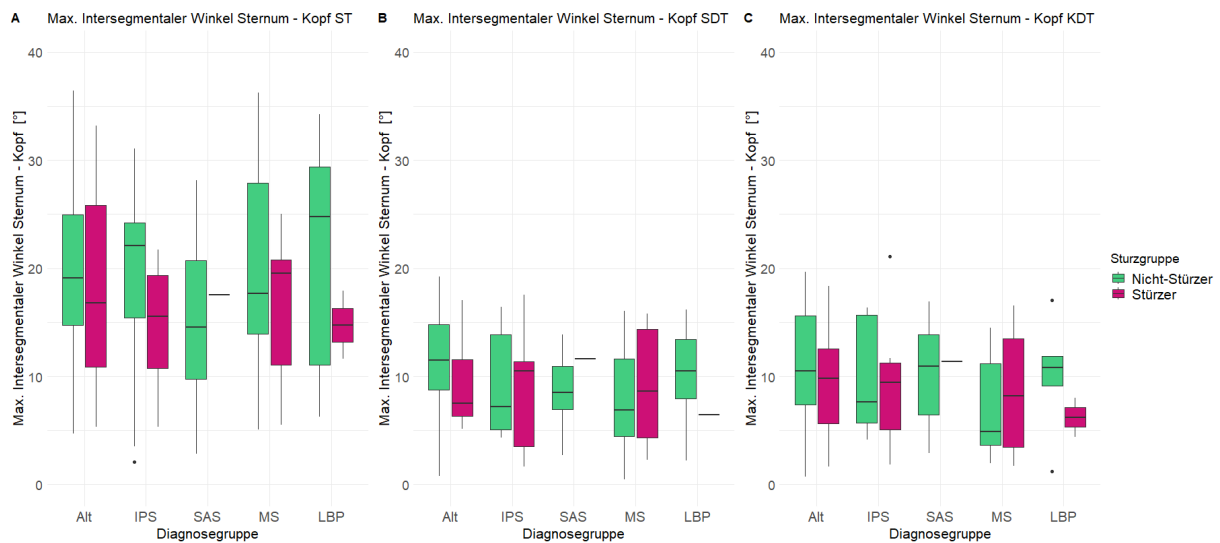


Abbildung 18 Maximaler intersegmentaler Winkel des Segmentpaars Sternum-Kopf in Grad [°] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen während der Aufgaben Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) dargestellt in einem Boxplot. Alt = gesunde Erwachsene im Alter von 60 Jahren und älter, IPS = Personen mit Idiopathischem Parkinson-Syndrom, SAS = Subakuter Schlaganfall; Personen mit Zustand nach Schlaganfall vor weniger als vier Wochen, LBP = „Lower Back Pain“; Personen mit chronischen Schmerzen im unteren Rücken

Die älteren Erwachsenen Stürzer neigten während ST, SDT und KDT zu einem kleineren MIW Sternum-Kopf als die Nicht-Stürzer. Die Stürzer mit IPS zeigten während des ST eine Tendenz zu einem kleineren MIW Sternum-Kopf als die Nicht-Stürzer. Während SDT und KDT zeigten Stürzer und Nicht-Stürzer mit IPS ähnliche MIW Sternum-Kopf. Die Stürzer und Nicht-Stürzer mit MS zeigten bei allen drei Aufgaben ähnliche MIW Sternum-Kopf.

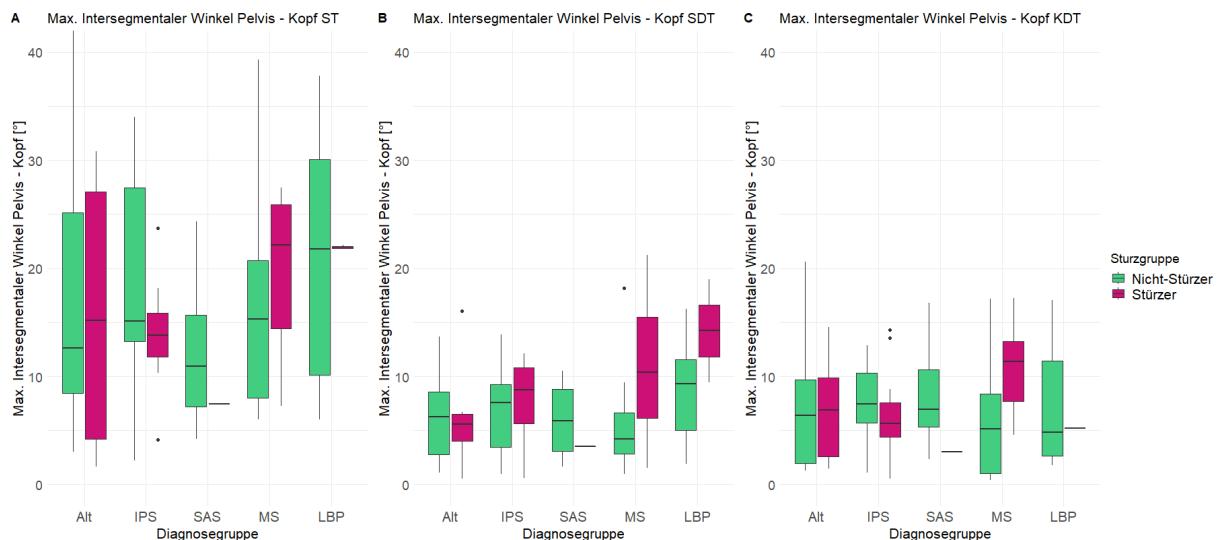


Abbildung 19 Maximaler intersegmentaler Winkel des Segmentpaars Pelvis-Kopf in Grad [°] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen während der Aufgaben Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) dargestellt in einem Boxplot. Alt = gesunde Erwachsene im Alter von 60 Jahren und älter, IPS = Personen mit Idiopathischem Parkinson-Syndrom, SAS = Subakuter Schlaganfall; Personen mit Zustand nach Schlaganfall vor weniger als vier Wochen, LBP = „Lower Back Pain“; Personen mit chronischen Schmerzen im unteren Rücken

Die MIW zwischen Pelvis und Kopf befanden sich während des Single-Taskings in einem Bereich bei Medianen der einzelnen Diagnose und Sturzgruppen zwischen 7.5 und 25 Grad (Abbildung 19 A). Bei Drehungen während der Smartphone-Nutzung zeigten alle Gruppen im Schnitt deutlich kleinere MIW Pelvis-Kopf mit Medianen zwischen 3 und 14 Grad, im Sinne einer en bloc Wende (Abbildung 19 B und C).

Bei den älteren Erwachsenen fanden sich ähnliche MIW zwischen Pelvis und Kopf bei den Stürzern und Nicht-Stürzern während allen drei Aufgaben. Die Stürzer mit IPS hatten während des ST und KDT eine Tendenz zu kleineren MIW zwischen Pelvis und Kopf und während des SDT neigten sie zu größeren MIW als die Nicht-Stürzer. Die MS-Patienten mit Stürzen neigten während allen drei Aufgaben zu größeren MIW zwischen Pelvis und Kopf als die Nicht-Stürzer.

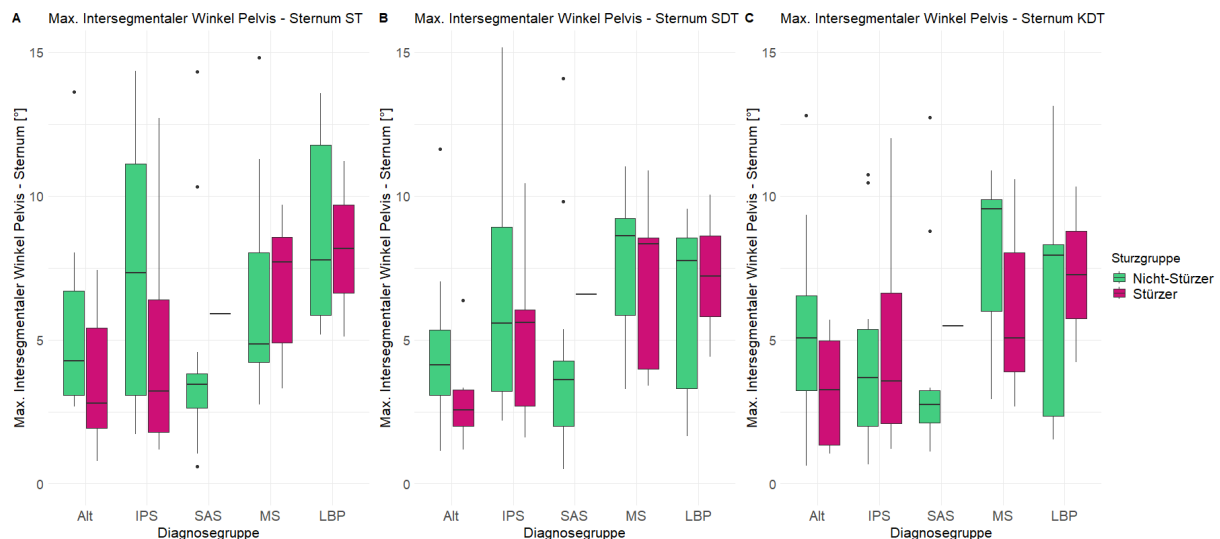


Abbildung 20 Maximaler intersegmentaler Winkel des Segmentpaares Pelvis-Sternum in Grad [°] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen während der Aufgaben Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) dargestellt in einem Boxplot. Alt = gesunde Erwachsene im Alter von 60 Jahren und älter, IPS = Personen mit Idiopathischem Parkinson-Syndrom, SAS = Subakuter Schlaganfall; Personen mit Zustand nach Schlaganfall vor weniger als vier Wochen, LBP = „Lower Back Pain“; Personen mit chronischen Schmerzen im unteren Rücken

Es fand sich im Gegensatz zu den Segmentpaaren Sternum-Kopf und Pelvis-Kopf keine einheitliche Tendenz zu kleineren MIW zwischen Pelvis und Sternum während der Smartphone-Nutzung. Während allen Konditionen befanden sich die Mediane in einem Bereich zwischen 2.5 und 9 Grad. Zudem war bei allen drei Konditionen zum Teil eine weite Streuung der Werte zu beobachten (Abbildung 20).

Bei den älteren Erwachsenen hatten die Stürzer während ST, SDT und KDT eine Tendenz zu kleineren MIW zwischen Pelvis und Sternum als die Nicht-Stürzer. Die Stürzer mit IPS neigten während des ST zu kleineren MIW zwischen Pelvis und Sternum und während SDT und KDT waren die MIW Pelvis – Sternum von Stürzer und Nicht-Stürzer ähnlich. Die MS-Patienten mit Stürzen neigten während des ST zu größeren und während SDT und KDT zu kleineren MIW zwischen Pelvis und Sternum als die Nicht-Stürzer.

3.3.4 Vergleich der Dual-Task-Kosten von Stürzern und Nicht-Stürzern innerhalb der Diagnosegruppen

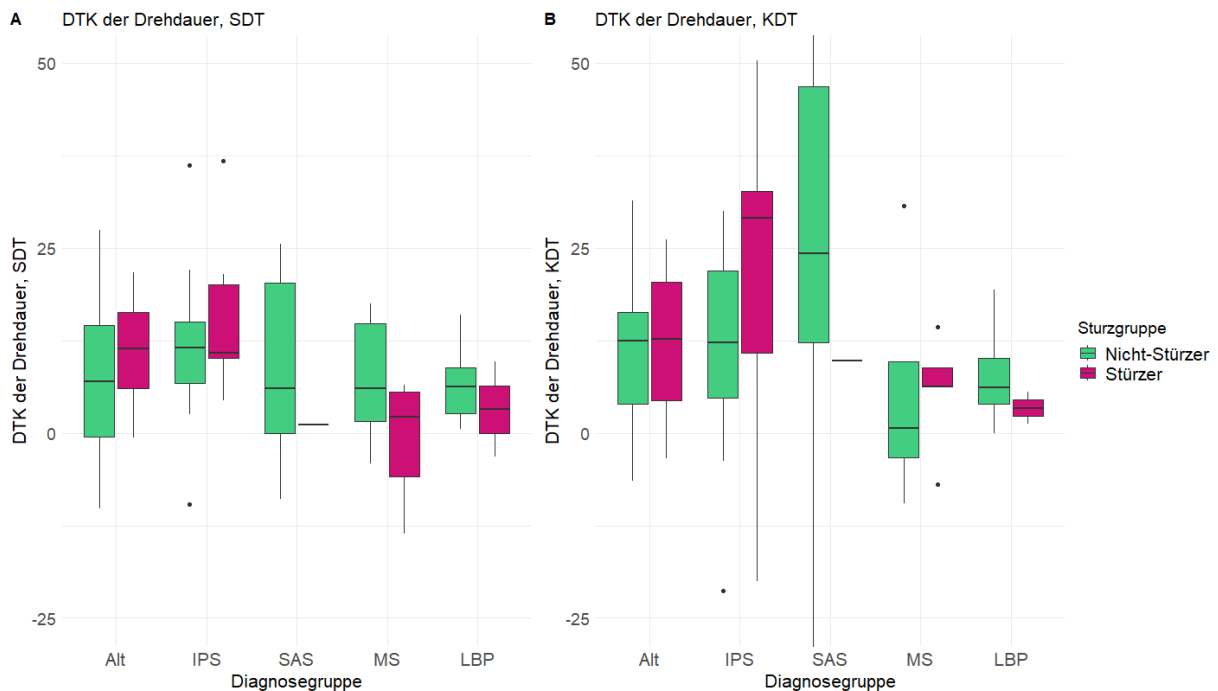


Abbildung 21 Dual-Task-Kosten (DTK) der Drehdauer Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen durch simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) der Nicht-Stürzer (grün) und Stürzer (rot) in einem Boxplot. Alt = gesunde Erwachsene im Alter von 60 Jahren und älter, IPS = Personen mit Idiopathischem Parkinson-Syndrom, SAS = Subakuter Schlaganfall; Personen mit Zustand nach Schlaganfall vor weniger als vier Wochen, LBP = „Lower Back Pain“; Personen mit chronischen Schmerzen

Alle Diagnosegruppen neigten im Schnitt zu positiven DTK der Drehdauer durch SDT und KDT also zu einer verlängerten Drehdauer während der Smartphone-Nutzung (Abbildung 21).

Am stärksten war dieser Effekt bei den IPS-Patienten mit Stürzen zu sehen mit einem Median der DTK von 10 durch SDT und 27 durch KDT. Zudem zeigen die IPS-Patienten mit Stürzen eine Tendenz zu höheren DTK der Drehdauer durch KDT als die Nicht-Stürzer. Die älteren Erwachsenen mit Stürzen neigten zu höheren DTK der Drehdauer durch SDT und KDT als die Nicht-Stürzer. Die MS-Patienten mit Stürzen neigten zu den niedrigsten DTK der Drehdauer während SDT mit einem Median bei 2.13 und Q1 bei -5.88. Somit hatte beinahe die Hälfte der MS Patienten mit Stürzen eine geringere Drehdauer während des SDT als während des ST.

Während des KDT fehlten bei den MS-Patienten Werte und ein Vergleich zwischen Stürzern und Nicht-Stürzern war nicht möglich.

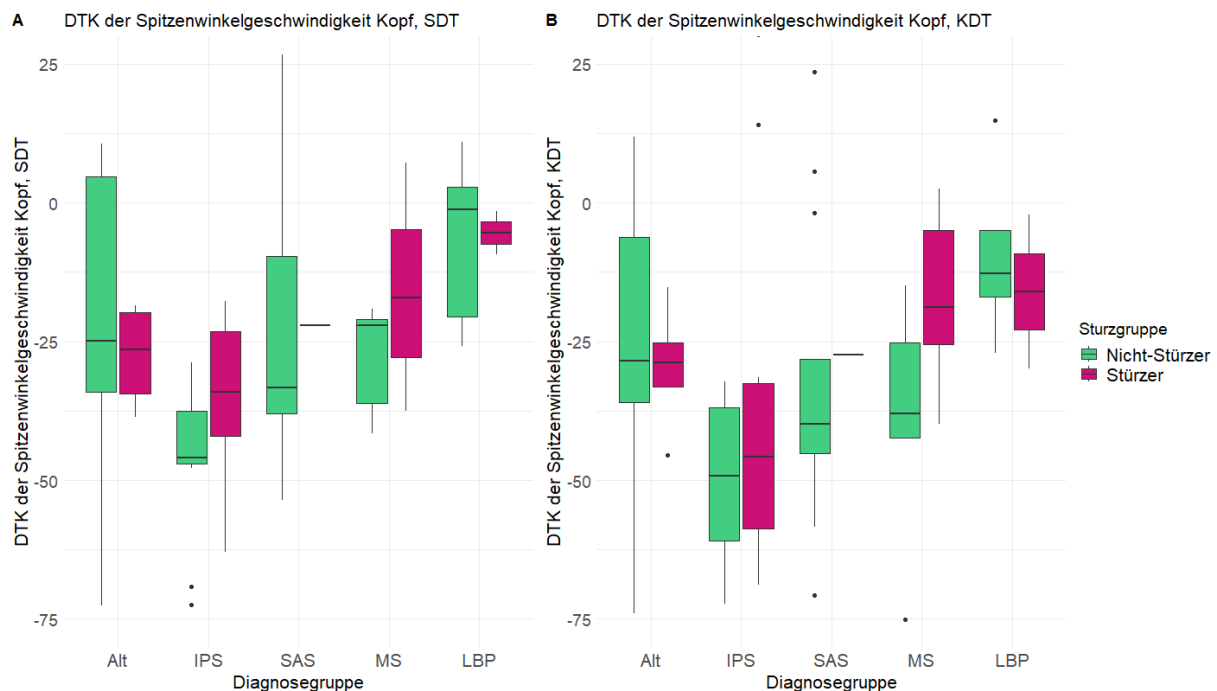


Abbildung 22 Dual-Task-Kosten (DTK) der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten des Kopfes der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen durch simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) der Nicht-Stürzer (grün) und Stürzer (rot) in einem Boxplot. Alt = gesunde Erwachsene im Alter von 60 Jahren und älter, IPS = Personen mit Idiopathischem Parkinson-Syndrom, SAS = Subakuter Schlaganfall; Personen mit Zustand nach Schlaganfall vor weniger als vier Wochen, LBP = „Lower Back Pain“; Personen mit chronischen Schmerzen im unteren Rücken

Alle Diagnosegruppen neigten im Schnitt zu negativen DTK der SWG des Kopfes durch SDT und KDT also zu einer verlangsamten SWG während der Smartphone-Nutzung (Abbildung 22). Auch hier stechen die Patienten mit IPS hervor mit niedrigeren DTK durch SDT und KDT, also einer stärkeren Verlangsamung der SWG des Kopfes durch die Smartphone-Nutzung. Dieser Effekt war bei den Nicht-Stürzern im Schnitt etwas stärker als bei den Stürzern. Die älteren Erwachsenen mit Stürzen und ohne Stürze hatten im Schnitt bei beiden Aufgaben einen recht ähnlichen Median der DTK, wobei die Nicht-Stürzer eine deutlich größere Streuung der Werte zeigten. Die Stürzer mit MS zeigten im Schnitt eine kleinere Verringerung der SWG des Kopfes durch die Smartphone-Nutzung, mit DTK welche näher am Nullpunkt lagen als die der Nicht-Stürzer.

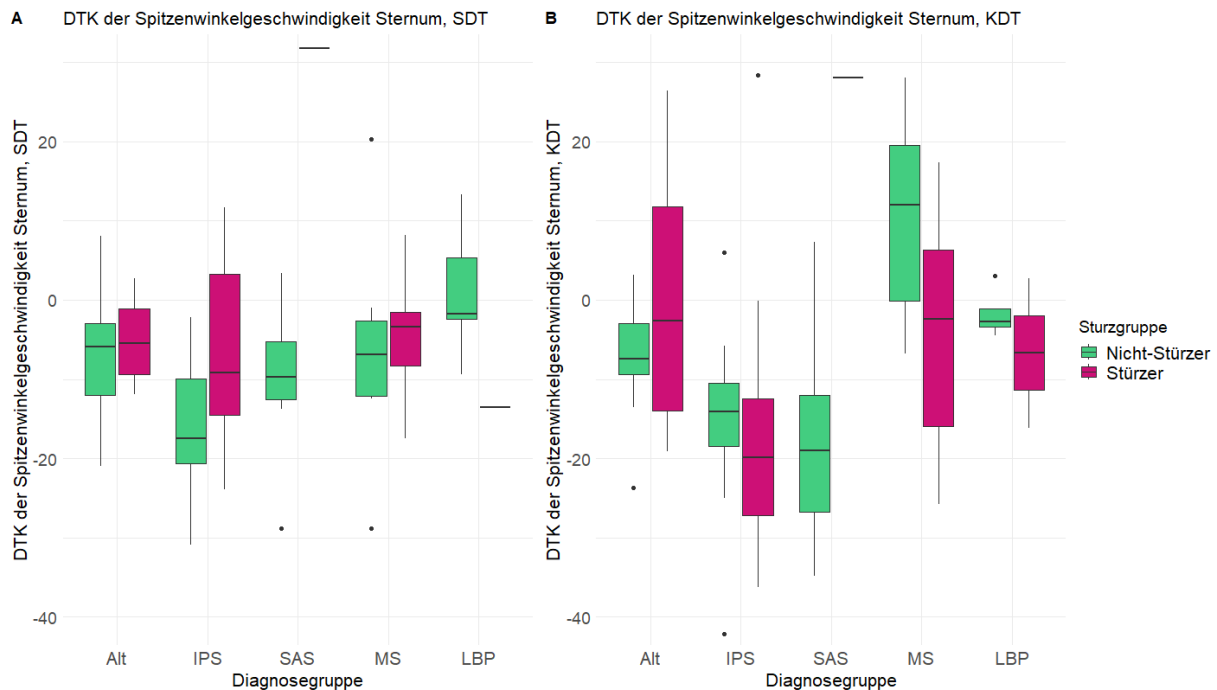


Abbildung 23 Dual-Task-Kosten (DTK) der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten des Sternums der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen durch simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) der Nicht-Stürzer (grün) und Stürzer (rot) in einem Boxplot. Alt = gesunde Erwachsene im Alter von 60 Jahren und älter, IPS = Personen mit Idiopathischem Parkinson-Syndrom, SAS = Subakuter Schlaganfall; Personen mit Zustand nach Schlaganfall vor weniger als vier Wochen, LBP = „Lower Back Pain“; Personen mit chronischen Schmerzen im unteren Rücken

Bei den DTK der SWG des Sternums war der Dual-Tasking Effekt nicht so deutlich und es fanden sich DTK durch SDT und KDT welche im Schnitt nur leicht im negativen Bereich lagen, wobei die Nicht-Stürzer mit MS sogar positive DTK zeigten (Abbildung 23).

Ein Großteil der Nicht-Stürzer mit MS hatte also bei den Drehungen während des KDT eine höhere SWG des Sternums als während des ST. Beim SDT hingegen zeigten die Nicht-Stürzer mit MS negativere DTK als Die Stürzer also eine stärkere Verlangsamung. Die älteren Erwachsenen Nicht-Stürzer und Stürzer zeigten ähnliche DTK der SWG des Sternums bei deutlich größerer Streuung der Werte bei den Stürzern bei KDT. Bei den IPS-Patienten mit Stürzen war der Dual-Tasking Effekt auf die SWG des Sternums während SDT geringer als bei den Nicht-Stürzern. Beim KDT war dies genau umgekehrt und die IPS-Patienten mit Stürzen neigten zu einer stärkeren Verringerung SWG des Sternums durch KDT als die Nicht-Stürzer.

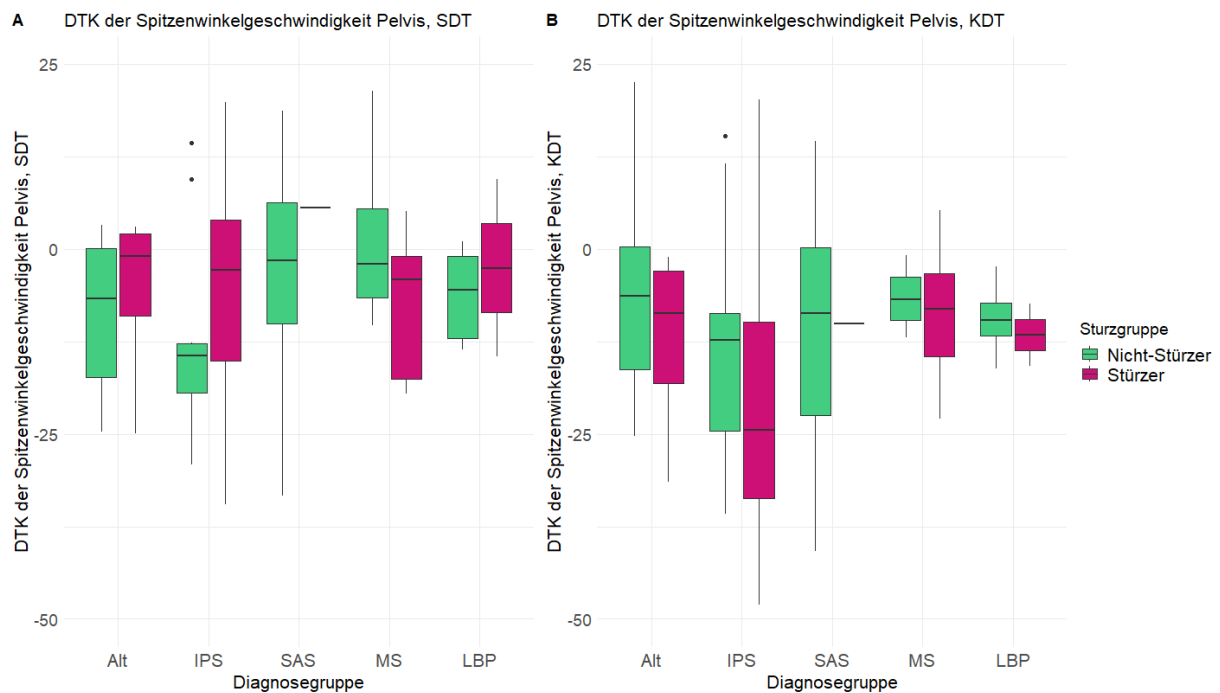


Abbildung 24 Dual-Task-Kosten (DTK) der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten des Pelvis der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen durch simples Dual-Tasking (SDT) und komplexes Dual-Tasking (KDT) der Nicht-Stürzer (grün) und Stürzer (rot) in einem Boxplot. Alt = gesunde Erwachsene im Alter von 60 Jahren und älter, IPS = Personen mit Idiopathischem Parkinson-Syndrom, SAS = Subakuter Schlaganfall; Personen mit Zustand nach Schlaganfall vor weniger als vier Wochen, LBP = „Lower Back Pain“; Personen mit chronischen Schmerzen im unteren Rücken

Die DTK der SWG des Pelvis durch SDT bewegten sich bei den meisten Gruppen, außer den Nicht-Stürzern mit IPS (Median = -14.43), bei leicht negativen Medianen nahe dem Nullpunkt (Abbildung 24).

Beim KDT waren die DTK der SWG des Pelvis bei allen Gruppen im Schnitt deutlich im negativen Bereich mit Medianen unter -6 bei allen Gruppen. Auch hier stachen die IPS-Patienten hervor mit einem Median bei -25 bei den Stürzern. Die IPS-Patienten ohne Stürze hatten also eine stärkere Verlangsamung der SWG des Pelvis durch SDT, als die IPS-Patienten mit Stürzen. Umgekehrt hatten die IPS-Patienten mit Stürzen eine stärkere Verlangsamung der SWG des Pelvis durch KDT, als die IPS-Patienten ohne Stürze. Auch bei den älteren Erwachsenen ohne Stürze zeigte sich eine stärkere Verlangsamung der SWG des Pelvis durch SDT, als bei den Stürzern. Umgekehrt hatten die älteren Erwachsenen mit

Stürzen eine stärkere Verlangsamung der SWG des Pelvis durch KDT, als die älteren Erwachsenen ohne Stürze. Die MS-Patienten mit Stürzen neigten beim SDT zu einer größeren Verlangsamung der SWG des Pelvis als die Nicht-Stürzer. Beim KDT ähnelten sich die DTK beider Gruppen mit einer größeren Streuung bei den Stürzern.

4. Diskussion

4.1 Interpretation der Ergebnisse und Einordnung in die Fachliteratur

In der in dieser Arbeit durchgeführten Querschnittsanalyse wurde in einer neurologischen Kohorte untersucht, ob Personen mit Stürzen innerhalb der letzten 12 Monate während der Smartphone-Nutzung ein verändertes Drehverhalten im Vergleich zu Personen ohne Stürze zeigten. Zudem ließ die Stichprobengröße der Gruppen ältere Erwachsene, IPS und MS einen Vergleich der Stürzer und Nicht-Stürzer innerhalb dieser Subgruppen zu.

4.1.1 Drehverhalten der Stürzer und Nicht-Stürzer

Während andere Studien eine Assoziation von Verlangsamung der Drehung durch Dual-Tasking und Stürzen beobachtet haben (de Barros et al., 2021; Horak et al., 2023; Porciuncula et al., 2016), zeigten sich in unserer Analyse keine signifikanten Unterschiede der DTK von Stürzern und Nicht-Stürzern. Bei beiden Gruppen zeigte sich eine Verlängerung der Drehdauer, eine deutliche Verlangsamung der SWG des Kopfes und eine leichte Verlangsamung der SWG von Sternum und Pelvis durch die Smartphone-Nutzung. Die Ablenkung durch das Smartphone hat also zu einer insgesamt langsameren Drehbewegung geführt bei Stürzern und Nicht-Stürzern geführt.

Bei den Segmenten Sternum und Pelvis zeigte sich, während des numerischen Stroop Tests (KDT), eine Tendenz der Stürzer zu einer stärkeren Verringerung der SWG als bei den Nicht-Stürzern. Dieser etwas stärkere Einfluss auf die Drehung durch die kognitiv anspruchsvollere Aufgabe könnte ein Hinweis auf eine Lenkung der Aufmerksamkeit der Stürzer auf die Sekundäraufgabe sein. Diese Priorisierung der kognitiven Aufgabe könnte beim Gehen unter Dual-Tasking-Bedingungen zu einer verminderten Aufmerksamkeit für die Umgebung führen, wodurch Stürze entstehen könnten.

Zusammenfassend zeigten sich in unserer neurologischen Kohorte lediglich Tendenzen zu einer insgesamt verlangsamten Drehbewegung bei den Stürzern mit einer längeren Drehdauer

und einer langsameren SWG von Kopf und Pelvis während ST und während der Smartphone-Nutzung.

Diese Tendenz der Stürzer zu einer insgesamt langsameren Drehbewegung findet sich auch in Studien zur Drehbewegung bei Patienten mit Zustand nach Schlaganfall oder Patienten mit IPS (Lai et al., 2022; Zou et al., 2020). Bei älteren Erwachsenen haben kontinuierliche Analysen der Drehbewegung mittels Sensoren, die von den Probanden zuhause getragen wurden, langsamere Drehungen der Stürzer gefunden (Leach et al., 2018; Mancini et al., 2016).

Während sich auch in den intersegmentalen Parametern keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Stürzern und Nicht-Stürzern zeigten, konnten Tendenzen der Stürzer zu einer veränderten intersegmentalen Koordination der Drehung beobachtet werden.

Es war zu beobachten, dass die Stürzer bei der Drehung mit dem Smartphone im Vergleich zu den Nicht-Stürzern eher zu Latenzen von Kopf zu Sternum in den positiven Bereich neigten. Das bedeutet, dass die Stürzer begonnen haben mit dem Sternum vor dem Kopf zu rotieren. Somit initiierten sie die Drehung, während der Blick auf das Smartphone gelenkt war, eher mit dem Oberkörper als mit dem Kopf. Dies könnte durch ein starkes Fokussieren der Stürzer auf das Smartphone entstanden sein, wobei die das Smartphone haltende Hand die Drehung einleitet und der Kopf durch das konzentrierte Blicken auf das Smartphone folgt. Diese Ablenkung durch das Smartphone könnte die Aufmerksamkeit für die Umgebung verringern und ein potenzielles Sturzrisiko darstellen.

Beide Gruppen zeigten an den Segmentpaaren Kopf-Sternum und Kopf-Pelvis eine Top-Down-Sequenz und während der Smartphone-Nutzung eine en bloc Drehung. Eine Erklärung dafür könnte die Fixierung des Blicks auf den Bildschirm sein. Während der Drehung ohne Smartphone konnten die Teilnehmer ihren Blick frei lenken und somit auch die Drehung mit dem Blick und dem Kopf einleiten, woraufhin Sternum und Pelvis folgten, im Sinne einer Top Down Sequenz. Die en bloc Drehung während der Smartphone-Nutzung könnte dadurch entstanden sein, dass bei der Drehung während der Smartphone-Aufgabe der Blick meist auf den Bildschirm des Smartphones gerichtet war und somit der Kopf nicht vor Sternum und Pelvis zu rotieren begann, sondern es zeigte sich ein eher gleichzeitiger Beginn der Rotation der drei Segmente und deutlich kleinere MIW.

Eine Studie konnte bereits Hinweise liefern, dass kleinere MIW bei älteren Personen mit zukünftigen Stürzen zusammenhängen (Wright et al., 2012). In der retrospektiven Analyse unserer neurologischen Kohorte waren die MIW der Stürzer und Nicht-Stürzer ähnlich.

Lediglich während des ST neigten die Stürzer zu einem kleineren MIW zwischen Sternum und Kopf als die Nicht-Stürzer, also einer vereinfachten Strategie der Drehung, im Sinne einer en bloc Drehung.

4.1.2 Drehverhalten der Stürzer und Nicht-Stürzer innerhalb der Diagnosegruppen

Aufgrund der relativ kleinen Subgruppen erfolgte der Vergleich des Drehverhaltens der Stürzer und Nicht-Stürzer in den Gruppen IPS, MS und ältere Erwachsene rein deskriptiv anhand von Lage- und Streuungsparametern, wie Median und Interquartilsbreite.

Der Einfluss von Dual-Tasking auf Gangparameter während des Geradeausgehens und der Zusammenhang mit dem Sturzrisiko bei IPS-Patienten wurde bereits mit widersprüchlichen Ergebnissen untersucht. Zum Beispiel konnte eine durch kognitive Aufgaben verursachte Verringerung der Gehgeschwindigkeit Stürze prädictieren (Heinzel et al., 2016). Jedoch hatte Dual-Tasking mit einem auditorischen Stroop Test beim Geradeausgehen in einer Studie mit 263 IPS-Patienten keinen klinisch relevanten Nutzen für die Vorhersage von Stürzen (Smulders et al., 2012).

Fokus unserer Studie war die Analyse des Dual-Taskings mit dem Smartphone während der Drehbewegung und der Zusammenhang zur Sturzanamnese. Bei den Dual-Task-Kosten der SWG und der Drehdauer spielte zum Teil die Schwierigkeit der Aufgabe eine Rolle. Beim kognitiv anspruchsvollerem numerischen Stroop Test zeigte sich bei den Stürzern mit IPS eine stärkere Verlangsamung der SWG von Sternum und Pelvis als während des Reaktionszeittests.

Eine eindeutige Erklärung dafür liegt nicht vor. Der numerische Stroop Test ist ein Test der exekutiven Funktionen und der selektiven Aufmerksamkeit. Es gibt bereits Hinweise, dass bei IPS-Patienten Defizite der Aufmerksamkeit mit erhöhtem Sturzrisiko einhergehen (Allcock et al., 2009). IPS-Patienten verwenden zudem zusätzliche Ressourcen der exekutiven Funktionen und der Aufmerksamkeit im prefrontalen Kortex während des Drehens und Gehens (Stuart et al., 2019). Die stärkeren DTK durch den numerischen Stroop Test könnten also ein Hinweis darauf sein, dass die kognitive Last durch das gleichzeitige Ausüben der komplexeren Aufgabe und des Drehens beim Gehen bei den Stürzern zu einem Engpass in der Verarbeitung geführt hat. Es ist also wichtig für zukünftige Analysen zum Dual-Tasking mit dem Smartphone und Sturzrisiko bei IPS-Patienten darauf zu achten auch Aufgaben mit erhöhtem Schwierigkeitsgrad zu verwenden, um einen stärkeren Dual-Tasking Effekt zu erzielen.

Bei Betrachtung der Drehdauer und der SWG des Kopfes fielen die IPS-Patienten mit Stürzen auf. Sie zeigten im Schnitt die längste Drehdauer und die langsamste SWG des Kopfes und Pelvis bei allen drei Aufgaben im Vergleich zu den anderen Sturz -und Diagnosegruppen. In Studien, die das Drehverhalten von IPS-Patienten mit erhöhtem Sturzrisiko untersucht haben, zeigten die Stürzer ebenfalls eine langsamere Drehung mit längerer Drehdauer und langsameren Winkelgeschwindigkeiten (Cheng et al., 2014; Lai et al., 2022). Im Gegensatz dazu war bei einer Studie weder die Drehbewegung während des TUG-Tests im Labor noch die in einem Home-Assessment kontinuierlich gemessenen Drehparameter mit der Sturzanamnese assoziiert. Dafür konnte ein Zusammenhang zwischen der Angst zu stürzen und einer verlangsamten Drehbewegung gefunden werden (Haertner et al., 2018).

Das intersegmentale Drehverhalten der IPS-Patienten mit Stürzen und ohne Stürze war insgesamt recht ähnlich bis auf eine Tendenz der Stürzer zu kleineren maximalen intersegmentalen Winkeln (MIW) aller drei Segmentpaare während der Drehung ohne Smartphone. Die IPS-Patienten mit Stürzen neigten also auch während der Drehung ohne Smartphone zu einer weniger dynamischen intersegmentalen Koordination, wobei jedoch die Top-Down-Sequenz erhalten blieb. In Studien zum intersegmentalen Drehverhalten bei IPS-Patienten wurde zum Teil eine en bloc Strategie und zum Teil eine erhaltene Top-Down-Sequenz der Drehung beobachtet. In keiner Studie wurden mehr als 15 Patienten mit IPS untersucht und es wurde keine Einteilung nach Sturzrisiko vorgenommen (Ashburn et al., 2014; Crenna et al., 2007; Hong et al., 2009; Hong & Earhart, 2010).

Bei Betrachtung des intersegmentalen Drehverhaltens der Stürzer mit MS war bei den Latenzen zu sehen, dass bei den Stürzern während SDT das Sternum vor dem Kopf zu drehen beginnt. Die Stürzer begannen zudem mit dem Oberkörper vor dem Pelvis zu drehen, während sie ein Smartphone verwendeten. Die Stürzer neigten also zu einer Initiation der Drehung mit dem Sternum, während sie ein Smartphone in der Hand hielten. Dies zeigt an, dass die Rotation eher aus dem Rumpf eingeleitet wurde. Während sich die Probanden auf ein Smartphone fokussierten, bewegten sich die Arme recht wenig im Verhältnis zum Rumpf, sodass Smartphone, Arme und Oberkörper eine Einheit bildeten. Die Initiation der Drehung mit dem Sternum könnte also bedeuten, dass die MS Patienten mit Stürzen die Drehung mit den Händen, die das Smartphone halten, initiieren. Das könnte zeigen, dass die Stürzer mit MS sich stärker auf das Smartphone konzentrierten und die beiden anderen Segmente folgten der Bewegung des Smartphones. Diese Lenkung der Aufmerksamkeit auf das Smartphone könnte ein Anzeichen für potenziell gefährliches Drehverhalten während der Smartphone-Nutzung bei Stürzern sein.

Es gibt wenige Studien zum Drehverhalten von MS-Patienten mit Stürzen. In einer Studie brauchten MS-Patienten mit Stürzen im letzten Jahr länger für eine Drehung um 360 Grad als MS-Patienten ohne Stürze (Soke et al., 2019). In unserer Studie findet sich bei den MS-Patienten mit Stürzen beim Single-Tasking eher eine geringere bis ähnliche Drehdauer wie bei den Nicht-Stürzern.

Insgesamt zeigten die Stürzer innerhalb der Gruppe von älteren Erwachsenen eine Tendenz zu einer langsameren Drehbewegung mit längerer Drehdauer und langsameren SWG. Dies stimmt mit den Ergebnissen in Studien zu kontinuierlichen Messungen der Drehbewegung überein, bei denen die Stürzer eine längere Drehdauer und eine langsamere SWG zeigten (Leach et al., 2018; Mancini et al., 2015).

Alle drei Segmentpaare zeigten unabhängig von der Aufgabe eine Tendenz der älteren Erwachsenen mit Stürzen zu kleineren MIW im Vergleich zu den Nicht-Stürzern. Die Stürzer neigten also im Vergleich zu den Nicht-Stürzern eher zu einer en Bloc Drehung. Bei den intersegmentalen Latenzen war diese Tendenz zur en Bloc Drehung der Stürzer nicht zu sehen. In einer Studie, in der das intersegmentale Drehverhalten von älteren Erwachsenen mit und ohne Stürze, während der 360 Grad Drehung verglichen wurde, zeigten sich bei den Probanden, die angaben, mehr als einmal im letzten Jahr gestürzt zu sein, ebenfalls kleinere MIW von Kopf zu Thorax und Thorax zu Pelvis und zudem kleinere intersegmentale Latenzen (Wright et al., 2012).

4.2 Vergleich der gemessenen Werte der Drehparameter mit anderen Studien

Im Folgenden werden die in unserer Studie gemessenen Werte der Parameter der Drehung mit den in der Literatur präsentierten Ergebnissen bei gleichem oder ähnlichem Versuchsaufbau, verglichen.

Insgesamt hatten die Teilnehmer dieser Studie im Schnitt eine geringere Drehdauer (1.8 – 2.2 s) als bei Studien, die nur eine einzelne Drehung um 180 Grad unter Laborbedingungen gemessen haben (2.4 – 5.3 s) (Cheng et al., 2014; de Barros et al., 2021; Haertner et al., 2018; Horak et al., 2023; Lai et al., 2022; Zou et al., 2020). Dies könnte daran liegen, dass die Probanden in unserer Studie mehrere Drehungen direkt hintereinander absolviert haben. Dabei könnten die Probanden durch die Wiederholung der Drehbewegung an Sicherheit gewonnen haben, wodurch sie nach den ersten Drehungen begonnen haben könnten, sich schneller zu drehen. Eine Studie hatte bei ähnlichem Versuchsaufbau auch ähnliche Werte der Drehdauer. IPS-Patienten und eine altersentsprechende Kontrollgruppe gingen in einem

vorgegebenen Bereich auf und ab. In der Arbeit von Vitorio et al. hatte die Kontrollgruppe im Schnitt eine Drehdauer von ca. 2.1 s und die IPS-Patienten 2.7 s (Vitorio et al., 2021).

Auch die SWG verhielten sich ähnlich im Vergleich zu anderen Studien. Die Teilnehmer drehten sich mit SWG bei Medianen der Segmente Kopf, Pelvis und Sternum um die 150 Grad/s während des Singl- Taskings. Beim Dual-Tasking verlangsamte sich die SWG des Kopfes auf knappe 100 Grad /s und die des Pelvis auf 125 Grad/s. Die während des Single-Taskings gemessenen SWG des Kopfes der Teilnehmer waren beim Single- und Dual-Tasking meist höher als in anderen Studien mit Drehungen unter Laborbedingungen, bei denen jedoch nur eine einzelne Drehung untersucht wurde (Bertoli et al., 2019; de Barros et al., 2021; Haertner et al., 2018). Diese höheren SWG könnten wie bei der Drehdauer durch einen gewissen Übungseffekt bei aufeinanderfolgenden Drehungen entstanden sein. Zudem wurde bei den genannten Studien die SWG am unteren Rücken gemessen und sind somit eher mit der SWG am Pelvis zu vergleichen.

Die in unserer Studie während des STs gemessenen intersegmentalen Latenzen von Kopf zu Sternum sind im Schnitt größer als die intersegmentalen Latenzen von Sternum zu Pelvis. Dies ist auch in der Arbeit von Wright et al. zu beobachten, wobei die Höhe der Werte selbst auch sehr ähnlich sind, trotz Messungen während 360 Grad Drehungen im Stehen anstatt 180 Grad im Gehen (Latenz Thorax zu Kopf: 0.13 s – 0.15 s, Latenz Pelvis Thorax 0.02 – 0.04) (Wright et al., 2012). In einer Studie, die Drehungen um 180 Grad im Stehen bei IPS-Patienten analysiert hat, wurde umgekehrt eine größere Latenz von Pelvis zu Thorax als von Kopf zu Thorax gemessen, was daran liegen könnte, dass die Teilnehmer der Studie von Ashburn et al. im Schnitt deutlich älter waren (Ashburn et al., 2014).

Mit MIW von Sternum zu Kopf bei 18 bis 20 Grad während des STs liegen die Werte unserer Studie im Mittelfeld (Khobkhun et al., 2021; Leigh Hollands et al., 2010; Wright et al., 2012). Die MIW von Kopf zu Pelvis sind ähnlich zu den Ergebnissen von Khobkhun et al. bei ca. 15 Grad. Wie bei unserer Studie wurden durch Wright et. al. deutlich kleinere MIW von Thorax zu Pelvis gemessen als bei den anderen zwei Segmentpaaren (Wright et al., 2012).

4.3 Limitationen

Personen, die nicht in der Lage waren, ohne Gehhilfe mindestens 10 Meter zu gehen und Personen mit einem MoCA von unter 15 Punkten, wurden ausgeschlossen und es können keine Rückschlüsse auf diese Population getroffen werden, während jedoch Personen, die eine Gehhilfe benötigen, und solche mit schwereren kognitiven Einschränkungen ein erhöhtes

Sturzrisiko haben (Stevens et al., 2009; Van Doorn et al., 2003). Die Ergebnisse für den MoCA-Test in der hier vorliegenden Studie sind ähnlich zu den Ergebnissen einer anderen Studie, die bei 283 deutschsprachigen kognitiv gesunden Personen im Alter von über 65 Jahren durchgeführt wurde. Bei Stürzern und Nicht-Stürzern liegt der MoCA nahe an dem Durchschnitt von 26.1 aus der Studie. Zudem schnitt in der Studie von Thomann et al. keine Person mit einem MoCA von unter 16 Punkten ab (Thomann et al., 2018).

Außerdem erfolgte im Rahmen des Studienprotokolls, ein Ausschluss von Probanden aufgrund von zusätzlichen stark von der Norm abweichende Bewegungsmuster und Körperhaltungen, welche die Messungen verfälschen. Über diese Gruppe von Personen mit multiplen Einschränkungen der Bewegung, können somit keine Aussagen getroffen werden.

In unserer Studie gab es einen signifikanten Unterschied in der Geschlechterverteilung zwischen Stürzern und Nicht-Stürzern. Die Hälfte der 36 männlichen Teilnehmer haben von mindestens einem Sturz in den letzten 12 Monaten berichtet und nur 12 von 50 weiblichen Teilnehmerinnen haben von einem Sturz berichtet. In epidemiologischen Studien wird hingegen von häufigeren Stürzen bei weiblichen Personen berichtet. Im Jahr 2014 sind in den USA 29% der älteren Erwachsenen mindestens einmal gestürzt, Frauen haben häufiger von ihren Stürzen und den Folgen von Stürzen berichtet als Männer (Bergen et al., 2016). In einer Metanalyse war das weibliche Geschlecht mit einem höheren Risiko für Stürze bei älteren Erwachsenen assoziiert (Deandrea et al., 2010). Wir argumentieren, dass dieser Unterschied in der vorliegenden Pilotstudie akzeptiert werden kann, da keine relevanten Unterschiede im Drehverhalten zwischen Frauen und Männern bekannt sind. Allerdings sollten zukünftige Studien auf eine adäquate Geschlechterverteilung achten, um diesen potenziell relevanten Faktor effektiv untersuchen zu können.

Die Stichprobe unserer Studie schloss, im Gegensatz zu den meisten Arbeiten über Stürze, auch Personen unter 60 Jahren ein, wenn diese neurologische Erkrankungen hatten. In Studien zu Stürzen wird sich häufig auf ältere Personen konzentriert, da diese ein erhöhtes Risiko für Stürze und gleichzeitig ein erhöhtes Verletzungsrisiko durch Stürze aufweisen (Thurman et al., 2008). Die 10 von 30 Stürzern unter 60 Jahren in unserer Studie zeigen jedoch, dass Stürze auch bei jüngeren neurologischen Patienten eine Rolle spielen könnten. Personen mit neurologischen Erkrankungen, können auch im Alter von unter 60 Jahren ein erhöhtes Risiko für Stürze haben und jeder Sturz kann potenziell fatale Verletzungen nach sich ziehen. Daher sollte auch bei jüngeren neurologischen Patienten das Sturzrisiko evaluiert werden.

Die Verteilung der vertretenen Krankheiten ist jedoch nicht repräsentativ, und es fehlen weitere, für das Sturzrisiko relevante Erkrankungen, die im Klinik- oder Praxisalltag zu sehen sind, wie zum Beispiel Periphere Polyneuropathien und Demenzerkrankungen (Thurman et al., 2008; Van Doorn et al., 2003). Trotzdem sehen wir diese Pilotstudie zu Drehungen während der Smartphone-Nutzung und Stürzen als relevanten Ansatz für die Generierung von Hypothesen an, die auch in weiteren Diagnosen mit Mobilitätseinschränkungen untersucht werden können.

Bei den Subgruppenvergleichen innerhalb der Diagnosegruppen ist bei MS und IPS die Krankheitsschwere und aktuelle Symptomatik als potenzieller Einflussfaktor der Drehbewegung zu berücksichtigen. Da MS ein heterogenes Erkrankungsbild ist und der Grad der motorischen Einschränkung zwischen den verschiedenen Patienten stark variieren kann, können die Werte bei kleinen Stichprobenzahlen starken Schwankungen unterliegen. Bei Betrachtung der EDSS als Maß für die Krankheitsschwere zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Stürzern und Nicht-Stürzern mit MS in unserer Studie. Auch bei den IPS-Patienten finden sich im klinischen Alltag große Unterschiede in den motorischen Einschränkungen zwischen den einzelnen Patienten. Als Maß für die aktuelle Symptomatik wurde in unserer Studie der MDS-UPDRS III durchgeführt, wobei sich keine signifikanten Unterschiede zwischen Stürzern und nicht Stürzern mit IPS zeigten. Aufgrund der kleinen Stichprobengröße der Subgruppen ist die Aussagekraft der Testung der Unterschiede hinsichtlich der Krankheitsschwere limitiert. Bei erneuten Studien sollte auf eine größere Stichprobenzahl der jeweiligen Erkrankungen geachtet werden, um den Einflussfaktor Krankheitsschwere besser kontrollieren zu können.

Die Messungen fanden immer innerhalb eines Zeitraumes von ca. zwei Stunden statt. Dabei könnte die jeweilige Tagesform der Probanden die Drehbewegung beeinflusst haben. Zudem können bei IPS-Patienten im Laufe der Therapie mit Levodopa Fluktuationen ihrer motorischen Symptome auftreten, welche die Ausführung der Drehung während der Messung beeinflusst, haben könnten (Ahlskog & Muenter, 2001). Insgesamt ist der Versuch nur als Momentaufnahme der Drehung unter Laborbedingungen zu betrachten. Der hier durchgeführte Versuchsaufbau ist also vergleichbar mit klinischen Assessments, bei denen Drehungen innerhalb von kurzer Zeit beobachtet und evaluiert werden.

Ein weiterer Einflussfaktor könnte sein, dass die in der vorliegenden Arbeit untersuchte Versuch zur Drehbewegung ein Teil einer längeren Messung über zwei Stunden war. Durch eine zufällig gewählte Reifolge der einzelnen Abschnitte der Messung wurde versucht ein Bias zu minimieren. Vor den meisten Messung fand jedoch das Ausfüllen von Fragebögen

statt und die Teilnehmer mussten vor jeder Messung recht aufwendig mit Sensoren und Markern bestückt werden. Zudem begann jede Messung mit dem MDS-UPDRS III. Das bedeutet der Abschnitt Phone erfolgte frühestens nach ca. 30 Minuten für die Probanden bereits anstrengenden Aufgaben. Die Drehbewegung und die Dual-Tasking -Fähigkeiten könnten somit insbesondere bei älteren oder motorisch beeinträchtigten Personen durch Ermüdungserscheinung beeinflusst worden sein.

Durch das Ausführen vieler gleicher Drehung hintereinander beim Auf- und Abgehen könnte sich ein Gewöhnungseffekt eingestellt haben, wodurch die Teilnehmer zunehmend an Sicherheit bei den Drehungen gewonnen haben könnten. Mögliche höhere Dual-Task-Kosten durch den kognitiv anspruchsvolleren Stroop Test könnten durch diesen Übungseffekt ausgeblieben sein. Um dem Entgegenzuwirken könnten die verschiedenen Aufgaben (ST, SDT, KDT) mehrfach und mit mindestens einer Stunde Abstand zwischen der Ausführung der einzelnen Abschnitte durchgeführt werden. Zudem fanden die Drehungen im Labor in einem durch kleine Kegel vorgegebenen Bereich statt. Die Umgebung und diese visuelle Hilfe, könnte die Ausführung der Drehbewegung vereinfacht haben und die Situation der Messung mit im Labor mit mindestens zwei weiteren Personen im Raum kann zu Drehverhalten geführt haben, das nicht dem im Alltag, z.B. im häuslichen Umfeld entspricht.

In Studien zu kontinuierlichen Messungen der Drehbewegung mit tragbaren Sensoren im Alltag, waren die natürlichen qualitativen und quantitativen Eigenschaften des Drehverhaltens mit dem Sturzrisiko assoziiert (Leach et al., 2018; Mancini et al., 2016). Bei einer Studie führten die Probanden zusätzlich zum kontinuierlichen Assessment vorgegebene Drehungen zuhause durch. Während Stürzer und Nicht-Stürzer sich in den kontinuierlich erhobenen Parametern der Drehung unterschieden, konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede bei den vorgeschriebenen Drehungen gefunden werden (Mancini et al., 2016). Dies ist nur bedingt mit unserer Analyse vergleichbar, da die vorgeschriebenen Drehungen zuhause fünf 90 Grad und fünf 180 Grad Drehungen beinhalteten, bei der vorliegenden Arbeit handelt es hingegen sich um ein Hin- und Hergehen über 30s ohne Smartphone und dann mit Smartphone-Nutzung.

Um herauszufinden, inwiefern Smartphone-Nutzung sich im Alltag auf Parameter der Gangs und der Drehbewegung auswirkt, müssten die Bewegungsdaten der tragbaren Sensoren zusammen mit gleichzeitig aufgenommenen Daten der Smartphone-Nutzung ausgewertet werden. Man müsste also beobachten, zu welchen Zeiten die Person das Smartphone wie benutzt hat, um dann in diesen Abschnitten die Parameter der Bewegung auszuwerten. Auf diese Art könnte der Einfluss der Smartphone-Nutzung auf die Bewegung im Alltag analysiert werden.

Die in dieser Studie durchgeführten Aufgaben auf dem Smartphone (Reaktionszeittest und Strooptest) entsprechen nicht dem, wie Smartphones normalerweise im Alltag verwendet werden. Das Lesen und Schreiben von Textnachrichten in eine häufige Tätigkeit am Smartphone führt zu einer besonders starken Ablenkung der Aufmerksamkeit (Jiang et al., 2018). Ein Versuchsaufbau mit Verschicken oder Lesen von Textnachrichten während der Drehbewegung wäre zum Beispiel näher an dem Dual-Tasking, dem wir uns im Alltag aussetzen.

Eine weitere Limitation ist der retrospektive Aufbau dieser Studie. Die Zuordnung der Teilnehmer zur Gruppe der Stürzer erfolgte anhand der Angabe, einmal oder öfter in den letzten 12 Monaten gestürzt zu sein. Zukünftige Studien sollten in Erwägung ziehen, die Sturzanamnese prospektiv, z.B. über einen Zeitraum von 6 Monaten, mit sogenannten Sturzkalendern zu erheben. Dies könnte noch bessere Ergebnisse hinsichtlich der Gruppeneinteilung bedingen.

4.4 Relevanz der Arbeit und Ausblick in die Zukunft

Insgesamt ist die Drehbewegung ein relevanter Aspekt der Bewertung des Sturzrisikos und spielt im klinischen Alltag bei Assessments der Mobilität, z.B. dem TUG-Test eine wichtige Rolle. Der TUG-Test wird auch durch die World Guidelines for Fall Risk and Prevention empfohlen (Montero-Odasso et al., 2022). Vielversprechend scheint die Implementierung von Klassifikationsmodellen, die Bewegungsparameter und klinische Parameter integrieren, um möglichst genau Stürze zu prädictieren. Die Einbeziehung des Drehverhaltens und DTK von Drehparametern konnte diese Klassifikationsmodelle verbessern (Horak et al., 2023).

Bei der Forschung zum Gehen während des Dual-Taskings und Sturzrisiko wurden bereits Studien mit vielen verschiedenen kognitiven und motorischen Sekundäraufgaben untersucht (Allali et al., 2007; Ansai et al., 2016; Bayot et al., 2020; Johansson et al., 2016; Springer et al., 2006; Yogev-Seligmann et al., 2008). Bisher gab es nur eine Studie, die bei älteren Erwachsenen ein Smartphone für das Dual-Tasking verwendet hat und den Zusammenhang der Dual-Task-Kosten der Ganggeschwindigkeit mit Stürzen im letzten Jahr untersucht hat (Yamada et al., 2011).

Das Smartphone ist mittlerweile ubiquitär in unserem Alltag vorhanden und somit auch in der Klinik schnell zur Hand. Eine Implementierung von Sekundäraufgaben, die mit dem Smartphone erledigt werden, um Dual-Tasking-Situationen zu schaffen, könnte die

Durchführung dieser Mobilitätsassessments mit zusätzlichem Dual-Tasking zur Erhöhung der Sensivität, vereinfachen und standardisieren. Außerdem könnten die Daten über das Abschneiden in der Sekundäraufgabe direkt vom Smartphone zur Weiterverarbeitung an den Rechner übertragen werden. Diese Studie hat gezeigt, dass Smartphone-Aufgaben sich prinzipiell eignen, um Dual-Tasking-Situationen zu simulieren. Es konnte jedoch kein signifikanter Unterschied der Drehparameter während der Smartphone-Nutzung und der DTK zwischen Personen mit Stürzen in den letzten 12 Monaten und Personen ohne Stürze festgestellt werden.

Während bei den Parametern SWG und Drehdauer die leichten und statistisch nicht signifikanten Unterschiede zwischen Stürzern und Nicht-Stürzern durch die Smartphone-Nutzung zum Teil leicht augmentiert wurden, war das intersegmentale Drehverhalten bei Stürzern und Nicht-Stürzern während der Smartphone-Nutzung sehr ähnlich. Dies könnte daran liegen, dass das Smartphone wahrscheinlich durch die Fixierung auf den Bildschirm bei allen Teilnehmern eine en bloc Drehung ausgelöst hat. Somit scheinen intersegmentale Drehparameter während der Smartphone-Nutzung weniger vielversprechend für die Erkennung von Personen mit erhöhtem Sturzrisiko. In dieser Studie waren bei den IPS-Patienten mit Stürzen deutliche Unterschiede der Drehdauer und SWG während der Smartphone-Nutzung zu beobachten, im Vergleich zu den Nicht-Stürzern und anderen Diagnosegruppen. Jedoch war die Stichprobe recht gering und eine erneute Analyse mit größerer Stichprobe könnte die hier beobachteten Auffälligkeiten bei den Stürzern mit IPS weiter untersuchen.

Die Idealvorstellung wäre ein zeitsparendes und kostengünstiges Assessment, mit dem verlässlich das Sturzrisiko ermittelt werden könnte, unabhängig von Krankheit und Alter der Patienten. Eine Option wäre möglichst viele Bewegungsdaten von älteren Erwachsenen und Personen mit verschiedensten neurologischen Erkrankungen zu erheben. Diese Daten könnten durch selbstlernende Algorithmen ausgewertet werden, denen man mitteilt, welche Personen im späteren Verlauf gestürzt sind und welche nicht. So könnte eine recht einfach durchführbare Untersuchung mit ggf. einem Bewegungssensor (oder am besten nur dem Smartphone) und ein paar Übungen in der Hausarztpraxis durchgeführt werden. Die Personen, bei denen ein erhöhtes Sturzrisiko erkannt wird, erhalten individuell abgestimmte präventive Interventionen und engeres Follow-Up. Dabei dürfte Arzt- und Patientenkontakt nicht ausbleiben und Fähigkeiten und Mobilität im Alltag sind wichtig in Anamnese und Untersuchung zu evaluieren. Home-Assessments mit Smartphone Dual-Tasking sind hingegen eher kritisch zu betrachten vor allem bei Personen mit möglicherweise erhöhtem

Sturzrisiko, da die Ablenkung durch ein Smartphone Stürze triggern könnten, Somit wäre eine zusätzliche Person nötig, die die Durchführung überwacht und bei Sturz ggf. eingreift.

5. Zusammenfassung

Stürze während des Gehens stellen bei älteren Erwachsenen und Menschen mit neurologischen Erkrankungen ein erhebliches Risiko dar. Häufig finden diese Stürze während Drehbewegungen statt und es gibt erste Hinweise, dass Ablenkungen durch Smartphones eine Ursache für Stürze darstellen. In dieser Studie wurde untersucht, ob das Drehverhalten, insbesondere während der Nutzung von Smartphones, in Verbindung mit Stürzen bei Personen mit und ohne neurologische Erkrankungen steht.

Für diese Querschnittsstudie wurden die 86 Teilnehmer in zwei Gruppen eingeteilt: 36 Stürzer, die in den letzten 12 Monaten mindestens einmal gestürzt waren, und 50 Nicht-Stürzer, die in diesem Zeitraum keinen Sturz hatten. Mittels optischer Bewegungserfassung wurden Drehparameter während der Smartphone-Nutzung erhoben und der Einfluss der Smartphone-Nutzung auf Drehdauer und Spitzenwinkelgeschwindigkeit wurde durch Berechnung von Dual-Task Kosten quantifiziert.

Die Stürzer und Nicht-Stürzer zeigten keine signifikanten Unterschiede in ihrem Drehverhalten und ihren Dual-Task-Kosten durch die Smartphone-Nutzung. In den deskriptiven Subgruppenanalysen innerhalb der Gruppen der Personen mit Multipler Sklerose und Personen mit idiopathischem Parkinson-Syndrom zeigten sich zum Teil deutliche Unterschiede im Drehverhalten der Stürzer und Nicht-Stürzer. Zum Beispiel zeigten die Stürzer mit idiopathischem Parkinson-Syndrom gegenüber den Nicht-Stürzern eine stärkere Verlängerung der Drehdauer und Verlangsamung der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten der Segmente Sternum und Pelvis durch die Smartphone-Nutzung.

In der analysierten gemischten neurologischen Kohorte zeigte sich, dass die Art und Weise, wie sie sich beim Gehen drehten, während der Nutzung eines Smartphones, bei Personen mit einer Vorgeschichte von Stürzen nicht wesentlich anders war als bei Personen, die keine Sturzerfahrung hatten. Bei Personen mit Idiopathischem Parkinson-Syndrom und Multipler Sklerose, die gestürzt waren, deuteten jedoch einige Hinweise darauf hin, dass ihre Drehbewegungen während der Smartphone-Nutzung eingeschränkt waren. Für die Formulierung von Empfehlungen zur Sturzprävention und Bewertung des Sturzrisikos, sind weitere Studien mit höheren Fallzahlen nötig, um den Zusammenhang der Drehbewegung

während der Smartphone-Nutzung und dem Sturzrisiko bei verschiedenen Krankheitsbildern zu erforschen.

5.1 Abstract

Fragestellung:

Die Drehung während des Gehens ist eine der häufigsten Situationen, in denen Personen mit neurologischen Erkrankungen stürzen. Es wurde noch nicht untersucht, inwiefern Parameter der Drehbewegung während der Smartphone-Nutzung bei gefährdeten Populationen mit Stürzen zusammenhängen.

Methoden:

Diese Querschnittsstudie basiert auf Daten einer Validierungsstudie, in der sensorbasierte Bewegungsanalysen bei Gesunden sowie bei Probanden mit neurologischen Erkrankungen durchgeführt wurden. Die Probanden wurden in Stürzer (mindestens ein Sturz in den letzten 12 Monaten) und Nicht-Stürzer (kein Sturz in den letzten 12 Monaten) eingeteilt. Nachdem die Probanden 30 Sekunden ohne Smartphone gegangen waren, führten sie mit einem Smartphone zwei verschiedene Aufgaben beim Auf-und-ab-Gehen aus. Die Bewegungsdaten wurden mittels Optic Motion Capture erfasst. Der Einfluss der Smartphone-Nutzung auf das Drehverhalten wurde durch die Berechnung von Dual-Task-Kosten (DTK) analysiert. Die Drehparameter und die DTK der Gruppen wurden mittels Student's t-Test verglichen. Zudem erfolgten deskriptive Subgruppenvergleiche des Drehverhaltens der Stürzer und Nicht-Stürzer innerhalb der Gruppen: ältere Erwachsene, Personen mit Idiopathischem Parkinson-Syndrom (IPS) und Personen mit Multipler Sklerose.

Ergebnisse:

36 Teilnehmer waren mindestens einmal in den letzten 12 Monaten gestürzt. Die Stürzer und Nicht-Stürzer zeigten mit und ohne Smartphone-Nutzung keine statistisch signifikanten Unterschiede in ihrem Drehverhalten und den DTK von Drehdauer und Spitzenwinkelgeschwindigkeit. Bei den Stürzern mit IPS zeigte sich im Vergleich zu den Nicht-Stürzern mit IPS eine stärkere Verlängerung der Drehdauer und Verlangsamung der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten der Segmente Sternum und Pelvis durch die Smartphone-Nutzung.

Schlussfolgerung:

In der untersuchten gemischten neurologischen Kohorte war bei Personen mit Stürzen in der Anamnese das Drehverhalten während des Gehens durch eine zusätzliche Smartphone-

Nutzung nicht signifikant anders beeinflusst als dies bei Nicht-Stürzern der Fall war. Bei IPS-Patienten mit Stürzen fanden sich Hinweise auf eine eingeschränkte Drehung während der Smartphone-Nutzung.

6. Literaturverzeichnis

- Abou Ghaida, H., Mottet, S., & Goujon, J.-M. (2014). A real time study of the human equilibrium using an instrumented insole with 3 pressure sensors. *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4968–4971. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6944739>
- Adusumilli, G., Lancia, S., Levasseur, V. A., Ambler, V., Orchard, M., Wagner, J. M., & Naismith, R. T. (2018). Turning is an important marker of balance confidence and walking limitation in persons with multiple sclerosis. *PLOS ONE*, 13(6), e0198178. <https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0198178>
- Ahlskog, J. E., & Muentert, M. D. (2001). Frequency of levodopa-related dyskinesias and motor fluctuations as estimated from the cumulative literature. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society*, 16(3), 448–458. <https://doi.org/10.1002/MDS.1090>
- Ahmad, R. Y., Ashburn, A., Burnett, M., Samuel, D., & Verheyden, G. (2014). Sequence of onset latency of body segments when turning on-the-spot in people with stroke. *Gait & Posture*, 39(3), 841–846. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2013.11.009>
- Akram, S. B., Frank, J. S., & Fraser, J. (2010). Effect of walking velocity on segment coordination during pre-planned turns in healthy older adults. *Gait & Posture*, 32(2), 211–214. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2010.04.017>
- Akram, S., Frank, J. S., & Jog, M. (2013). Parkinson's disease and segmental coordination during turning: II. Walking turns. *Canadian Journal of Neurological Sciences*, 40(4), 520–526. <https://doi.org/10.1017/S0317167100014608>
- Allali, G., Kressig, R. W., Assal, F., Herrmann, F. R., Dubost, V., & Beauchet, O. (2007). Changes in gait while backward counting in demented older adults with frontal lobe dysfunction. *Gait & Posture*, 26(4), 572–576. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2006.12.011>
- Allcock, L. M., Rowan, E. N., Steen, I. N., Wesnes, K., Kenny, R. A., & Burn, D. J. (2009). Impaired attention predicts falling in Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders*, 15(2), 110–115. <https://doi.org/10.1016/J.PARKRELDIS.2008.03.010>
- Ansai, J. H., Aurichio, T. R., & Rebelatto, J. R. (2016). Relationship between balance and dual task walking in the very elderly. *Geriatrics and Gerontology International*, 16(1), 89–94. <https://doi.org/10.1111/GGI.12438>

- Ashburn, A., Kampshoff, C., Burnett, M., Stack, E., Pickering, R. M., & Verheyden, G. (2014). Sequence and onset of whole-body coordination when turning in response to a visual trigger: Comparing people with Parkinson's disease and healthy adults. *Gait & Posture*, 39(1), 278–283. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.07.128>
- Ashburn, A., Stack, E., Ballinger, C., Fazakarley, L., & Fitton, C. (2008). The circumstances of falls among people with Parkinson's disease and the use of Falls Diaries to facilitate reporting. *Disability and Rehabilitation*, 30(16), 1205–1212. <https://doi.org/10.1080/09638280701828930>
- Barceló, M., Torres, O. H., Mascaró, J., & Casademont, J. (2021). Hip fracture and mortality: study of specific causes of death and risk factors. *Archives of Osteoporosis*, 16(1): 15. <https://doi.org/10.1007/S11657-020-00873-7>
- Bayot, M., Dujardin, K., Dissaux, L., Tard, C., Defebvre, L., Bonnet, C. T., Allart, E., Allali, G., & Delval, A. (2020). Can dual-task paradigms predict Falls better than single task? - A systematic literature review. *Neurophysiologie Clinique = Clinical Neurophysiology*, 50(6), 401–440. <https://doi.org/10.1016/J.NEUCLI.2020.10.008>
- Beck Jepsen, D., Robinson, K., Ogliari, G., Montero-Odasso, M., Kamkar, N., Ryg, J., Freiburger, E., & Tahir, M. (2022). Predicting falls in older adults: an umbrella review of instruments assessing gait, balance, and functional mobility. *BMC Geriatrics*, 22(1): 615. <https://doi.org/10.1186/S12877-022-03271-5>
- Bell, T., Pope, C., Fazeli, P., Crowe, M., & Ball, K. (2021). The Association of Persistent Low Back Pain With Older Adult Falls and Collisions: A Longitudinal Analysis. *Journal of Applied Gerontology*, 40(11), 1455–1464. https://doi.org/10.1177/0733464820966517/ASSET/IMAGES/LARGE/10.1177_0733464820966517-FIG1.JPEG
- Bergen, G., Stevens, M. R., & Burns, E. R. (2016). Falls and Fall Injuries Among Adults Aged ≥65 Years — United States, 2014. *MMWR. Morbidity and Mortality Weekly Report*, 65(37), 993–998. <https://doi.org/10.15585/MMWR.MM6537A2>
- Bertoli, M., Croce, U. Della, Cereatti, A., & Mancini, M. (2019). Objective measures to investigate turning impairments and freezing of gait in people with Parkinson's disease. *Gait & Posture*, 74, 187–193. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.09.001>
- Bianchini, E., Warmerdam, E., Romijnders, R., Stürner, K., Baron, R., Heinzl, S., Pontieri, F. E., Hansen, C., & Maetzler, W. (2023). Turning when using a smartphone in persons with

- and without neurologic conditions: observational study. *Journal of Medical Internet Research* 2023, 25, e41082. doi: 10.2196/41082
- Bloem, B. R., Grimbergen, Y. A. M., Cramer, M., Willemssen, M., & Zwinderman, A. H. (2001). Prospective assessment of falls in Parkinson's disease. *Journal of Neurology*, 248(11), 950–958. <https://doi.org/10.1007/S004150170047/METRICS>
- Bock, O. (2008). Dual-task costs while walking increase in old age for some, but not for other tasks: an experimental study of healthy young and elderly persons. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 5: 27. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-5-27>
- Bruyneel, A. V., & Duclos, N. C. (2020). Effects of the use of mobile phone on postural and locomotor tasks: a scoping review. *Gait & Posture*, 82, 233–241. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2020.09.014>
- Bruyneel, A. V., Reinmann, A., Gafner, S. C., Sandoz, J. D., & Duclos, N. C. (2023). Does texting while walking affect spatiotemporal gait parameters in healthy adults, older people, and persons with motor or cognitive disorders? A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture*, 100, 284–301. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2023.01.009>
- Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., & Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical background. *Gait and Posture*, 21(2), 186–196. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2004.01.010>
- Carcreff, L., Moulin, C., Mariani, B., & Armand, S. (2022). Simple rule to automatically recognize the orientation of the sagittal plane foot angular velocity for gait analysis using IMUs on the feet of individuals with heterogeneous motor disabilities. *Journal of Biomechanics*, 135: 111055. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2022.111055>
- Charlson, M. E., Pompei, P., Ales, K. L., & MacKenzie, C. R. (1987). A new method of classifying prognostic comorbidity in longitudinal studies: development and validation. *Journal of Chronic Diseases*, 40(5), 373–383. [https://doi.org/10.1016/0021-9681\(87\)90171-8](https://doi.org/10.1016/0021-9681(87)90171-8)
- Cheng, F. Y., Yang, Y. R., Wang, C. J., Wu, Y. R., Cheng, S. J., Wang, H. C., & Wang, R. Y. (2014). Factors Influencing Turning and Its Relationship with Falls in Individuals with Parkinson's Disease. *PLOS ONE*, 9(4), e93572. <https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0093572>
- Chiari, L., Della Croce, U., Leardini, A., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: Instrumental errors. *Gait and Posture*, 21(2), 197–211. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2004.04.004>

- Chou, R., Deyo, R. A., & Jarvik, J. G. (2012). Appropriate Use of Lumbar Imaging for Evaluation of Low Back Pain. *Radiologic Clinics of North America*, 50(4), 569–585. <https://doi.org/10.1016/J.RCL.2012.04.005>
- Cocks, A. J., Young, W. R., Ellmers, T. J., Jackson, R. C., & Williams, A. M. (2021). Concern about falling is associated with segmental control when turning in older adults. *Gait & Posture*, 88, 105–108. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2021.05.011>
- Crenna, P., Carpinella, I., Rabuffetti, M., Calabrese, E., Mazzoleni, P., Nemni, R., & Ferrarin, M. (2007). The association between impaired turning and normal straight walking in Parkinson's disease. *Gait & Posture*, 26(2), 172–178. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2007.04.010>
- Crenshaw, J. R., Bernhardt, K. A., Achenbach, S. J., Atkinson, E. J., Khosla, S., Kaufman, K. R., & Amin, S. (2017). The circumstances, orientations, and impact locations of falls in community-dwelling older women. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 73, 240–247. <https://doi.org/10.1016/J.ARCHGER.2017.07.011>
- Criminger, C., & Swank, C. (2020). Impact of dual-tasking on mobility tasks in Parkinson's disease as described through 2D kinematic analysis. *Aging Clinical and Experimental Research*, 32(5), 835–840. <https://doi.org/10.1007/S40520-019-01256-W/TABLES/2>
- Cumming, R. G., & Klineberg, R. J. (1994). Fall Frequency and Characteristics and the Risk of Hip Fractures. *Journal of the American Geriatrics Society*, 42(7), 774–778. <https://doi.org/10.1111/J.1532-5415.1994.TB06540.X>
- de Barros, G. M., Melo, F., Domingos, J., Oliveira, R., Silva, L., Fernandes, J. B., & Godinho, C. (2021). The Effects of Different Types of Dual Tasking on Balance in Healthy Older Adults. *Journal of Personalized Medicine* 2021, Vol. 11, Page 933, 11(9): 933. <https://doi.org/10.3390/JPM11090933>
- Deandrea, S., Lucenteforte, E., Bravi, F., Foschi, R., La Vecchia, C., & Negri, E. (2010). Risk factors for falls in community-dwelling older people: A systematic review and meta-analysis. *Epidemiology*, 21(5), 658–668. <https://doi.org/10.1097/EDE.0B013E3181E89905>
- Dickson, D. W., Braak, H., Duda, J. E., Duyckaerts, C., Gasser, T., Halliday, G. M., Hardy, J., Leverenz, J. B., Del Tredici, K., Wszolek, Z. K., & Litvan, I. (2009). Neuropathological assessment of Parkinson's disease: refining the diagnostic criteria. *The Lancet. Neurology*, 8(12), 1150–1157. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(09\)70238-8](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(09)70238-8)

- Dorsey, E. R., Constantinescu, R., Thompson, J. P., Biglan, K. M., Holloway, R. G., Kieburtz, K., Marshall, F. J., Ravina, B. M., Schifitto, G., Siderowf, A., & Tanner, C. M. (2007). Projected number of people with Parkinson disease in the most populous nations, 2005 through 2030. *Neurology*, 68(5), 384–386. <https://doi.org/10.1212/01.WNL.0000247740.47667.03>
- Drey, M., Ferrari, U., Schraml, M., Kemmler, W., Schoene, D., Franke, A., Freiburger, E., Kob, R., & Sieber, C. (2020). German Version of SARC-F: Translation, Adaption, and Validation. *Journal of the American Medical Directors Association*, 21(6), 747-751.e1. <https://doi.org/10.1016/J.JAMDA.2019.12.011>
- Drover, D., Howcroft, J., Kofman, J., & Lemaire, E. D. (2017). Faller Classification in Older Adults Using Wearable Sensors Based on Turn and Straight-Walking Accelerometer-Based Features. *Sensors* 2017, Vol. 17, Page 1321, 17(6): 1321. <https://doi.org/10.3390/S17061321>
- Etemadi, Y. (2017). Dual task cost of cognition is related to fall risk in patients with multiple sclerosis: a prospective study. *Clinical Rehabilitation*, 31(2), 278–284. <https://doi.org/10.1177/0269215516637201>
- Fargo, K. (2014). Alzheimer's Association Report: 2014 Alzheimers disease facts and figures. *Alzheimer's and Dementia*, 10(2), e47-e92. <https://doi.org/10.1016/j.jalz.2014.02.001>
- Forsell, C., Conradsson, D., Paquette, C., & Franzén, E. (2017). Reducing gait speed affects axial coordination of walking turns. *Gait & Posture*, 54, 71–75. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2017.02.020>
- Forster, A., & Young, J. (1995). Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic inquiry. *BMJ: British Medical Journal*, 311: 83. <https://doi.org/10.1136/BMJ.311.6997.83>
- Fuller, J. R., Adkin, A. L., & Vallis, L. A. (2007). Strategies used by older adults to change travel direction. *Gait & Posture*, 25(3), 393–400. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2006.05.013>
- Gavrila, D. M., & Davis, L. S. (1996). 3-D model-based tracking of humans in action: a multi-view approach. *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 73–80. <https://doi.org/10.1109/CVPR.1996.517056>
- Gay, F. W., Drye, T. J., Dick, G. W. A., & Esiri, M. M. (1997). The application of multifactorial cluster analysis in the staging of plaques in early multiple sclerosis. Identification and

- characterization of the primary demyelinating lesion. *Brain: A Journal of Neurology*, 120(8), 1461-1483. <https://doi.org/10.1093/BRAIN/120.8.1461>
- Gelfand, J. M. (2014). Multiple sclerosis: diagnosis, differential diagnosis, and clinical presentation. *Handbook of Clinical Neurology*, 122, 269–290. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-52001-2.00011-X>
- Gibb, G., & Lees, A. J. (1988). The relevance of the Lewy body to the pathogenesis of idiopathic Parkinson's disease. *Neurosurgery, and Psychiatry*, 51, 745–752. <https://doi.org/10.1136/jnp.51.6.745>
- Gibb, W. R. G., & Lees, A. J. (1988). The relevance of the Lewy body to the pathogenesis of idiopathic Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 51(6), 745–752. <https://doi.org/10.1136/JNNP.51.6.745>
- Giladi, N., McMahon, D., Przedborski, S., Flaster, E., Guillory, S., Kostic, V., & Fahn, S. (1992). Motor blocks in Parkinson's disease. *Neurology*, 42(2), 333–339. <https://doi.org/10.1212/WNL.42.2.333>
- Gulley, E., Ayers, E., & Verghese, J. (2020). A comparison of turn and straight walking phases as predictors of incident falls. *Gait & Posture*, 79, 239–243. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2020.05.002>
- Gunn, H., Creanor, S., Haas, B., Marsden, J., & Freeman, J. (2014). Frequency, characteristics, and consequences of falls in multiple sclerosis: Findings from a cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(3), 538–545. <https://doi.org/10.1016/J.APMR.2013.08.244>
- Haertner, L., Elshehabi, M., Zaunbrecher, L., Pham, M. H., Maetzler, C., van Uem, J. M. T., Hobert, M. A., Hucker, S., Nussbaum, S., Berg, D., Liepelt-Scarfone, I., & Maetzler, W. (2018). Effect of fear of falling on turning performance in Parkinson's disease in the lab and at home. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 10, 78. <https://doi.org/10.3389/FNAGI.2018.00078>
- Hamacher, D., Hamacher, D., & Schega, L. (2014). A cognitive dual task affects gait variability in patients suffering from chronic low back pain. *Experimental Brain Research*, 232(11), 3509–3513. <https://doi.org/10.1007/S00221-014-4039-1>
- Hausdorff, J. M., Balash, J., & Giladi, N. (2003). Effects of cognitive challenge on gait variability in patients with Parkinson's disease. *Journal of Geriatric Psychiatry and Neurology*, 16(1), 53–58. <https://doi.org/10.1177/0891988702250580>

- Heinzel, S., Maechtel, M., Hasmann, S. E., Hobert, M. A., Heger, T., Berg, D., & Maetzler, W. (2016). Motor dual-tasking deficits predict falls in Parkinson's disease: A prospective study. *Parkinsonism & Related Disorders*, 26, 73–77. <https://doi.org/10.1016/J.PARKRELDIS.2016.03.007>
- Hoehn, M. M., & Yahr, M. D. (1967). Parkinsonism. *Neurology*, 17(5), 427–427. <https://doi.org/10.1212/WNL.17.5.427>
- Hollands, K. L., Van Vliet, P., Zietz, D., Wing, A., Wright, C., & Hollands, M. A. (2010). Stroke-related differences in axial body segment coordination during preplanned and reactive changes in walking direction. *Experimental Brain Research*, 202(3), 591–604. <https://doi.org/10.1007/S00221-010-2162-1>
- Hong, M., & Earhart, G. M. (2010). Effects of medication on turning deficits in individuals with Parkinson's disease. *Journal of Neurologic Physical Therapy: JNPT*, 34(1), 11–16. <https://doi.org/10.1097/NPT.0B013E3181D070FE>
- Hong, M., Perlmuter, J. S., & Earhart, G. M. (2009). A kinematic and electromyographic analysis of turning in people with Parkinson disease. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(2), 166–176. <https://doi.org/10.1177/1545968308320639>
- Horak, F. B., Laird, A., Carlson-Kuhta, P., Abrahamson, M., Mancini, M., Orwoll, E. S., Lapidus, J. A., & Shah, V. V. (2023). The Instrumented Stand and Walk (ISAW) test to predict falls in older men. *GeroScience*, 45(2): 823. <https://doi.org/10.1007/S11357-022-00675-4>
- Hyong, I. H. (2015). The effects on dynamic balance of dual-tasking using smartphone functions. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(2), 527–529. <https://doi.org/10.1589/JPTS.27.527>
- Iosa, M., Picerno, P., Paolucci, S., & Morone, G. (2016). Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Review of Medical Devices*, 13(7), 641–659. <https://doi.org/10.1080/17434440.2016.1198694>
- James, S. L., Lucchesi, L. R., Bisignano, C., Castle, C. D., Dingels, Z. V., Fox, J. T., Hamilton, E. B., Henry, N. J., Krohn, K. J., Liu, Z., Mccracken, D., Nixon, M. R., Roberts, N. L. S., Sylte, D. O., Adsuar, J. C., Arora, A., Briggs, A. M., Collado-Mateo, D., Cooper, C., ... Murray, C. J. L. (2020). The global burden of falls: global, regional and national estimates of morbidity and mortality from the Global Burden of Disease Study 2017. *Injury Prevention: Journal of the International Society for Child and Adolescent Injury Prevention*, 26, i3-i11. <https://doi.org/10.1136/INJURYPREV-2019-043286>

- Jiang, K., Ling, F., Feng, Z., Ma, C., Kumfer, W., Shao, C., & Wang, K. (2018). Effects of mobile phone distraction on pedestrians' crossing behavior and visual attention allocation at a signalized intersection: An outdoor experimental study. *Accident Analysis & Prevention*, 115, 170–177. <https://doi.org/10.1016/J.AAP.2018.03.019>
- Johansson, J., Nordström, A., & Nordström, P. (2016). Greater Fall Risk in Elderly Women Than in Men Is Associated With Increased Gait Variability During Multitasking. *Journal of the American Medical Directors Association*, 17(6), 535–540. <https://doi.org/10.1016/J.JAMDA.2016.02.009>
- Kalron, A., Dvir, Z., & Achiron, A. (2010). Walking while talking-Difficulties incurred during the initial stages of multiple sclerosis disease process. *Gait and Posture*, 32(3), 332–335. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2010.06.002>
- Kelly, V. E., Eusterbrock, A. J., & Shumway-Cook, A. (2012). A review of dual-task walking deficits in people with Parkinson's disease: motor and cognitive contributions, mechanisms, and clinical implications. *Parkinson's Disease*, 2012: 918719. <https://doi.org/10.1155/2012/918719>
- Kerse, N., Parag, V., Feigin, V. L., Mcnaughton, H., Hackett, M. L., Bennett, D. A., & Anderson, C. S. (2008). Falls after stroke: results from the Auckland Regional Community Stroke (ARCOS) Study, 2002 to 2003. *Stroke*, 39(6), 1890–1893. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.107.509885>
- Khobkhun, F., Hollands, M., & Richards, J. (2021). The effect of different turn speeds on whole-body coordination in younger and older healthy adults. *Sensors*, 21(8): 2827. <https://doi.org/10.3390/S21082827>
- Kim, C. M., & Eng, J. J. (2004). Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: Relationship to walking speed. *Gait & Posture*, 20(2): 140. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2003.07.002>
- Kim, K., Fricke, M., & Bock, O. (2020). Eye–Head–Trunk Coordination While Walking and Turning in a Simulated Grocery Shopping Task. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 53(5), 575–582. <https://doi.org/10.1080/00222895.2020.1811197>
- Kurtzke, J. F. (1983). Rating neurologic impairment in multiple sclerosis: An expanded disability status scale (EDSS). *Neurology*, 33(11), 1444–1452. <https://doi.org/10.1212/WNL.33.11.1444>
- Kutzelnigg, A., Lucchinetti, C. F., Stadelmann, C., Brück, W., Rauschka, H., Bergmann, M., Schmidbauer, M., Parisi, J. E., & Lassmann, H. (2005). Cortical demyelination and diffuse

- white matter injury in multiple sclerosis. *Brain*, 128(11), 2705–2712.
<https://doi.org/10.1093/BRAIN/AWH641>
- Kwon, M. S., Kwon, Y. R., Park, Y. S., & Kim, J. W. (2018). Comparison of gait patterns in elderly fallers and non-fallers. *Technology and Health Care: Official Journal of the European Society for Engineering and Medicine*, 26(1), 427–S436.
<https://doi.org/10.3233/THC-174736>
- Lai, Y. R., Lien, C. Y., Huang, C. C., Lin, W. C., Chen, Y. S., Yu, C. C., Cheng, B. C., Kung, C. Te, Kung, C. F., Chiang, Y. F., Hung, Y. T., Chang, H. W., & Lu, C. H. (2022). Clinical Disease Severity Mediates the Relationship between Stride Length and Speed and the Risk of Falling in Parkinson's Disease. *Journal of Personalized Medicine*, 12(2): 192.
<https://doi.org/10.3390/JPM12020192>
- Lamontagne, A., & Fung, J. (2009). Gaze and postural reorientation in the control of locomotor steering after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(3), 256–266.
<https://doi.org/10.1177/1545968308324549>
- Leach, J. M., Mellone, S., Palumbo, P., Bandinelli, S., & Chiari, L. (2018). Natural turn measures predict recurrent falls in community-dwelling older adults: a longitudinal cohort study. *Scientific Reports 2018* 8(1), 1–9. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-22492-6>
- Leigh Hollands, K., Hollands, M. A., Zietz, D., Miles Wing, A., Wright, C., & Van Vliet, P. (2010). Kinematics of turning 180 degrees during the timed up and go in stroke survivors with and without falls history. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(4), 358–367.
<https://doi.org/10.1177/1545968309348508>
- Li, W., Gong, Y., Liu, J., Guo, Y., Tang, H., Qin, S., Zhao, Y., Wang, S., Xu, Z., & Chen, B. (2021). Peripheral and Central Pathological Mechanisms of Chronic Low Back Pain: A Narrative Review. *Journal of Pain Research*, 14, 1483–1494.
<https://doi.org/10.2147/JPR.S306280>
- Mackintosh, S. F., Hill, K. D., Dodd, K. J., Goldie, P. A., & Culham, E. G. (2006). Balance score and a history of falls in hospital predict recurrent falls in the 6 months following stroke rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(12), 1583–1589.
<https://doi.org/10.1016/J.APMR.2006.09.004>
- MacPherson, S. E. (2018). Definition: Dual-tasking and multitasking. *Cortex: a Journal Devoted to the Study of the Nervous System and Behavior*, 106, 313–314.
<https://doi.org/10.1016/J.CORTEX.2018.06.009>

- Malmstrom, T. K., & Morley, J. E. (2013). SARC-F: A simple questionnaire to rapidly diagnose sarcopenia. *Journal of the American Medical Directors Association*, 14(8), 531–532. <https://doi.org/10.1016/J.JAMDA.2013.05.018>
- Manaf, H., Justine, M., & Goh, H. T. (2017). Axial Segmental Coordination During Turning: Effects of Stroke and Attentional Loadings. *Motor Control*, 21(1), 42–57. <https://doi.org/10.1123/MC.2015-0040>
- Mancini, M., El-Gohary, M., Pearson, S., Mcnames, J., Schlueter, H., Nutt, J. G., King, L. A., & Horak, F. B. (2015). Continuous monitoring of turning in Parkinson's disease: Rehabilitation potential. *NeuroRehabilitation*, 37(1), 3–10. <https://doi.org/10.3233/NRE-151236>
- Mancini, M., Schlueter, H., El-Gohary, M., Mattek, N., Duncan, C., Kaye, J., & Horak, F. B. (2016). Continuous Monitoring of Turning Mobility and Its Association to Falls and Cognitive Function: A Pilot Study. *The Journals of Gerontology: Series A*, 71(8), 1102–1108. <https://doi.org/10.1093/GERONA/GLW019>
- Markman, J. D., Czerniecka-Foxx, K., Khalsa, P. S., Hayek, S. M., Asher, A. L., Loeser, J. D., & Chou, R. (2020). AAPT Diagnostic Criteria for Chronic Low Back Pain. *Journal of Pain*, 21(11–12), 1138–1148. <https://doi.org/10.1016/J.JPAIN.2020.01.008>
- Mary Jo Storey Gibson, Robert O. Andres, Thomas E. Kennedy, & Larry C. Copp. (1987). The prevention of falls in later life. A report of the Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly. *Danish Medical Bulletin*, 34 Suppl 4, 1–24. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3595217/>
- McDowd, J. M. (1986). The effects of age and extended practice on divided attention performance. *Journals of Gerontology*, 41(6), 764–769. <https://doi.org/10.1093/GERONJ/41.6.764>
- Medienpädagogischer Forschungsverbund Südwest. (2021). *SIM-Studie 2021*. https://www.mpfs.de/fileadmin/files/Studien/SIM/2021/Web_SIM-Studie2021_final_barrierefrei.pdf
- Mellone, S., Mancini, M., King, L. A., Horak, F. B., & Chiari, L. (2016). The quality of turning in Parkinson's disease: A compensatory strategy to prevent postural instability? *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/S12984-016-0147-4/FIGURES/5>
- Mendes Pessoa, R. P., Julia Bomfim, A., & Hortes Chagas, M. (2019). Diagnostic criteria and prevalence of mild cognitive impairment in older adults living in the community: a

- systematic review and meta-analysis. *Arch Clin Psychiatry*, 46(3), 72–79. <https://doi.org/10.1590/0101-60830000000197>
- Meng, L., Huang, X., Yang, Y., Pang, J., Chen, L., & Ming, D. (2021). An inertial sensor-based algorithm for turning detection during gait. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference*, 2021, 6372–6375. <https://doi.org/10.1109/EMBC46164.2021.9630374>
- Mirelman, A., Shema, S., Maidan, I., & Hausdorff, J. M. (2018). Gait. *Handbook of Clinical Neurology*, 159, 119–134. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00007-0>
- Montero-Odasso, M., van der Velde, N., Martin, F. C., Petrovic, M., Tan, M. P., Ryg, J., Aguilar-Navarro, S., Alexander, N. B., Becker, C., Blain, H., Bourke, R., Cameron, I. D., Camicioli, R., Clemson, L., Close, J., Delbaere, K., Duan, L., Duque, G., Dyer, S. M., ... Rixt Zijlstra, G. A. (2022). World guidelines for falls prevention and management for older adults: a global initiative. *Age and Ageing*, 51(9), 1–36. <https://doi.org/10.1093/AGEING/AFAC205>
- Nakamura, T., Higuchi, T., Kikumoto, T., Takeda, T., Tashiro, H., & Hoshi, F. (2019). Slower Reorientation of Trunk for Reactive Turning while Walking in Hemiparesis Stroke Patients. *Journal of Motor Behavior*, 51(6), 640–646. <https://doi.org/10.1080/00222895.2018.1547894>
- Nasreddine, Z. S., Phillips, N. A., Bédirian, V., Charbonneau, S., Whitehead, V., Collin, I., Cummings, J. L., & Chertkow, H. (2005). The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: A Brief Screening Tool For Mild Cognitive Impairment. *Journal of the American Geriatrics Society*, 53(4), 695–699. <https://doi.org/10.1111/J.1532-5415.2005.53221.X>
- Navon, D., & Gopher, D. (1979). On the economy of the human-processing system. *Psychological Review*, 86(3), 214–255. <https://doi.org/10.1037/0033-295X.86.3.214>
- Niederer, D., Bumann, A., Mühlhauser, Y., Schmitt, M., Wess, K., Engeroff, T., Wilke, J., Vogt, L., & Banzer, W. (2018). Specific smartphone usage and cognitive performance affect gait characteristics during free-living and treadmill walking. *Gait & Posture*, 62, 415–421. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2018.04.007>
- Nikkel, L. E., Kates, S. L., Schreck, M., Maceroli, M., Mahmood, B., & Elfar, J. C. (2015). Length of hospital stay after hip fracture and risk of early mortality after discharge in New York state: retrospective cohort study. *The BMJ*, 351, h6246. <https://doi.org/10.1136/BMJ.H6246>

- O'Connor, C. M., Thorpe, S. K., O'Malley, M. J., & Vaughan, C. L. (2007). Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait & Posture*, 25(3), 469–474. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2006.05.016>
- Onder, H., & Ozyurek, O. (2021). The impact of distinct cognitive dual-tasks on gait in Parkinson's disease and the associations with the clinical features of Parkinson's disease. *Neurological Sciences: Official Journal of the Italian Neurological Society and of the Italian Society of Clinical Neurophysiology*, 42(7), 2775–2783. <https://doi.org/10.1007/S10072-020-04874-9>
- Patel, M., Pavic, A., & Goodwin, V. A. (2020). Wearable inertial sensors to measure gait and posture characteristic differences in older adult fallers and non-fallers: A scoping review. *Gait and Posture*, 76, 110–121. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2019.10.039>
- Pau, M., Corona, F., Pilloni, G., Porta, M., Coghe, G., & Cocco, E. (2018). Texting while walking differently alters gait patterns in people with multiple sclerosis and healthy individuals. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 19, 129–133. <https://doi.org/10.1016/j.msard.2017.11.021>
- Pijnappels, M., Bobbert, M. F., & Van Dieën, J. H. (2001). Changes in walking pattern caused by the possibility of a tripping reaction. *Gait & Posture*, 14(1), 11–18. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00110-2](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00110-2)
- Porciuncula, F. S., Rao, A. K., & McIsaac, T. L. (2016). Aging-related decrements during specific phases of the dual-task Timed Up-and-Go test. *Aging Clinical and Experimental Research*, 28(1), 121–130. <https://doi.org/10.1007/S40520-015-0372-X/TABLES/3>
- Postuma, R. B., Berg, D., Stern, M., Poewe, W., Olanow, C. W., Oertel, W., Obeso, J., Marek, K., Litvan, I., Lang, A. E., Halliday, G., Goetz, C. G., Gasser, T., Dubois, B., Chan, P., Bloem, B. R., Adler, C. H., & Deuschl, G. (2015). MDS clinical diagnostic criteria for Parkinson's disease. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society*, 30(12), 1591–1601. <https://doi.org/10.1002/MDS.26424>
- Povolotskiy, R., Gupta, N., Leverant, A. B., Kandinov, A., & Paskhover, B. (2020). Head and Neck Injuries Associated With Cell Phone Use. *JAMA Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 146(2), 122–127. <https://doi.org/10.1001/JAMAOTO.2019.3678>
- Pugliese, B. J., & Barton, B. K. (2022). Falling for smartphones: A smartphone-centric data collection tool for measuring distracted walking. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, 90, 15–21. <https://doi.org/10.1016/J.TRF.2022.08.004>

- Robinovitch, S. N., Feldman, F., Yang, Y., Schonnop, R., Leung, P. M., Sarraf, T., Sims-Gould, J., & Loughi, M. (2013). Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: An observational study. *The Lancet*, 381(9860), 47–54. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)61263-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)61263-X)
- Rochester, L., Hetherington, V., Jones, D., Nieuwboer, A., Willems, A. M., Kwakkel, G., & Van Wegen, E. (2004). Attending to the task: interference effects of functional tasks on walking in Parkinson's disease and the roles of cognition, depression, fatigue, and balance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(10), 1578–1585. <https://doi.org/10.1016/J.APMR.2004.01.025>
- Romijnders, R., Warmerdam, E., Hansen, C., Welzel, J., Schmidt, G., & Maetzler, W. (2021). Validation of IMU-based gait event detection during curved walking and turning in older adults and Parkinson's Disease patients. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18(1): 28. <https://doi.org/10.1186/S12984-021-00828-0>
- Salarian, A., Horak, F. B., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Aminian, K. (2010). iTUG, a Sensitive and Reliable Measure of Mobility. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 18(3): 303. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2010.2047606>
- Sawcer, S., Hellenthal, G., Pirinen, M., Spencer, C. C. A., Patsopoulos, N. A., Moutsianas, L., Dilthey, A., Su, Z., Freeman, C., Hunt, S. E., Edkins, S., Gray, E., Booth, D. R., Potter, S. C., Goris, A., Band, G., Oturai, A. B., Strange, A., Saarela, J., ... Compston, A. (2011). Genetic risk and a primary role for cell-mediated immune mechanisms in multiple sclerosis. *Nature*, 476(7359), 214–219. <https://doi.org/10.1038/NATURE10251>
- Smith, D. C., Schreiber, K. M., Saltos, A., Lichenstein, S. B., & Lichenstein, R. (2013). Ambulatory cell phone injuries in the United States: An emerging national concern. *Journal of Safety Research*, 47, 19–23. <https://doi.org/10.1016/J.JSR.2013.08.003>
- Smith, J. A., Gordon, J., & Kulig, K. (2017). The influence of divided attention on walking turns: Effects on gait control in young adults with and without a history of low back pain. *Gait & Posture*, 58, 498–503. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2017.09.019>
- Smith, J. A., & Kulig, K. (2016). Trunk-pelvis coordination during turning: A cross sectional study of young adults with and without a history of low back pain. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 36, 58–64. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2016.05.011>
- Smulders, K., Esselink, R. A. J., Weiss, A., Kessels, R. P. C., Geurts, A. C. H., & Bloem, B. R. (2012). Assessment of dual tasking has no clinical value for fall prediction in Parkinson's

- disease. *Journal of Neurology*, 259(9), 1840–1847. <https://doi.org/10.1007/S00415-012-6419-4/FIGURES/2>
- Soke, F., Demirkaya, S., Gulsen, C., Yavuz, N., Karakoc, S., Ozcan Gulsen, E., Yilmaz, O., Kocer, B., Kurtulus Aydin, F., & Yucesan, C. (2022). The figure-of-eight walk test is a reliable and valid test for assessing walking skill in people with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 67: 104099. <https://doi.org/10.1016/j.msard.2022.104099>
- Soke, F., Guclu-Gunduz, A., Ozkul, C., Cekim, K., Irkeç, C., & Gonenli Kocer, B. (2019). Reliability and validity of the timed 360° turn test in people with multiple sclerosis. *https://doi.org/10.1080/09593985.2019.1641867*, 37(6), 736–747. <https://doi.org/10.1080/09593985.2019.1641867>
- Somberg, B. L., & Salthouse, T. A. (1982). Divided attention abilities in young and old adults. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 8(5), 651–663. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.8.5.651>
- Song, J., Sigward, S., Fisher, B., & Salem, G. J. (2012). Altered Dynamic Postural Control during Step Turning in Persons with Early-Stage Parkinson's Disease. *Parkinson's Disease*, 2012: 386962. <https://doi.org/10.1155/2012/386962>
- Spildooren, J., Vercruysse, S., Desloovere, K., Vandenberghe, W., Kerckhofs, E., & Nieuwboer, A. (2010). Freezing of gait in Parkinson's disease: the impact of dual-tasking and turning. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society*, 25(15), 2563–2570. <https://doi.org/10.1002/MDS.23327>
- Springer, S., Giladi, N., Peretz, C., Yogev, G., Simon, E. S., & Hausdorff, J. M. (2006). Dual-tasking effects on gait variability: The role of aging, falls, and executive function. *Movement Disorders*, 21(7), 950–957. <https://doi.org/10.1002/MDS.20848>
- Stack, E., & Ashburn, A. (2008). Dysfunctional turning in Parkinson's disease. *Disability and Rehabilitation*, 30(16), 1222–1229. <https://doi.org/10.1080/09638280701829938>
- Stevens, J. A., Thomas, K., Teh, L., & Greenspan, A. I. (2009). Unintentional fall injuries associated with walkers and canes in older adults treated in U.S. emergency departments. *Journal of the American Geriatrics Society*, 57(8), 1464–1469. <https://doi.org/10.1111/J.1532-5415.2009.02365.X>
- Stuart, S., Belluscio, V., Quinn, J. F., & Mancini, M. (2019). Pre-frontal cortical activity during walking and turning is reliable and differentiates across young, older adults and people

- with Parkinson's disease. *Frontiers in Neurology*, 10(MAY): 536. <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00536>
- Subramaniam, S., Faisal, A. I., & Deen, M. J. (2022). Wearable Sensor Systems for Fall Risk Assessment: A Review. *Frontiers in Digital Health*, 4: 921506. <https://doi.org/10.3389/FDGTH.2022.921506>
- Teplitzky, A., Gautier, J., Lievre, M., Duval, G., Annweiler, C., & Boucher, S. (2023). Association between age-related hearing loss and gait disorders in older fallers. *Aging Clinical and Experimental Research*, 35(4) 785-791. <https://doi.org/10.1007/S40520-023-02350-W>
- Thomann, A. E., Goettel, N., Monsch, R. J., Berres, M., Jahn, T., Steiner, L. A., & Monsch, A. U. (2018). The Montreal Cognitive Assessment: Normative Data from a German-Speaking Cohort and Comparison with International Normative Samples. *Journal of Alzheimer's Disease*, 64(2), 643–655. <https://doi.org/10.3233/JAD-180080>
- Thompson, A. J., Banwell, B. L., Barkhof, F., Carroll, W. M., Coetzee, T., Comi, G., Correale, J., Fazekas, F., Filippi, M., Freedman, M. S., Fujihara, K., Galetta, S. L., Hartung, H. P., Kappos, L., Lublin, F. D., Marrie, R. A., Miller, A. E., Miller, D. H., Montalban, X., ... Cohen, J. A. (2018). Diagnosis of multiple sclerosis: 2017 revisions of the McDonald criteria. *The Lancet Neurology*, 17(2), 162–173. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(17\)30470-2](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(17)30470-2)
- Thurman, D. J., Stevens, J. A., & Rao, J. K. (2008). Practice Parameter: Assessing patients in a neurology practice for risk of falls (an evidence-based review). *Neurology*, 70(6), 473–479. <https://doi.org/10.1212/01.WNL.0000299085.18976.20>
- Tinetti, M. E., Speechley, M., & Ginter, S. F. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *The New England Journal of Medicine*, 319(26), 1701–1707. <https://doi.org/10.1056/NEJM198812293192604>
- Unger, E. W., Histing, T., Rollmann, M. F., Orth, M., Herath, E., Menger, M., Herath, S. C., Grimm, B., Pohlemann, T., & Braun, B. J. (2021). Development of a dynamic fall risk profile in elderly nursing home residents: A free field gait analysis based study. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 93: 104294. <https://doi.org/10.1016/J.ARCHGER.2020.104294>
- Van Doorn, C., Gruber-Baldini, A. L., Zimmerman, S., Hebel, J. R., Port, C. L., Baumgarten, M., Quinn, C. C., Taler, G., May, C., & Magaziner, J. (2003). Dementia as a risk factor for falls and fall injuries among nursing home residents. *Journal of the American Geriatrics Society*, 51(9), 1213–1218. <https://doi.org/10.1046/J.1532-5415.2003.51404.X>

- Verghese, J., Robbins, M., Holtzer, R., Zimmerman, M., Wang, C., Xue, X., & Lipton, R. B. (2008). Gait dysfunction in mild cognitive impairment syndromes. *Journal of the American Geriatrics Society*, 56(7), 1244–1251. <https://doi.org/10.1111/J.1532-5415.2008.01758.X>
- Vitorio, R., Hasegawa, N., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., Horak, F. B., Mancini, M., & Shah, V. V. (2021). Dual-Task Costs of Quantitative Gait Parameters While Walking and Turning in People with Parkinson's Disease: Beyond Gait Speed. *Journal of Parkinson's Disease*, 11(2), 653–664. <https://doi.org/10.3233/JPD-202289>
- Wajda, D. A., Motl, R. W., & Sosnoff, J. J. (2013). Dual task cost of walking is related to fall risk in persons with multiple sclerosis. *Journal of the Neurological Sciences*, 335(1–2), 160–163. <https://doi.org/10.1016/J.JNS.2013.09.021>
- Warmerdam, E., Romijnders, R., Geritz, J., Elshehabi, M., Maetzler, C., Otto, J. C., Reimer, M., Stuerner, K., Baron, R., Paschen, S., Beyer, T., Dopcke, D., Eiken, T., Ortmann, H., Peters, F., von der Recke, F., Riesen, M., Rohwedder, G., Schaade, A., ... Hansen, C. (2021). Proposed mobility assessments with simultaneous full-body inertial measurement units and optical motion capture in healthy adults and neurological patients for future validation studies: Study protocol. *Sensors*, 21(17): 5833. <https://doi.org/10.3390/S21175833/S1>
- Wilkins, E., Wilson, L., Wickramasinghe, K., & Bhatnagar, P., Leal, J., Luengo-Fernandez, R., Burns, R., Rayner, M., & Townsend, N. (2017). *European cardiovascular disease statistics 2017*. <http://www.ehnheart.org/images/CVD-statistics-report-August-2017.pdf>
- Wright, R. L., Peters, D. M., Robinson, P. D., Sitch, A. J., Watt, T. N., & Hollands, M. A. (2012). Differences in axial segment reorientation during standing turns predict multiple falls in older adults. *Gait & Posture*, 36(3), 541–545. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2012.05.013>
- Wu, G., Van Der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W., & Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981–992. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2004.05.042>
- Yamada, M., Aoyama, T., Okamoto, K., Nagai, K., Tanaka, B., & Takemura, T. (2011). Using a Smartphone while walking: a measure of dual-tasking ability as a falls risk assessment tool. *Age and Ageing*, 40(4), 516–519. <https://doi.org/10.1093/AGEING/AFR039>

- Yogev-Seligmann, G., Hausdorff, J. M., & Giladi, N. (2008). The role of executive function and attention in gait. *Movement Disorders*, 23(3), 329–342. <https://doi.org/10.1002/MDS.21720>
- Zou, T. E., Liang, P. J., & Lee, S. C. (2020). Turning duration and steps predict future falls in poststroke hemiplegic individuals: A preliminary cohort study. *Topics in Stroke Rehabilitation* 28(1), 33–41. <https://doi.org/10.1080/10749357.2020.1760644>

7. Abkürzungsverzeichnis

BMI – Body Mass Index

CCI - Charlson Comorbidity Index

EDSS - Expanded Disability Status Scale

IPS – Idiopathisches Parkinson-Syndrom

LBP – Lower Back Pain, Schmerzen im Unteren Rücken

KDT – Komplexes Dual-Tasking

M - Median

MDS-UPRS III – Movement Disorder Society Unified Parkinson's Disease Rating Scale
Teil III

MIW – Maximaler Intersegmentaler Winkel

MoCA – Montreal Cognitive Assessment

MS – Multiple Sklerose

POMA – Performance Oriented Mobility Assessment

Q - Quartil

SDT – Simple Dual-Tasking

SAS – Subakuter Schlaganfall

ST – Single-Tasking

SWG – Spitzenwinkelgeschwindigkeit

TUG-Test – Timed Up and Go Test

8. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Demographische und klinische Daten	23
Tabelle 2: Median (M), erstes und drittes Quartil (Q1;Q3) der Drehdauer in Sekunden [s] der Stürzer und Nicht-Stürzer	26
Tabelle 3: Median (M), erstes und drittes Quartil (Q1;Q3) der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten (SWG) der Segmente Kopf (K), Sternum (S), Pelvis (P) in Grad pro Sekunde [°/s] der Stürzer und Nicht-Stürzer	28
Tabelle 4: Median (M), erstes und drittes Quartil (Q1;Q3) der relativen intersegmentalen Latenz der Initiation der Drehung (Latenz) in Sekunden [s] der Segmentpaare Kopf-Sternum (K-S), Kopf-Pelvis (K-P) und Sternum-Pelvis (S-P) der Stürzer und Nicht-Stürzer	31
Tabelle 5: Median (M) und erstes und drittes Quartil (Q1;Q3) der maximalen intersegmentalen Winkel (MIW) der Segmentpaare Sternum-Kopf (S/K), Pelvis-Kopf (P/K) und Pelvis-Sternum (P/S) in Grad [°] der Stürzer und Nicht-Stürzer	33
Tabelle 6: Median (M) und erstes und drittes Quartil (Q1;Q3) der Dual-Task-Kosten (DTK) der Drehdauer und der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten (SWG) der Segmente Kopf (K), Sternum (S) und Pelvis (P) der Stürzer und Nicht-Stürzer	37

9. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Numerischer Stroop Test, Beispiele für die drei möglichen Bedingungen (Warmerdam et al., 2021)	16
Abbildung 2 Skizze des vorgegebenen Bereichs in dem sich die Probanden bewegten (Warmerdam et al., 2021)	17
Abbildung 3 Platzierungen der retroreflektiven Marker	19
Abbildung 4 Schematische Darstellung der Ermittlung der maximalen intersegmentalen Winkel (MIW) am Beispiel von Kopf und Thorax	21
Abbildung 5 Drehdauer in Sekunden [s] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün)	25
Abbildung 6 Spitzenwinkelgeschwindigkeiten der Segmente Kopf, Sternum und Pelvis in Grad pro Sekunde [°/s] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün)	27
Abbildung 7 Relative intersegmentale Latenz der Initiation der Drehung (Latenz) in Sekunden [s] der Segmentpaare Kopf-Sternum, Kopf-Pelvis und Sternum-Pelvis der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün)	29
Abbildung 8 Maximale intersegmentale Winkel der Segmentpaare Sternum-Kopf, Pelvis-Kopf und Pelvis-Sternum in Grad [°] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) ..	32

Abbildung 9 Dual-Task-Kosten (DTK) der Drehdauer durch Simples Dual-Tasking (SDT) und Komplexes Dual-Tasking (KDT) der Nicht-Stürzer (grün) und Stürzer (rot)	34
Abbildung 10 Dual-Task-Kosten (DTK) der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten der Segmente Kopf, Sternum und Pelvis durch Simples Dual-Tasking (SDT) und Komplexes Dual-Tasking (KDT) der Nicht-Stürzer (grün) und Stürzer (rot).....	35
Abbildung 11 Drehdauer in Sekunden [s] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen	39
Abbildung 12 Spitzenwinkelgeschwindigkeiten des Kopfes in Grad pro Sekunde [°/s] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen	40
Abbildung 13 Spitzenwinkelgeschwindigkeiten des Sternums in Grad pro Sekunde [°/s] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) innerhalb der Diagnosegruppen	41
Abbildung 14 Spitzenwinkelgeschwindigkeiten des Pelvis in Grad pro Sekunde [°/s] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen	42
Abbildung 15 Relative intersegmentale Latenz der Initiation der Drehung (Latenz) in Sekunden [s] des Segmentpaars Kopf-Sternum der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen	43
Abbildung 16 Relative intersegmentale Latenz der Initiation der Drehung (Latenz) in Sekunden [s] des Segmentpaars Kopf-Pelvis der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen	44
Abbildung 17 Relative intersegmentale Latenz der Initiation der Drehung (Latenz) in Sekunden [s] des Segmentpaars Sternum-Pelvis der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen	45
Abbildung 18 Maximaler intersegmentaler Winkel des Segmentpaars Sternum-Kopf in Grad [°] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen	47
Abbildung 19 Maximaler intersegmentaler Winkel des Segmentpaars Pelvis-Kopf in Grad [°] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen	48
Abbildung 20 Maximaler intersegmentaler Winkel des Segmentpaars Pelvis-Sternum in Grad [°] der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen	49
Abbildung 21 Dual-Task-Kosten (DTK) der Drehdauer Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen	50
Abbildung 22 Dual-Task-Kosten (DTK) der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten des Kopfes der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen	51
Abbildung 23 Dual-Task-Kosten (DTK) der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten des Sternums der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen ..	52
Abbildung 24 Dual-Task-Kosten (DTK) der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten des Pelvis der Stürzer (rot) und Nicht-Stürzer (grün) Innerhalb der Diagnosegruppen	53

10. Anhang

10.1 Tabellen zum Drehverhalten der Stürzer und Nicht-Stürzer, der verschiedenen Diagnosegruppen

10.1.1 Tabellen zu Drehdauer und Spitzenwinkelgeschwindigkeiten der Stürzer und Nicht-Stürzer, der verschiedenen Diagnosegruppen

Ältere Erwachsene							
	Nicht-Stürzer (n=12)			Stürzer (n=6)			p
	M	Q1	Q3	M	Q1	Q3	
Drehdauer [s] ST	1.78	1.35	1.88	1.81	1.73	2.09	0.350
Drehdauer [s] SDT	1.93	1.72	2.06	1.97	1.75	2.30	0.571
Drehdauer [s] KDT	2.09	1.90	2.37	2.09	1.84	2.90	0.499
SWG K [°/s] ST	150.04	121.70	174.33	144.12	112.01	155.87	0.226
SWG K [°/s] SDT	108.62	82.87	127.05	78.94	63.36	119.58	0.352
SWG K [°/s] KDT	103.36	75.01	123.11	78.82	61.73	106.96	0.601
SWG S [°/s] ST	140.03	104.66	194.99	103.79	46.76	149.65	0.115
SWG S [°/s] SDT	158.22	135.74	171.13	137.66	132.75	159.04	0.367
SWG S [°/s] KDT	153.81	129.07	182.32	143.25	119.38	165.60	0.721
SWG P [°/s] ST	178.19	158.43	195.84	146.82	136.02	154.88	0.021
SWG P [°/s] SDT	131.63	108.35	171.04	135.15	114.02	150.09	0.521
SWG P [°/s] KDT	128.80	107.86	155.11	123.13	96.64	142.59	0.425

IPS							
	Nicht-Stürzer (n=13)			Stürzer (n=13)			p
	M	Q1	Q3	M	Q1	Q3	
Drehdauer [s] ST	1.67	1.50	1.95	2.11	1.63	2.30	0.053
Drehdauer [s] SDT	2.00	1.74	2.22	2.49	2.40	2.73	0.050
Drehdauer [s] KDT	2.09	1.73	2.69	2.58	2.45	3.48	0.084
SWG K [°/s] ST	142.93	132.97	162.26	117.58	102.12	144.81	0.174
SWG K [°/s] SDT	94.65	58.19	108.60	59.43	46.58	77.10	0.107
SWG K [°/s] KDT	85.53	52.72	97.32	56.53	47.89	72.11	0.152
SWG S [°/s] ST	148.56	111.99	173.86	105.92	83.45	147.92	0.212
SWG S [°/s] SDT	123.64	106.25	147.04	131.28	115.65	165.97	0.300
SWG S [°/s] KDT	127.25	106.89	152.47	102.78	94.75	134.96	0.602
SWG P [°/s] ST	155.89	148.06	176.38	140.59	130.17	162.93	0.606
SWG P [°/s] SDT	121.62	105.91	141.24	108.51	77.49	126.92	0.279
SWG P [°/s] KDT	124.79	104.33	144.36	96.18	79.26	130.63	0.257

Tabelle 1 Median (M), erstes Quartil (Q1) und drittes Quartil (Q3) der Drehdauer in Sekunden [s] und Spitzenwinkelgeschwindigkeiten (SWG) der Segmente Kopf (K), Sternum (S), Pelvis (P) in Grad pro Sekunde [°/s] der Stürzer und Nicht-Stürzer aus den Subgruppen ältere Erwachsene (Alt) und Personen mit idiopathischem Parkinson-Syndrom (IPS) unter den drei Bedingungen: Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT), komplexes Dual-Tasking (KDT). Stürzer: Probanden mit Stürzen in den letzten 12 Monaten. Nicht-Stürzer: Probanden ohne Stürze in den letzten 12 Monaten. Bei normalverteilten Grundgesamtheiten und Varianzhomogenität wurde der Student's t-Test angewandt. Bei fehlender Normalverteilung/Varianzhomogenität, wurde der Mann-Whitney U Test angewandt (kursiv).

MS							
	Nicht-Stürzer (n=11)			Stürzer (n=8)			
	M	Q1	Q3	M	Q1	Q3	p
Drehdauer [s] ST	1.67	1.49	2.14	1.64	1.44	1.90	0.350
Drehdauer [s] SDT	1.62	1.54	2.24	1.75	1.50	2.08	0.571
Drehdauer [s] KDT	1.58	1.53	2.06	1.85	1.56	2.89	0.499
SWG K [°/s] ST	137.75	111.97	155.46	154.54	129.19	187.64	0.226
SWG K [°/s] SDT	126.45	78.66	133.58	96.08	88.28	119.77	0.352
SWG K [°/s] KDT	125.97	81.47	132.46	95.73	88.87	112.57	0.601
SWG S [°/s] ST	144.40	95.44	166.17	119.59	104.61	138.11	0.115
SWG S [°/s] SDT	140.77	128.05	152.83	151.76	127.18	164.40	0.367
SWG S [°/s] KDT	156.83	112.08	162.66	150.38	144.78	163.03	0.721
SWG P [°/s] ST	144.47	127.04	164.48	162.09	148.18	172.61	0.021
SWG P [°/s] SDT	141.52	135.83	168.09	139.70	123.34	164.55	0.521
SWG P [°/s] KDT	139.18	105.92	180.74	130.37	121.17	162.13	0.425

LBP							
	Nicht-Stürzer (n=6)			Stürzer (n=2)			
	M	Q1	Q3	M	Q1	Q3	p
Drehdauer [s] ST	1.84	1.52	2.32	1.51	1.45	1.56	
Drehdauer [s] SDT	2.02	1.56	2.59	1.55	1.51	1.59	
Drehdauer [s] KDT	2.41	1.97	2.44	1.56	1.53	1.58	
SWG K [°/s] ST	127.46	104.35	159.82	174.52	165.66	183.38	
SWG K [°/s] SDT	90.54	82.47	109.95	143.57	140.23	146.90	
SWG K [°/s] KDT	108.22	79.14	113.29	126.46	113.70	139.22	
SWG S [°/s] ST	89.95	74.34	148.24	152.19	142.33	162.05	
SWG S [°/s] SDT	147.96	127.38	171.88	172.61	159.64	185.57	
SWG S [°/s] KDT	141.82	125.60	171.86	153.98	153.15	154.81	
SWG P [°/s] ST	148.54	129.60	153.28	166.80	149.05	184.54	
SWG P [°/s] SDT	129.56	111.44	151.00	168.98	156.70	181.25	
SWG P [°/s] KDT	117.93	101.92	121.25	153.84	153.33	154.35	

Tabelle 2 Median (M), erstes Quartil (Q1) und drittes Quartil (Q3) der Drehdauer in Sekunden [s] und Spitzenwinkelgeschwindigkeiten (SWG) der Segmente Kopf (K), Sternum (S), Pelvis (P) in Grad pro Sekunde [°/s] der Stürzer und Nicht-Stürzer aus den Subgruppen Personen mit Multipler Sklerose (MS) und Personen mit Schmerzen im unteren Rücken (LBP) unter den drei Bedingungen: Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT), komplexes Dual-Tasking (KDT). Stürzer: Probanden mit Stürzen in den letzten 12 Monaten. Nicht-Stürzer: Probanden ohne Stürze in den letzten 12 Monaten. Bei normalverteilten Grundgesamtheiten und Varianzhomogenität wurde der Student's t-Test angewandt. Bei fehlender Normalverteilung/Varianzhomogenität, wurde der Mann-Whitney U Test angewandt (kursiv).

	SAS						
	Nicht-Stürzer (n=13)			Stürzer (n=1)			p
	M	Q1	Q3	M	Q1	Q3	
Drehdauer [s] ST	1.78	1.57	2.09	1.84			
Drehdauer [s] SDT	1.99	1.58	2.23	1.86			
Drehdauer [s] KDT	2.04	1.67	2.76	2.02			
SWG K [°/s] ST	140.81	123.10	152.38	145.89			
SWG K [°/s] SDT	96.12	85.69	101.18	97.34			
SWG K [°/s] KDT	90.54	69.48	108.72	90.76			
SWG S [°/s] ST	122.56	98.55	155.76	124.93			
SWG S [°/s] SDT	146.31	122.50	159.76	190.49			
SWG S [°/s] KDT	133.43	96.35	146.71	185.11			
SWG P [°/s] ST	148.54	135.49	172.00	144.61			
SWG P [°/s] SDT	145.60	128.67	157.75	154.02			
SWG P [°/s] KDT	125.37	98.88	148.49	131.23			

Tabelle 3 Median (M), erstes Quartil (Q1) und drittes Quartil (Q3) der Drehdauer in Sekunden [s] und Spitzenwinkelgeschwindigkeiten (SWG) der Segmente Kopf (K), Sternum (S), Pelvis (P) in Grad pro Sekunde [°/s] der Stürzer und Nicht-Stürzer aus der Subgruppe der Personen mit Subakutem Schlaganfall (SAS) unter den drei Bedingungen: Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT), komplexes Dual-Tasking (KDT). Stürzer: Probanden mit Stürzen in den letzten 12 Monaten. Nicht-Stürzer: Probanden ohne Stürze in den letzten 12 Monaten. Bei normalverteilten Grundgesamtheiten und Varianzhomogenität wurde der Student's t-Test angewandt. Bei fehlender Normalverteilung/Varianzhomogenität, wurde der Mann-Withney U Test angewandt (kursiv).

10.1.2 Tabellen zu den intersegmentalen Parametern der Stürzer und Nicht-Stürzer der verschiedenen Diagnosegruppen

	Ältere Erwachsene						
	Nicht-Stürzer (n=12)			Stürzer (n=6)			p
	M	Q1	Q3	M	Q1	Q3	
Latenz K-S [s] ST	-0.17	-0.30	-0.09	-0.18	-0.35	-0.15	0.689
Latenz K-S [s] SDT	0.01	-0.03	0.04	0.02	-0.01	0.09	0.282
Latenz K-S [s] KDT	5.00×10^{-3}	-0.01	0.03	0.00	-0.09	0.14	0.677
Latenz K-P [s] ST	-0.16	-0.41	-0.02	-0.35	-0.40	-0.16	0.382
Latenz K-P [s] SDT	0.01	-0.04	0.06	0.02	-0.03	0.08	0.496
Latenz K-P [s] KDT	0.04	0.02	0.06	0.04	-0.02	0.10	0.893
Latenz S-P [s] ST	0.04	0.02	0.07	0.00	-0.07	0.03	0.074
Latenz S-P [s] SDT	0.01	-0.03	0.04	-0.03	-0.07	0.00	0.361
Latenz S-P [s] KDT	0.03	0.01	0.05	5.00×10^{-3}	-0.02	0.06	0.861
MIW S/K [°] ST	19.10	14.73	24.95	16.80	10.90	25.82	0.567
MIW S/K [°] SDT	11.47	8.79	14.79	7.52	6.31	11.59	0.533
MIW S/K [°] KDT	10.53	7.41	15.60	9.79	5.65	12.56	0.745
MIW P/K [°] ST	12.63	8.43	25.13	15.19	4.24	27.07	0.784
MIW P/K [°] SDT	6.27	2.78	8.55	5.61	4.00	6.53	0.960
MIW P/K [°] KDT	6.41	1.96	9.71	6.92	2.57	9.88	0.948
MIW P/S [°] ST	4.27	3.06	6.70	2.80	1.92	5.41	0.247
MIW P/S [°] SDT	4.13	3.07	5.35	2.56	2.00	3.27	0.232
MIW P/S [°] KDT	5.07	3.23	6.54	3.27	1.35	4.97	0.150

Tabelle 4 Median (M), erstes Quartil (Q1) und drittes Quartil (Q3) der intersegmentalen Parameter der Stürzer und Nicht-Stürzer unter den älteren Erwachsenen ab 60 Jahren (Ältere Erwachsene) unter den drei Bedingungen: Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT), komplexes Dual-Tasking (KDT). Stürzer: Probanden mit Stürzen in den letzten 12 Monaten. Nicht-Stürzer: Probanden ohne Stürze in den letzten 12 Monaten. Latenz: relative intersegmentale Latenz der Initiation der Drehung in Sekunden [s], MIW: maximaler intersegmentaler Winkel in Grad [°]. Segmentpaare: K-S = Kopf-Sternum, K-P = Kopf-Pelvis, S-P = Sternum-Pelvis, S/K = Sternum-Kopf, P/K = Pelvis-Kopf, P/S = Pelvis-Sternum.

Bei normalverteilten Grundgesamtheiten und Varianzhomogenität wurde der Student's t-Test angewandt. Bei fehlender Normalverteilung/Varianzhomogenität, wurde der Mann-Whitney U Test angewandt (kursiv).

	IPS						
	Nicht-Stürzer (n=13)			Stürzer (n=13)			p
	M	Q1	Q3	M	Q1	Q3	
Latenz K-S [s] ST	-0.11	-0.18	-0.08	-0.13	-0.29	-0.03	0.596
Latenz K-S [s] SDT	0.01	-0.02	0.06	0.00	-0.02	0.04	0.550
Latenz K-S [s] KDT	0.03	-0.01	0.05	0.03	-0.04	0.06	0.935
Latenz K-P [s] ST	-0.14	-0.19	-0.02	-0.11	-0.19	-0.01	0.416
Latenz K-P [s] SDT	0.00	-0.04	0.07	-0.02	-0.05	0.07	0.571
Latenz K-P [s] KDT	0.02	-0.01	0.04	0.00	-0.03	0.06	0.944
Latenz S-P [s] ST	0.00	-0.05	0.03	0.06	-0.02	0.11	0.082
Latenz S-P [s] SDT	-0.01	-0.02	2.50×10 ⁻³	0.01	-0.04	0.07	0.346
Latenz S-P [s] KDT	0.00	-0.02	0.03	0.01	-0.01	0.04	0.847
MIW S/K [°] ST	22.08	15.46	24.21	15.57	10.78	19.36	0.163
MIW S/K [°] SDT	7.21	5.11	13.85	10.48	3.53	11.40	0.829
MIW S/K [°] KDT	7.62	5.70	15.69	9.46	5.07	11.28	0.665
MIW P/K [°] ST	15.14	13.25	27.48	13.82	11.82	15.87	0.133
MIW P/K [°] SDT	7.58	3.49	9.29	8.74	5.62	10.82	0.603
MIW P/K [°] KDT	7.46	5.71	10.30	5.66	4.39	7.57	0.544
MIW P/S [°] ST	7.33	3.06	11.11	3.21	1.78	6.41	0.112
MIW P/S [°] SDT	5.56	3.21	8.92	5.60	2.71	6.05	0.412
MIW P/S [°] KDT	3.68	2.00	5.36	3.56	2.10	6.62	0.789

Tabelle 5 Median (M), erstes Quartil (Q1) und drittes Quartil (Q3) der intersegmentalen Parameter der Stürzer und Nicht-Stürzer unter den Personen mit idiopathischem Parkinson-Syndrom (IPS) unter den drei Bedingungen: Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT), komplexes Dual-Tasking (KDT). Stürzer: Probanden mit Stürzen in den letzten 12 Monaten. Nicht-Stürzer: Probanden ohne Stürze in den letzten 12 Monaten. Latenz: relative intersegmentale Latenz der Initiation der Drehung in Sekunden [s], MIW: maximaler intersegmentaler Winkel in Grad [°]. Segmentpaare: K-S = Kopf-Sternum, K-P = Kopf-Pelvis, S-P = Sternum-Pelvis, S/K = Sternum-Kopf, P/K = Pelvis-Kopf, P/S = Pelvis-Sternum.

Bei normalverteilten Grundgesamtheiten und Varianzhomogenität wurde der Student's t-Test angewandt. Bei fehlender Normalverteilung/Varianzhomogenität, wurde der Mann-Whitney U Test angewandt (kursiv).

	MS						
	Nicht-Stürzer (n=11)			Stürzer (n=8)			p
	M	Q1	Q3	M	Q1	Q3	
Latenz K-S [s] ST	-0.080	-0.247	-0.045	-0.190	-0.265	-0.015	0.509
Latenz K-S [s] SDT	-0.030	-0.070	-0.010	0.020	-0.003	0.087	0.031
Latenz K-S [s] KDT	-0.010	-0.020	0.015	0.045	-0.030	0.095	0.227
Latenz K-P [s] ST	-0.170	-0.365	0.010	-0.155	-0.483	-0.083	0.248
Latenz K-P [s] SDT	-0.030	-0.082	0.022	0.010	-0.010	0.022	0.338
Latenz K-P [s] KDT	0.030	-0.035	0.040	0.020	-0.015	0.050	0.787
Latenz S-P [s] ST	0.020	-0.015	0.075	0.015	-0.030	0.033	0.365
Latenz S-P [s] SDT	0.020	-0.010	0.050	-0.010	-0.035	0.005	0.346
Latenz S-P [s] KDT	0.020	0.000	0.055	-0.035	-0.098	0.035	0.164
MIW S/K [°] ST	17.650	13.940	27.900	19.530	11.063	20.785	0.417
MIW S/K [°] SDT	6.890	4.440	11.620	8.635	4.322	14.345	0.592
MIW S/K [°] KDT	4.920	3.670	11.205	8.215	3.433	13.487	0.651
MIW P/K [°] ST	15.330	8.025	20.725	22.165	14.418	25.913	0.532
MIW P/K [°] SDT	4.230	2.850	6.660	10.400	6.170	15.485	0.136
MIW P/K [°] KDT	5.150	1.035	8.360	11.390	7.730	13.225	0.118
MIW P/S [°] ST	4.840	4.215	8.035	7.710	4.890	8.565	0.915
MIW P/S [°] SDT	8.620	5.850	9.220	8.340	3.975	8.550	0.489
MIW P/S [°] KDT	9.540	6.005	9.875	5.060	3.890	8.035	0.272

*Tabelle 6 Median (M), erstes Quartil (Q1) und drittes Quartil (Q3) der intersegmentalen Parameter der Stürzer und Nicht-Stürzer unter den Personen mit Multipler Sklerose (MS) unter den drei Bedingungen: Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT), komplexes Dual-Tasking (KDT). Stürzer: Probanden mit Stürzen in den letzten 12 Monaten. Nicht-Stürzer: Probanden ohne Stürze in den letzten 12 Monaten. Latenz: relative intersegmentale Latenz der Initiation der Drehung in Sekunden [s], MIW: maximaler intersegmentaler Winkel in Grad [°]. Segmentpaare: K-S = Kopf-Sternum, K-P = Kopf-Pelvis, S-P = Sternum-Pelvis, S/K = Sternum-Kopf, P/K = Pelvis-Kopf, P/S = Pelvis-Sternum.
Bei normalverteilten Grundgesamtheiten und Varianzhomogenität wurde der Student's t-Test angewandt. Bei fehlender Normalverteilung/Varianzhomogenität, wurde der Mann-Whitney U Test angewandt (kursiv).*

	LBP						p
	Nicht-Stürzer (n=6)			Stürzer (n=2)			
	M	Q1	Q3	M	Q1	Q3	
Latenz K-S [s] ST	-0.32	-0.35	-0.31	-0.23	-0.25	-0.20	
Latenz K-S [s] SDT	0.03	-0.03	0.08	-0.05	-0.08	-0.03	
Latenz K-S [s] KDT	-0.06	-0.07	0.03	-0.04	-0.06	-0.03	
Latenz K-P [s] ST	-0.26	-0.32	-0.04	-0.44	-0.44	-0.44	
Latenz K-P [s] SDT	0.02	-0.06	0.04	0.02	0.02	0.02	
Latenz K-P [s] KDT	-0.01	-0.03	0.01	-0.01	-0.01	-0.01	
Latenz S-P [s] ST	0.03	-0.04	0.06	-0.08	-0.08	-0.08	
Latenz S-P [s] SDT	0.00	-0.06	0.06	-0.04	-0.04	-0.04	
Latenz S-P [s] KDT	-0.01	-0.06	0.03	-0.04	-0.04	-0.04	
MIW S/K [°] ST	24.81	11.07	29.41	14.76	13.19	16.33	
MIW S/K [°] SDT	10.51	7.92	13.46	6.43	6.43	6.43	
MIW S/K [°] KDT	10.84	9.14	11.89	6.21	5.30	7.11	
MIW P/K [°] ST	21.80	10.15	30.11	21.96	21.88	22.05	
MIW P/K [°] SDT	9.31	5.03	11.55	14.21	11.82	16.61	
MIW P/K [°] KDT	4.81	2.64	11.46	5.23	5.23	5.23	
MIW P/S [°] ST	7.79	5.86	11.76	8.17	6.64	9.69	
MIW P/S [°] SDT	7.74	3.31	8.55	7.21	5.81	8.62	
MIW P/S [°] KDT	7.94	2.36	8.31	7.26	5.73	8.79	

Tabelle 7 Median (M), erstes Quartil (Q1) und drittes Quartil (Q3) der intersegmentalen Parameter der Stürzer und Nicht-Stürzer unter den Personen mit Schmerzen im unteren Rücken (LBP) unter den drei Bedingungen: Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT), komplexes Dual-Tasking (KDT). Stürzer: Probanden mit Stürzen in den letzten 12 Monaten. Nicht-Stürzer: Probanden ohne Stürze in den letzten 12 Monaten. Latenz: relative intersegmentale Latenz der Initiation der Drehung in Sekunden [s], MIW: maximaler intersegmentaler Winkel in Grad [°]. Segmentpaare: K-S = Kopf-Sternum, K-P = Kopf-Pelvis, S-P = Sternum-Pelvis, S/K = Sternum-Kopf, P/K = Pelvis-Kopf, P/S = Pelvis-Sternum.

	SAS						
	Nicht-Stürzer (n=13)			Stürzer (n=1)			
	M	Q1	Q3	M	Q1	Q3	p
Latenz K-S [s] ST	-0.12	-0.16	0.00	-0.15			
Latenz K-S [s] SDT	5.00×10 ⁻³	-5.00×10 ⁻³	0.02	0.02			
Latenz K-S [s] KDT	0.03	-0.05	0.07	-0.02			
Latenz K-P [s] ST	-0.07	-0.14	0.02	-0.03			
Latenz K-P [s] SDT	0.01	5.00×10 ⁻³	0.04	0.07			
Latenz K-P [s] KDT	0.02	-0.01	0.06	0.05			
Latenz S-P [s] ST	0.06	0.01	0.09	-0.02			
Latenz S-P [s] SDT	-0.01	-0.03	0.04	0.05			
Latenz S-P [s] KDT	0.00	-0.01	0.03	0.09			
MIW S/K [°] ST	14.58	9.78	20.72	17.55			
MIW S/K [°] SDT	8.53	6.97	10.94	11.64			
MIW S/K [°] KDT	10.91	6.43	13.89	11.37			
MIW P/K [°] ST	10.96	7.17	15.69	7.42			
MIW P/K [°] SDT	5.87	3.09	8.85	3.54			
MIW P/K [°] KDT	6.97	5.31	10.66	3.01			
MIW P/S [°] ST	3.44	2.63	3.82	5.91			
MIW P/S [°] SDT	3.62	2.01	4.27	6.57			
MIW P/S [°] KDT	2.75	2.12	3.25	5.49			

Tabelle 8 Median (M), erstes Quartil (Q1) und drittes Quartil (Q3) der intersegmentalen Parameter der Stürzer und Nicht-Stürzer unter den Personen mit subakutem Schlaganfall (SAS) unter den drei Bedingungen: Single-Tasking (ST), simples Dual-Tasking (SDT), komplexes Dual-Tasking (KDT). Stürzer: Probanden mit Stürzen in den letzten 12 Monaten. Nicht-Stürzer: Probanden ohne Stürze in den letzten 12 Monaten. Latenz: relative intersegmentale Latenz der Initiation der Drehung in Sekunden [s], MIW: maximaler intersegmentaler Winkel in Grad [°]. Segmentpaare: K-S = Kopf-Sternum, K-P = Kopf-Pelvis, S-P = Sternum-Pelvis, S/K = Sternum-Kopf, P/K = Pelvis-Kopf, P/S = Pelvis-Sternum. U Test angewandt (kursiv).

10.1.3 Tabellen zu den Dual-Task-Kosten der Stürzer und Nicht-Stürzer, der verschiedenen Diagnosegruppen

Ältere Erwachsene							
	Nicht-Stürzer (n=12)			Stürzer (n=6)			p
	M	Q1	Q3	M	Q1	Q3	
DTK Drehdauer SDT	6.95	-0.48	14.60	11.40	6.05	16.32	0.683
DTK Drehdauer KDT	12.43	3.95	16.29	12.75	4.37	20.41	0.966
DTK SWG K SDT	-24.82	-34.15	4.71	-26.52	-34.35	-19.70	0.728
DTK SWG K KDT	-28.41	-35.94	-6.14	-28.80	-33.15	-25.19	0.745
DTK SWG S SDT	-5.89	-11.99	-3.00	-5.47	-9.38	-1.13	0.657
DTK SWG S KDT	-7.41	-9.36	-2.92	-2.66	-13.94	11.80	0.330
DTK SWG P SDT	-6.75	-17.38	0.06	-0.96	-9.01	2.10	0.677
DTK SWG P KDT	-6.39	-16.24	0.34	-8.63	-18.16	-2.93	0.523

IPS							
	Nicht-Stürzer (n=13)			Stürzer (n=13)			p
	M	Q1	Q3	M	Q1	Q3	
DTK Drehdauer SDT	11.48	6.75	15.03	10.77	10.16	20.08	0.486
DTK Drehdauer KDT	12.25	4.70	21.92	29.01	10.81	32.74	0.321
DTK SWG K SDT	-46.00	-47.06	-37.52	-34.01	-42.06	-23.23	0.097
DTK SWG K KDT	-49.13	-60.84	-36.96	-45.77	-58.78	-32.48	0.287
DTK SWG S SDT	-17.45	-20.61	-10.00	-9.17	-14.57	3.22	0.089
DTK SWG S KDT	-14.06	-18.47	-10.47	-19.92	-27.17	-12.51	0.907
DTK SWG P SDT	-14.43	-19.45	-12.76	-2.84	-15.07	3.99	0.338
DTK SWG P KDT	-12.28	-24.53	-8.71	-24.49	-33.74	-9.81	0.438

MS							
	Nicht-Stürzer (n=11)			Stürzer (n=8)			p
	M	Q1	Q3	M	Q1	Q3	
DTK Drehdauer SDT	6.09	1.63	14.75	2.13	-5.88	5.56	0.103
DTK Drehdauer KDT	0.64	-3.37	9.64	6.32	6.25	8.84	0.988
DTK SWG K SDT	-22.14	-36.09	-21.01	-17.14	-27.92	-4.73	0.119
DTK SWG K KDT	-37.96	-42.27	-25.27	-18.85	-25.44	-4.99	0.051
DTK SWG S SDT	-6.85	-12.11	-2.58	-3.39	-8.32	-1.59	0.789
DTK SWG S KDT	12.03	-0.16	19.51	-2.40	-15.95	6.29	0.102
DTK SWG P SDT	-2.05	-6.61	5.47	-4.14	-17.54	-1.00	0.157
DTK SWG P KDT	-6.79	-9.65	-3.73	-8.13	-14.51	-3.26	0.670

Tabelle 9 Median (M), erstes Quartil (Q1) und drittes Quartil (Q3) der Dual-Task-Kosten (DTK) der Drehdauer und der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten (SWG) der Segmente Kopf (K), Sternum (S) und Pelvis (P) durch simples Dual-Tasking (SDT), komplexes Dual-Tasking (KDT).

Bei normalverteilten Grundgesamtheiten und Varianzhomogenität wurde der Student's t-Test angewandt. Stürzer: Probanden mit Stürzen in den letzten 12 Monaten. Nicht-Stürzer: Probanden ohne Stürze in den letzten 12 Monaten

Ältere Erwachsene: Personen ab 60 Jahre, IPS: Personen mit idiopathischem Parkinson-Syndrom, MS: Personen mit Multipler Sklerose

LBP							
	Nicht-Stürzer (n=6)			Stürzer (n=2)			p
	M	Q1	Q3	M	Q1	Q3	
DTK Drehdauer SDT	6.25	2.63	8.82	3.23	9.95×10 ⁻³	6.44	
DTK Drehdauer KDT	6.12	3.88	10.13	3.40	2.34	4.46	
DTK SWG K SDT	-1.18	-20.47	2.88	-5.41	-7.38	-3.44	
DTK SWG K KDT	-12.66	-17.02	-5.01	-16.01	-22.92	-9.10	
DTK SWG S SDT	-1.71	-2.45	5.30	-13.49	-13.49	-13.49	
DTK SWG S KDT	-2.77	-3.45	-1.08	-6.68	-11.40	-1.96	
DTK SWG P SDT	-5.52	-12.09	-1.02	-2.57	-8.56	3.42	
DTK SWG P KDT	-9.65	-11.75	-7.32	-11.64	-13.73	-9.54	

SAS							
	Nicht-Stürzer (n=13)			Stürzer (n=1)			p
	M	Q1	Q3	M	Q1	Q3	
DTK Drehdauer SDT	6.09	0.00	20.35	1.09			
DTK Drehdauer KDT	24.24	12.23	46.86	9.78			
DTK SWG K SDT	-33.34	-37.93	-9.62	-22.08			
DTK SWG K KDT	-39.87	-45.14	-28.16	-27.35			
DTK SWG S SDT	-9.75	-12.59	-5.20	31.73			
DTK SWG S KDT	-19.01	-26.76	-12.00	28.01			
DTK SWG P SDT	-1.61	-10.06	6.25	5.57			
DTK SWG P KDT	-8.71	-22.49	0.20	-10.05			

Tabelle 10 Median (M), erstes Quartil (Q1) und drittes Quartil (Q3) der Dual-Task-Kosten (DTK) der Drehdauer und der Spitzenwinkelgeschwindigkeiten (SWG) der Segmente Kopf (K), Sternum (S) und Pelvis (P) durch simples Dual-Tasking (SDT), komplexes Dual-Tasking (KDT).

LBP: Personen mit Schmerzen im unteren Rücken, SAS: Personen mit subakutem Schlaganfall

11. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. Walter Maetzler, der mir jederzeit mit konstruktiven Vorschlägen zur Verbesserung meiner Arbeit zur Seite stand.

Zudem danke ich meinen Eltern Regine Sondermann und Michael Gleißner, dass sie mich mein gesamtes Leben unterstützen und mir mein Studium ermöglicht haben. Und ich möchte meinem Freund Sven Gindorf für die Einweisung in das Programmieren von statistischen Plots mit der Programmiersprache R danken.

Außerdem bedanke ich mich bei Elke Warmerdam, Clint Hansen, Edoardo Bianchini und dem gesamten Team der Neurogeriatrie, die mich bei der Themenfindung, dem Umgang mit Datensätzen und mit Tipps zum wissenschaftlichen Arbeiten unterstützt haben. Außerdem danke allen anderen Doktorandinnen und Doktoranden, insbesondere Hendrik Ortmann, mit denen zusammen ich die Messungen für die Validierungsstudie durchgeführt habe, für die kollegiale Zusammenarbeit.

Ohne die freiwillige Teilnahme der Patientinnen und Patienten wären Arbeiten wie diese nicht möglich. Daher gilt mein letzter und wichtigster Dank den Teilnehmerinnen und Teilnehmern der Studie, die motiviert an unseren Messungen teilgenommen haben und die auch eine zum Teil längere Anreise zum unserem Motoriklabor nicht von einer Teilnahme abgehalten hat.