

Verbesserung des Gangs und des Gleichgewichts bei Seniorinnen und Senioren  
durch altersgerechtes Karatetraining

Dissertation

Zur Erlangung des akademischen Grades  
Doktor der Sportwissenschaft,

genehmigt durch die  
Fakultät für Humanwissenschaften  
der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

von Dr. med. Gerald Armin Pliske, M.A.  
geb. am 03.02.1980 in Hildesheim

Gutachterin: Prof. Dr. phil. Kerstin Witte  
Gutachterin: Prof. Dr. med. Irina Böckelmann

Eingereicht am: 15. November 2018

Verteidigung der Dissertation am: 30. September 2019

## Abkürzungsverzeichnis

BBS – Borg Balance Scale

BMI – Body Mass Index

CDC - Center for Disease Control and Prevention

CDT – cognitive dual-task

CG – Controlgroup/Kontrollgruppe

COM – Center of mass

COP – Center of pressure

COV – coefficient of variation/Koeffizient der Variation

DT – Dual-task

DTC – Dual-task-costs/Kosten

FG - Fitnessgruppe

GVI – Gait variability index

ICB – Intracranielle Blutung

KG - Karategruppe

LOS – Limits of stability

MDT – Motorische dual-task

MRT – Magnetresonanztomographie

MS – Multiple Sklerose

NW – Normal walking/normales Gehen

RO/Strecke – Rechenoperationen pro Strecke

SOT – Sensory Organization Test

SPPB – Short Physical Performance Battery

TAB – Tinetti assessment battery

UPDRS III – Unified Parkinson´s Disease Rating Scale III

ZNS – Zentrales Nervensystem

## Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung	Seite 1
2. Einleitung und Zielstellung	Seite 8
3. Theoretische Grundlagen	Seite 10
3.1. Stürze im Alter und die gesundheitlichen und ökonomischen Folgen	Seite 10
3.2. Der menschliche Gang und seine altersbedingten Veränderungen	Seite 12
3.3. Das Gleichgewichtssystem und seine Pathologien	Seite 15
3.4. Gang- und Gleichgewichtsänderungen als Sturzursachen im Alter	Seite 19
3.5. Dual-task-Situationen und deren Einflüsse auf den menschlichen Gang	Seite 22
3.6. Die Variabilität des menschlichen Ganges	Seite 26
3.7. Interventionen zur Verbesserung der Gangleistung und des Gleichgewichts durch Sport	Seite 28
3.8. Interventionsprogramm zur Verbesserung des Gangbildes und des Gleichgewichtes durch Martial Arts	Seite 30
4. Forschungsdefizite und Hypothesenbildung	Seite 34
5. Methodik	Seite 39
5.1. Die Probanden	Seite 40
5.2. Durchführung der Ganganalyse mit dem Viconsystem	Seite 44
5.3. Durchführung der Gleichgewichtstestung mit dem Balance Master	Seite 46
5.4. Die Interventionen (Karate- und Fitnesssport)	Seite 49
5.5. Statistische Verfahren	Seite 55
6. Ergebnisdarstellung	Seite 56
6.1. Ergebnisse der Ganganalyse	Seite 56
6.1.1. Vergleich der Mittelwerte	Seite 57
6.1.2. Vergleich der Variabilität	Seite 71
6.1.3. Auswertung der kognitiven dual-task-Leistung	Seite 83
6.1.4. Auswertung der dual-task-Kosten	Seite 86
6.2. Ergebnisse des SMART Balance Master	Seite 90

6.2.1. Sensory Organization Test (SOT)	Seite 90
6.2.2. Limits of Stability (LOS)	Seite 96
6.3. Zusammenfassung der Ergebnisse der Ganganalyse und des Balance Master	Seite 109
7. Diskussion	Seite 141
7.1. Diskussion der Ganganalyse	Seite 141
7.2. Diskussion der Gleichgewichtsergebnisse	Seite 150
7.3. Allgemeine Diskussion der Interventionen und Grenzen der Studie	Seite 154
8. Ausblick	Seite 157
9. Literaturverzeichnis	Seite 159
10. Abbildungsverzeichnis	Seite 178
11. Tabellenverzeichnis	Seite 181
12. Anhang	Seite 183
13. Ehrenerklärung	Seite 196
14. Erklärung über frühere Promotionsersuche	Seite 197
15. Erklärung zur strafrechtlichen Verurteilung	Seite 198

# 1. Zusammenfassung

## **Einleitung**

Der demographische Wandel und die steigende Lebenserwartung führen zu einem Anteil älterer Menschen in der Bevölkerung. Physiologische und pathologische Abbauprozesse im Alter gehen u.a. mit einer Reduktion des Gleichgewichts, Gangbildveränderungen sowie mit einer Abnahme der kognitiven Leistungsfähigkeit einher. Diese negativen Entwicklungen können zu einer erhöhten Sturzgefahr mit zum Teil dramatischem Ausgang für die Betroffenen führen.

Der Gang älterer Menschen zeichnet sich durch eine reduzierte Gehgeschwindigkeit, eine verkürzte Schrittlänge und einer Zunahme der Doppelbeinstandphase aus, während die Kadenz bis ins hohe Alter unverändert bleibt. Die Gehgeschwindigkeit kann zur Beurteilung der Gangleistung herangezogen werden, da sie ab einem Alter von 63 Jahren kontinuierlich sinkt. Zudem gibt auch die Variabilität des Gangs gute Hinweise auf pathologische Gangmuster. Eine veränderte Variabilität des Gangs wird in der Literatur als ein „Frühsymptom“ einer Ganginstabilität gesehen.

Besonders deutlich zeigt sich die Abnahme der körperlichen und geistigen Leistungsfähigkeit im Alter, wenn neben einer einzelnen Aufgabe, wie dem Gehen, noch eine zweite Aufgabe simultan bewältigt werden muss (dual-task). Die Zweitaufgabe kann sowohl motorischer als auch kognitiver Natur sein. Unter dual-task-Bedingungen kommt es bei auch gesunden älteren Menschen zu einer Steigerung der Variabilität des Gangs und zu einer Zunahme der Sturzgefahr.

Aufgrund altersbedingter Abnahmen der visuellen, propriozeptiven und vestibulären Leistung sowie der Reduktion der grauen und weißen Substanz des zentralen Nervensystems kommt es zudem im Alter zu einer Abnahme der statischen und dynamischen Gleichgewichtsleistung.

Obwohl das Risiko für einen Sturz multifaktoriell beeinflusst wird, wurde bereits in zahlreichen Studien mittels sportlichen und/oder kognitiven Interventionen versucht, die dual-task-Leistung im Alter sowie die Gleichgewichtsleistung zu steigern, um das Sturzrisiko zu reduzieren. Dazu wurden vor allem Sportarten verwendet, die ein komplexes Anforderungsprofil aufwiesen und aus einer Kombination von Kraft-, Ausdauer- und Gleichgewichtsanteilen bestanden. Beispiele sind das Tanzen oder das Tai-Chi, das zu den asiatischen Kampfsportarten gehört. Auch andere Stilrichtungen der „Martial Arts“, wie das Taekwondo oder das Kung Fu, wurden bereits hinsichtlich

ihres Nutzens zur Verbesserung des Gleichgewichts und der Gangleistung unter single- und dual-task-Bedingungen untersucht. Bislang unbekannt ist der Nutzen der hierzulande populärsten Kampfkunst, des Karate. Karate ist den bereits untersuchten Kampfsportarten (z.B. Tai-Chi) ähnlich und könnte daher als Intervention durchaus geeignet sein.

### **Zielstellung und Ansatz**

In dieser randomisierten kontrollierten Studie soll der Effekt eines 5-monatigen Karatetrainings für Personen (Alter:  $\geq 62$  Jahre) auf das Gleichgewicht und den Gang unter single- und dual-task- (motorisch und kognitiv) Bedingungen untersucht werden. Vermutet wird, dass mit Hilfe einer Intervention mit Karate die Gangleistung und die Variabilität des Gangs unter single- und dual-task-Bedingungen verbessert und die dynamische und statische Gleichgewichtsleistung gesteigert werden kann.

### **Methodik**

An der vorliegenden Studie, die ein positives Votum der Ethikkommission der Otto-von-Guericke-Universität erhalten hat, nahmen insgesamt 95 gesunde Probanden im Alter von 62 - 86 Jahren teil. Die Probanden hatten zuvor keinerlei Erfahrung im Karate und wurden zu ihren sportlichen Aktivitäten sowie zu vergangenen Sturzereignissen befragt. Anschließend wurden die Teilnehmer hinsichtlich der sportlichen Aktivität und der Sturzereignisse in der Vergangenheit randomisiert auf die beiden Interventionsgruppen „Karate“ (KG) (12 ♂, 16 ♀; Durchschnittsalter: 69,39 Jahren  $\pm$  4,09) und „Fitness“ (FG) (12 ♂, 22 ♀; Durchschnittsalter: 68,62 Jahre  $\pm$  4,67) sowie auf die Kontrollgruppe (CG) (13 ♂, 20 ♀; Durchschnittsalter: 68,73 Jahren  $\pm$  3,56) verteilt und die Pretests durchgeführt. Diese bestanden aus einer Ganganalyse und Gleichgewichtstests. Die Ganganalyse wurde mit dem kinematischen Motioncapturesystem der Firma Vicon durchgeführt. Auf einem Rundkurs sollten die Probanden zunächst mit einer frei gewählten Gehgeschwindigkeit 10 Runden gehen (NW). Anschließend wurden die dual-task- (kognitiv und motorisch) Aufgaben hinzugefügt. Bestimmt wurden die Gangparameter Schrittfrequenz, Schrittgeschwindigkeit, Schrittzeit, Einbeinstandzeit, Zweibeinstandzeit, die Einzelschrittzeit, die Einzelschrittlänge und die Doppelschrittlänge.

Zur Bestimmung der statischen und dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit wurden der „Sensory Organization Test (SOT)“ und der „Limit of Stability (LOS)“ des SMART

Balance Master der Firma NeuroCom verwendet. Bei dem SOT standen die Probanden zuerst auf einer arretierten Kraftmessplatte, blickten auf einen arretierten Bildschirm (visuelle Referenz) und sollten einen Avatar, der ihren Körperschwerpunkt darstellte, in der Mitte eines Zielfeldes auf dem Bildschirm halten. In den weiteren Übungen mussten die Probanden das Gleichgewicht mit geschlossenen Augen, mit geöffneten Augen und beweglicher visueller Referenz, mit geöffneten Augen und beweglichem Untergrund, als fünfte Aufgabe mit geschlossenen Augen und beweglichem Untergrund und zum Schluss mit beweglichem Untergrund und beweglicher visueller Referenz halten. Ausgegeben wurden die Leistung des somatosensorischen, visuellen und vestibulären Systems und die errechnete Präferenz des visuellen Systems.

Beim LOS sollten die Probanden ihren Avatar mittels Verlagerung des Körperschwerpunktes auf der Kraftmessplatte in ein Zielfeld bewegen. Ausgewertet wurden die Reaktionszeit, die Bewegungsgeschwindigkeit, der Endpunkt der Auslenkung und der maximale Endpunkt der Auslenkung sowie die Richtungskontrolle. Die Interventionen (Karate und Fitness) fanden zweimal pro Woche für jeweils eine Zeitstunde über insgesamt fünf Monate statt. Die Kontrollgruppe erhielt keine Intervention. Nach Beendigung der Intervention wurden die Tests wiederholt.

Das Karatetraining wurde von zwei erfahrenen Dan-Trägern und Sportwissenschaftlern durchgeführt und bestand aus 10-15 Minuten Erwärmungsübungen, 40-45 Minuten spezifischem Karatetraining und 5-10 Minuten cool-down. Inhaltlich wurden während des Karatetrainings Basisstoß- und -trittstechniken sowie Katas gelehrt. Ebenso wurden einzelne Techniken als Partnerübungen trainiert. Der Kampf gegen einen Gegner (Kumite), die Fallschule sowie Selbstverteidigungstechniken waren nicht Bestandteil des Trainings.

Das Training der Fitnessgruppe wurde durch einen Sportwissenschaftler geleitet. Zeitlich glich das Fitnesstraining bezüglich Erwärmung, inhaltlichem Schwerpunkt der Stunde und cool-down der Karateintervention. Die Probanden erhielten in den fünf Monaten ein ganzheitliches Training mit Kraft- und Ausdauerübungen, Dehnungsübungen, Sportspielen ohne Wettkampfcharakter sowie sportlichen Übungen, die bewusst an eine zweite kognitive oder motorische Übung gekoppelt waren sowie Gleichgewichtsübungen in verschiedenen Variationen.

Die statistischen Verfahren bestanden aus der Berechnung der Baselinebedingungen und Prüfung auf Normalverteilung. Lag eine Normalverteilung vor, wurde zum Pre-

Postvergleich ein T-Test für verbundene Stichproben durchgeführt. Bei nicht normalverteilten Daten wurde der Wilcoxon-Test angewendet. Zum Vergleich der Gruppen untereinander wurde bei normalverteilten Daten eine einfaktorielle Varianzanalyse mit Bonferroni Post Hoc Test und bei nicht normalverteilten Daten der H-Test nach Kruskal und Wallis angewendet. Ausgewertet wurden die Mittelwerte und Variabilitäten der Gangparameter, die Leistungen der kognitiven dual-task-Aufgabe sowie die Parameter des SOT und LOS. Die statistischen Berechnungen wurden mit SPSS 24 der Firma IBM vorgenommen.

## **Ergebnisse**

Im Pre- Postvergleich hat die KG die Kadenz, Gehgeschwindigkeit, Schritt- sowie die Doppelschrittlänge unter NW- und CDT-Bedingungen signifikant verbessern sowie die Schrittzeit und die Zeit der Einbeinunterstützungsphase unter den genannten Bedingungen und die Zeit der Zweibeinunterstützung unter CDT-Bedingungen reduzieren können. Steigerungen der Schritt- und Doppelschrittlänge sowie die Reduktion der Einbeinunterstützungsphase zeigten sich unter MDT-Bedingungen. Die FG konnte die Kadenz, die Gehgeschwindigkeit und die Doppelschrittlänge unter NW- und CDT-Bedingungen verbessern und die Schrittzeit und die Einbeinunterstützungsphase signifikant reduzieren sowie eine signifikante Zunahme der Schrittlänge unter CDT- und eine Steigerung der Kadenz unter MDT-Bedingungen verzeichnen. Die KG wies im Posttest signifikante Steigerungen der Schritt- und Doppelschrittlänge und eine Reduktion der Schrittzeit unter NW- und CDT-Bedingungen sowie eine Verbesserung der Gehgeschwindigkeit unter CDT-Bedingungen auf. Im Vergleich der drei Gruppen untereinander konnte sowohl im Pre- als auch im Posttest ein signifikanter Unterschied bezüglich der Zweibeinunterstützungsphase zu Gunsten der Karategruppe gegenüber der Kontrollgruppe festgestellt werden.

Die KG konnte die Variabilität der Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge unter NW-Bedingungen sowie der Kadenz, Gehgeschwindigkeit, Schrittlänge und der Zeit der Einbein- und Zweibeinunterstützungsphase unter CDT-Bedingungen und der Schrittzeit und -länge unter MDT-Bedingungen verringern. Unter NW-Bedingungen konnte die FG lediglich die Variabilität der Zweibeinunterstützungsphase reduzieren, während unter CDT-Bedingungen die Kadenz, Schrittzeit sowie die Einbein- und Zweibeinunterstützungsphase positive Veränderungen aufwies. Unter MDT-

Bedingungen zeigten sich Reduktionen der Variabilität der Ein- und Zweibeinunterstützungsphase. Die CG konnte unter NW-Bedingungen die Variabilität der Zweibeinunterstützungsphase sowie unter CDT-Bedingungen die Schrittzeit, Kadenz, Gehgeschwindigkeit, Einbeinunterstützungsphase und Schrittlänge reduzieren. Im Vergleich der Gruppen untereinander zeigte sich im Pretest ein signifikanter Unterschied zu Gunsten der CG gegenüber der FG bezüglich der Doppelschrittlänge unter NW. Im Posttest konnte dieser Unterschied nicht mehr nachgewiesen werden. Dafür zeigt sich ein signifikanter Unterschied der Variabilität der Schrittzeit unter MDT-Bedingungen zu Gunsten der KG gegenüber der FG. Die dual-task-Kosten konnten bei der FG hinsichtlich der Schrittlänge und –zeit gesenkt werden sowie bei der Zweibeinunterstützungsphase der CG.

Alle Versuchsgruppen konnten im SOT des Balance Masters ihre Werte für das zusammengesetzte Gleichgewicht sowie für das vestibuläre System im Posttest signifikant verbessern. Die CG zeigt zudem signifikante Verbesserungen der Strategie Knöchel/Hüfte, des visuellen Systems sowie der Präferenz des visuellen Systems im Trend. Im Vergleich der drei Gruppen untereinander konnte im Pretest kein Unterschied festgestellt werden. Im Posttest zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen der CG und der FG bezüglich der Präferenz des visuellen Systems, die auf die überwiegende Nutzung des visuellen Systems der CG hinweist.

Im LOS zeigte die KG nach der Intervention signifikante Abnahmen der Richtungskontrolle nach rückwärts, der Bewegungsgeschwindigkeit nach vorwärts, dem Endpunkt der Auslenkung nach vorwärts sowie der Richtungskontrolle gesamt. Verbesserungen konnten nicht gesehen werden.

Die FG zeigt eine Abnahme des Endpunkts der Auslenkung nach vorwärts im Trend sowie eine signifikante Abnahme der Bewegungsgeschwindigkeit nach rechts. Als positive Veränderungen konnte die Abnahme der Reaktionszeit nach vorwärts sowie die Steigerung der maximalen Auslenkung nach rückwärts und gesamt sowie der Richtungskontrolle nach vorwärts und gesamt festgestellt werden. Zudem zeigt sich ein Trend zur Verbesserung der Richtungskontrolle nach rechts und der Reaktionszeit nach links. Die CG konnte die Reaktionszeit gesamt signifikant und den Endpunkt der Auslenkung nach rückwärts im Trend verbessern. Im Posttest signifikant abgenommen haben die Richtungskontrolle gesamt und die Bewegungsgeschwindigkeit nach vorwärts.

Im Vergleich der Gruppen untereinander zeigte die Karategruppe eine signifikant kürzere Reaktionszeit in der Vorwärtsbewegung als die FG. Im Posttestvergleich der drei Gruppen untereinander zeigt sich ein Unterschied zu Gunsten der FG im Vergleich zur KG für die maximale Auslenkung nach rückwärts (Trend) sowie ein signifikanter Unterschied zwischen der FG und der CG zu Gunsten der FG für die maximale Auslenkung nach links. Im Kruskal Wallis Test erreicht die FG im Posttest eine bessere maximale Auslenkung gesamt als die KG und eine bessere Richtungskontrolle gesamt als die KG. Zudem erzielt die FG im Vergleich zur KG eine bessere Richtungskontrolle nach vorn. Die Reaktionszeit nach rechts der CG ist signifikant kürzer als die der FG.

## **Diskussion**

Nach den Interventionen zeigten die FG und KG eine Steigerung der Gehgeschwindigkeit und eine erhöhte Schrittlänge unter NW- und CDT-Bedingungen. Die Teilnahme an einem Fitnessstraining oder einem Karatetraining kann somit einer Abnahme der Gehgeschwindigkeit, die ab einem Alter von 63 Jahren physiologisch auftritt, entgegenwirken. Auch der altersbedingte Rückgang der Schrittlänge kann unter NW- und CDT-Bedingungen mit Hilfe eines Fitness- oder Karatetrainings entgegengewirkt werden. Die unter dual-task-Bedingungen auftretenden Gangveränderungen wie die Reduktion der Gehgeschwindigkeit, der Schrittfrequenz sowie der Schritt- und Standzeit lassen sich durch das Karatetraining ebenfalls positiv beeinflussen. Diese Ergebnisse stehen in Einklang mit der Literatur, in der ein Anstieg der Ganggeschwindigkeit unter single- und dual-task-Bedingungen nach einem 12-wöchigen Tai-Chi Training verzeichnet werden konnte. Auch die altersbedingte Zunahme der Schritt-zu-Schritt-Variabilität, die ab einem Alter von 40 bis 50 Jahren auftritt, kann mit Hilfe eines sportlichen Interventionsprogramms vermindert werden. Hinsichtlich des positiven Einflusses auf die Gangleistung scheint das Karatetraining dem Tai-Chi, das bereits mehrfach als Intervention zur Verbesserung des Gangbildes bei älteren Personen Anwendung fand, in nichts nachzustehen.

Bezüglich des Gleichgewichts konnte im Vergleich der drei Gruppen im Posttest ein signifikanter Unterschied bezüglich des visuellen Systems zwischen der CG und der FG festgestellt werden. Dieses Ergebnis lässt darauf schließen, dass die CG sich zur Steuerung des Gleichgewichtes vor allem auf das visuelle System verlässt. Dieses Ergebnis entspricht den Angaben aus der Literatur, in denen dargestellt wird, dass es durch das Schließen der Augen bei älteren Menschen zu einer Zunahme der

Körperschwankung von ca. 30% kommt. Die Probanden der KG und FG versuchen vermutlich aufgrund des gezielten Trainings auch die anderen Gleichgewichtssysteme einzusetzen, konnten das aber in der Kürze der Zeit nicht effektiv umsetzen. Die Ergebnisse des SOT könnten darauf hinweisen, dass es einer längeren Intervention bedarf, um die übrigen Gleichgewichtssysteme außerhalb der visuellen Steuerung effizient zu trainieren.

Für diese Vermutung würden auch die Ergebnisse des LOS sprechen, bei dem die FG im Vergleich zur KG signifikante Abnahmen in Bezug auf die maximale Auslenkung und eine bessere Richtungskontrolle aufweisen. Diese Ergebnisse stehen im Widerspruch zur Literatur. In einer Studie mit älteren Probanden wurden signifikante Verbesserungen der Endpunkte der Bewegung, der Bewegungsgeschwindigkeit und der Richtungskontrolle im LOS durch Tai-Chi erzielt. Diese Diskrepanz der Ergebnisse wirft die Frage auf, ob das Tai-Chi und das Karate miteinander vergleichbar sind. Die FG, die vermehrt durch diverse Spiele und Trainingsinhalte auf diese Art von Aufgaben trainiert wurden, konnten sich in puncto Reaktionszeit, maximaler Auslenkung, der Richtungskontrolle z.T. signifikant sowie der Richtungskontrolle und der Reaktionszeit im Trend verbessern. Damit scheint das Fitnessprogramm geeignet zu sein, um die altersbedingte Zunahme der Schwankung in anterior-posteriorer und medio-lateraler Richtung entgegenzuwirken.

Die durchgeführte Studie gibt Hinweise darauf, dass der Karatesport zur Verbesserung der Gangleistung unter single- und dual-task-Bedingungen sowie zur Verbesserung der Gleichgewichtsstrategien abseits des visuellen Systems geeignet ist. Ähnlich gute Ergebnisse wie in der Ganganalyse der Karategruppe konnten in der Fitnessgruppe erreicht werden. Aufgrund des gezielten Trainings konnte sich die FG bei den Gleichgewichtstests nochmal deutlich von der KG absetzen.

## **Fazit**

Das Karatetraining scheint als Intervention zur Vermeidung von altersbedingten Abnahmen der Gangleistungen, vor allem der Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge, geeignet zu sein. Zudem können auch die nicht visuellen Gleichgewichtsstrategien durch Karate geschult werden. Dadurch trägt das Karatetraining mit älteren Menschen indirekt zu einer Sturzvermeidung bei und sollte als Mittel zur Sturzprävention etabliert werden.

## 2. Einleitung und Zielstellung

Die demographische Entwicklung mit einer Zunahme der älteren Bevölkerung und die stetig steigende Lebenserwartung stellen nicht nur die Einzelperson, sondern auch das Gesundheitssystem vor neue Aufgaben (RKI, 2013). Mit dem Alter gehen physiologische Abbauprozesse und Erkrankungen einher, die zu einer Reduktion des Gleichgewichts und des sicheren Gehens führen können. Indirekt erhöht sich dadurch auch die Gefahr für einen Sturz im Alter, der dramatische Konsequenzen für die gestürzte Person haben kann. Nicht selten verlaufen solche Stürze tödlich oder enden mit Frakturen (RKI, 2013).

Im Alltag kommt es zudem häufig zu Situationen, bei denen die Personen nicht nur eine Handlung, wie zum Beispiel das Gehen (single-task), sondern zwei oder mehr Aufgaben simultan bewältigen müssen (dual-task). Das beginnt schon beim Rekapitulieren einer Einkaufsliste (kognitive dual-task) oder das Zählen von Geld (motorische dual-task) während des Einkaufs. Diese dual-task-Situationen gehen mit einem erhöhten Sturzrisiko einher und stellen besondere Gefahren dar.

Sturzprävention durch sportliche Interventionen wurde schon häufig wissenschaftlich untersucht und durchgeführt. Dabei bezogen sich die bislang veröffentlichten Studien häufig auf Probanden mit chronischen Erkrankungen des zentralen oder peripheren Nervensystems oder Personen mit akuten Schädigungen des ZNS, wie beispielsweise einem Schlaganfall (Amano et al., 2013; Plummer et al., 2014). Studien mit gesunden, in der Häuslichkeit lebenden Probanden, finden sich nur selten.

Die untersuchten Interventionen stammen aus verschiedenen Bereichen des Sports und reichen von einfachen Motorik- und Gleichgewichtsübungen bis hin zu komplexen Bewegungsabläufen. Sportarten mit solchen komplexen Bewegungsabläufen sind zum Beispiel Kampfsportarten (Martial Arts). Es existieren bereits Studien, die den Einfluss von Kampfsporttraining auf das Gleichgewicht und/oder den Gang von Probanden untersuchten. Die am häufigsten untersuchte Kampfsportart ist das chinesische Tai-Chi. In Studien zur Sturzprophylaxe seltener verwendet wurde das hier zu Lande populäre Karate.

Bislang unbekannt ist, ob das Karate, das ein ähnliches Anforderungsprofil wie die bereits untersuchten Kampfsportarten Tai-Chi oder Taekwondo aufweist, zur Verbesserung des Gangs unter single- und dual-task-Bedingungen sowie der dynamischen und statischen Gleichgewichtsfähigkeit geeignet ist.

In dieser randomisierten, kontrollierten Studie soll der Effekt eines 5-monatigen Karatetrainings für Personen  $\geq 62$  Jahre auf das Gleichgewicht und den Gang unter single- und dual-task-Bedingungen untersucht werden.

### 3. Theoretische Grundlagen

#### 3.1. Stürze im Alter und die gesundheitlichen und ökonomischen Folgen

Stürze im Alter stellen nicht nur für das Individuum, sondern auch für das gesamte Gesundheitssystem eine hohe Belastung dar. Mit zunehmendem Lebensalter steigt die Gefahr für das Auftreten eines Sturzereignisses und das Auftreten von ernsten gesundheitlichen Folgen bis hin zum Tod (Verma, et al., 2016). In einer vom „Center for Disease Control and Prevention“ (CDC) durchgeführten Untersuchung aus dem Jahr 2005 konnte nachgewiesen werden, dass es in den USA innerhalb von drei Monaten zu 15.802 tödlich verlaufenden Stürzen unter den  $\geq 65$  Jahre alten Bürgerinnen und Bürgern gekommen ist (Stevens et al., 2008). Insgesamt sind in diesem Zeitraum 5,8 Millionen Menschen über 65 Jahren gestürzt. Das entspricht einem Anteil an der Population der  $\geq 65$ -Jährigen des Landes von 15,9% (Stevens et al., 2008). In 1,8 Millionen Fällen kam es zu einem Arztkontakt oder einer Aktivitätseinschränkung für mindestens einen Tag (Stevens et al., 2008). Bei  $\geq 85$ -Jährigen liegt die Sturzrate in 3 Monaten bei 21,3 %. 7,2 % aller gestürzten  $\geq 85$ -Jährigen mussten ärztlich behandelt werden oder hatten Aktivitätseinschränkungen von mindestens einem Tag (Grundstrom et al., 2012). Auch in Deutschland stellen Stürze mit fast 30% die häufigste Unfallursache dar. Jeder vierte Sturz betrifft Personen  $> 60$  Jahre, jeder fünfte Unfall endet mit einer Fraktur (RKI, 2013).

Kommt es zu einem sturzassoziierten Tod, ist dieser häufig durch intracranielle Blutungen (ICB) bedingt. 2005 starben in den USA 7946 Personen  $\geq 65$  Jahren an einer sturzbedingten ICB (Thomas et al., 2008).

In einer telefonischen Umfrage unter 878 älteren litauischen Frauen ( $72,2 \pm 4,8$  Jahre) konnte eine Sturzrate über die letzten 12 Monate von 35,3 % ermittelt werden. Bei 280 dieser insgesamt 310 verzeichneten Stürze kam es zu einer Verletzung. 77 Befragte erlitten einen Knochenbruch (Aleksna et al., 2015). Mit dem Alter zeigt sich auch die Rehabilitationszeit nach einer Fraktur prolongiert. Bei Verletzungen des zervikalen Rückenmarks von  $\geq 65$ -Jährigen steigen die Kosten im Vergleich zu jüngeren Patienten deutlich an, was zum Teil an den verlängerten Rehabilitationsphasen liegt (Furlan et al., 2016).

Die Kosten für das Gesundheitssystem pro Patient werden für sturzassoziierte Verletzungen in den USA mit durchschnittlich 9.389 \$ angegeben (Hoffmann et al.,

2016). In der Regel ist für die Behandlung und Nachbehandlung der Sturzfolgen eine Eigenleistung der Patienten von durchschnittlich 1.363 \$ erforderlich (Hoffmann et al, 2016). In Litauen betragen die durchschnittlichen Kosten zur Versorgung einer sturzbedingten Fraktur für das Gesundheitssystem 1.289 €. Die Behandlungskosten für Stürze ohne Frakturen belaufen sich pro Ereignis auf 135 € (Aleksa et al., 2015). In einer aktuellen Studie zeigten sich die sturzassozierten Gesamtkosten für das amerikanische Gesundheitssystem steigend. Bei 24.190 tödlichen und 3,2 Millionen nicht tödlichen Stürzen aus dem Jahr 2012 betrugen die Kosten im Jahr 2015 inflationsbedingt 637,5 Millionen Dollar für tödliche und 31,3 Milliarden Dollar für nicht tödliche Stürze (Burns et al., 2016). 0,1 % des gesamten Gesundheitshaushaltes in den Vereinigten Staaten und 1,5 % in Europa werden für die sturzbedingten Unfallfolgen aufgewendet (Ambrose et al., 2013). Die durchschnittliche Zeit der Hospitalisierung beträgt unabhängig vom Verletzungsmuster  $7,33 \pm 3,63$  Tage (Gilasi et al., 2015).

Als Folgen für das Individuum gehen Stürze in der Vergangenheit mit einer erhöhten Angst vor erneuten Stürzen und damit mit einer erhöhten Unsicherheit im täglichen Leben einher (Tuunainen et al., 2014). Diese Angst vor Stürzen kann in einer Art von Teufelskreis zu neuen Stürzen führen. Personen mit Angst vor Stürzen zeigen aufgrund dieser Angst ein verändertes Gangbild, das mit einem erhöhten Sturzrisiko vergesellschaftet ist (Donoghue et al., 2013).

### 3.2. Der menschliche Gang und seine altersbedingten Veränderungen

Der menschliche Gang bietet durch die aufrechte Körperhaltung einige Besonderheiten und kann mittels Ganganalyse insgesamt und in seinen Bestandteilen beurteilt werden. Der Gangzyklus, auch Doppelschritt genannt, beschreibt dabei die Zeit vom Aufsetzen eines Fußes bis zum erneuten Aufsetzen desselben Fußes. Jeder Gangzyklus enthält zwei Schritte, nämlich vom Aufsetzen eines Beins bis zum Aufsetzen des kontralateralen Beins (Perry, 2003). Ausgehend vom gesunden Menschen wird der Bodenkontakt mit der Ferse hergestellt und dient als eindeutiger Startpunkt eines Gangzyklus. Der Gangzyklus kann seinerseits in eine Standphase und eine Schwungphase, die einen zeitlichen Anteil von 60% zu 40% haben, unterteilt werden (Abb. 1). Zwischen den Schwungphasen finden sich bipedale Standphasen, die der Lastübernahme von einem auf das andere Bein dienen (Perry, 2003).

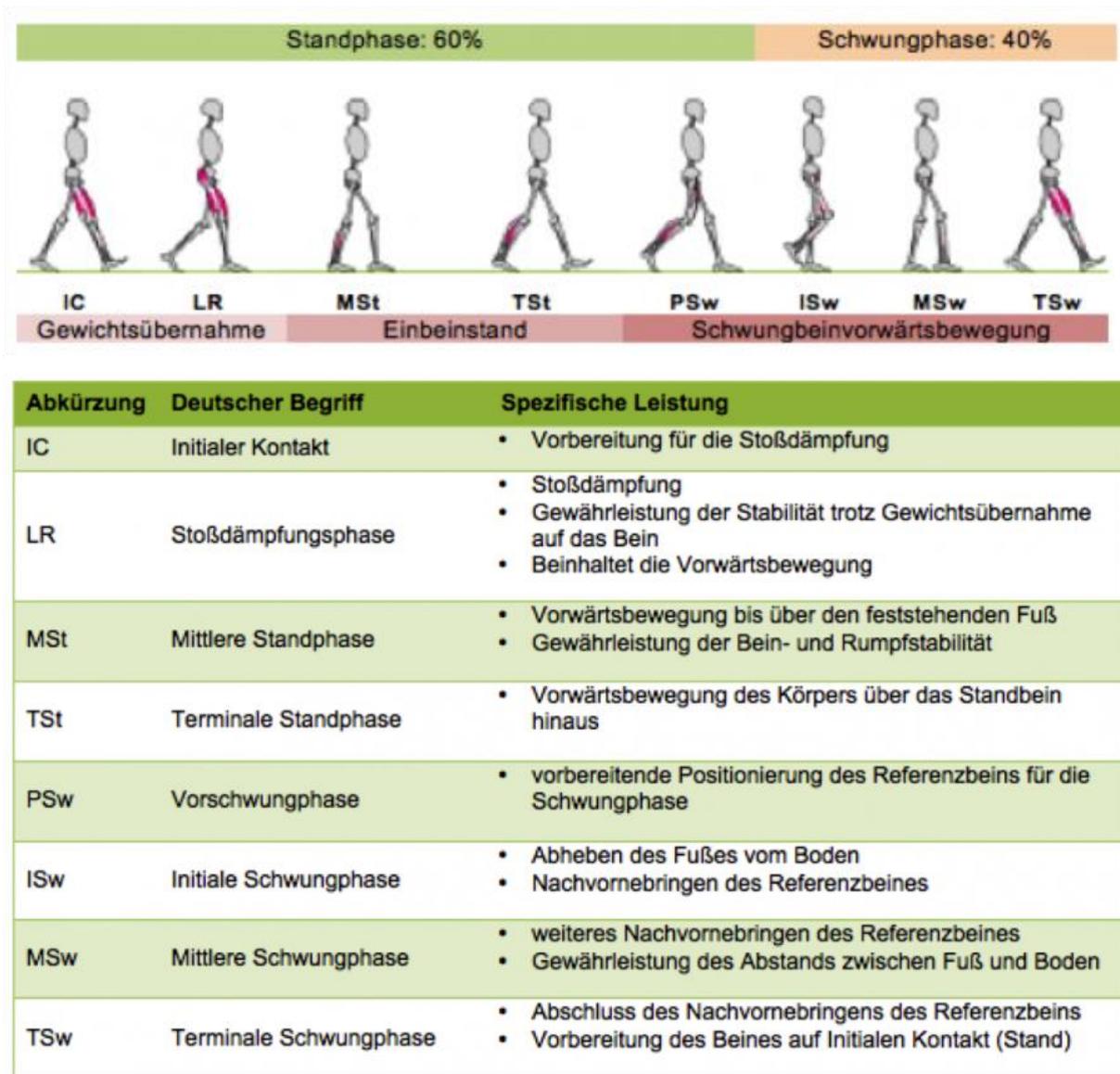


Abb. 1: Gangzyklus des aufrechten menschlichen Gangs nach Götz-Neumann (2003) (wiki.ifs-tud.de/biomechanik/projekte/ss2013/gangarten). Zugriff am 28.01.2018.

Die zyklischen Bewegungsmuster des menschlichen Gangs werden über Schrittmacherzellen im Rückenmark, sogenannten „central pattern generators“, erzeugt. Es handelt sich dabei um Interneurone, die Agonisten und Antagonisten während des Gehens gezielt aktivieren und inhibieren (Jahn et al., 2010). Bei der Kontrolle und Steuerung des aufrechten Gangs haben jedoch die supraspinalen Regionen des Groß- und Kleinhirns einen entscheidenden Anteil. Das betrifft vor allem den frontalen Kortex sowie die Basalganglien und das Kleinhirn (Jahn et al., 2010). Bei Personen über 80 Jahren liegen die Normwerte der Ganganalyse für die Geschwindigkeit bei 112 bzw. 101 cm/sec (♂ bzw. ♀), für die Kadenz bei 103 bzw. 110

Schritte/min (♂ bzw. ♀), für die Schrittlänge bei 65 bzw. 55 cm (♂ bzw. ♀), für die Gangzykluslänge bzw. Doppelschrittlänge bei 131 bzw. 111 cm (♂ bzw. ♀), für die Variabilität der Gangzykluslänge bei 3,8 bzw. 4,3 % (♂ bzw. ♀), für die Schrittdauer bei 0,59 bzw. 0,55 sec. (♂ bzw. ♀), für die Gangzyklusdauer bei 1,16 bzw. 1,10 sec. (♂ bzw. ♀) und für die Variabilität der Gangzyklusdauer bei 3,3 bzw. 4,4 % (♂ bzw. ♀) (Gschwind & Bridenbaugh, 2011).

35% der über 70-Jährigen und 80% der über 85-Jährigen weisen Gangstörungen auf (Sudarsky, 2001; Verghese et al., 2006). Als Gangstörungen werden Pathologien bezeichnet, die über die normale altersbedingte quantitative Abnahme der Gehgeschwindigkeit hinausgeht oder Störungen des Lokomotionsablaufs, wie z.B. der Ganginitiation, hervorrufen (Jahn et al., 2010). Durch die Abnahme intrinsischer Faktoren, also körperlichen Funktionen, wie Kraft, Ausdauer und Koordination sowie durch das Vorliegen von chronischen Krankheiten, kommt es beim älteren Menschen zu Gangveränderungen, die durch eine reduzierte Gehgeschwindigkeit, eine verkürzte Gangzykluslänge, also der Distanz zwischen zwei aufeinander folgenden initialen Bodenkontakten desselben Fußes und einer Zunahme der Doppelstandphase gekennzeichnet sind (Wolf et al., 2012). Die Kadenz (Anzahl der Schritte pro Minute) bleibt jedoch bis ins hohe Alter unverändert (Wolf et al., 2012). Als Indikator für die Qualität der Gangleistung kann die Gehgeschwindigkeit (Distanz pro Zeit) angesehen werden. Diese sinkt ab einem Alter von 63 Jahren alle 10 Jahre um ca. 15% und kann ab einer Geschwindigkeit von 100 cm/sec als pathologisch angesehen werden (Götz-Neumann und Neumann, 2006). Andere Gruppen beschreiben eine Abnahme der selbstgewählten Gehgeschwindigkeit ab einem Alter von 60 Jahren von 1% pro Jahr (Ashton-Miller, 2005).

Therapierbare Ursachen von Gangstörungen, wie beispielsweise bei der antalgischen Gangstörung, die häufig orthopädische Gründe hat, bei spastisch-paretischen Gangstörungen, die durch zentralnervöse Schädigungen hervorgerufen werden oder auch bei hypokinetischen Gangstörungen im Rahmen einer Parkinsonerkrankung, sollten beseitigt werden (Jahn et al., 2010).

Bei gesunden älteren Menschen bleibt die Variabilität des Gangs, also die quantitative und qualitative Schritt-zu-Schritt Änderung, weitestgehend unverändert. Eine vermehrte Variabilität kann ein Prädiktor für zukünftige Stürze sein (Wolf et al., 2012) und sollte daher bei jeder Ganganalyse mit betrachtet werden.

### 3.3. Das Gleichgewichtssystem und seine Pathologien

Das Gleichgewicht wurde definiert als der Versuch, die Kontrolle der Körperposition im Raum aufrecht zu erhalten und kann in ein statisches und dynamisches Gleichgewicht unterteilt werden. Die Fähigkeit, das Gleichgewicht nach einer unerwarteten Störung von außen wiederzuerlangen, wird als reaktives Gleichgewicht bezeichnet, während das proaktive Gleichgewicht dazu dient, den Körper z.B. durch Muskelkontraktionen auf unmittelbar drohende destabilisierende Einflüsse vorzubereiten (Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

Taube (2013) unterteilte die posturale Kontrolle in den „Feedback-Modus“, der auf den Verlust des Gleichgewichts reagiert und den „antizipativen Modus“, bei dem Störgrößen im Voraus eingeschätzt werden und das Gleichgewicht dementsprechend auf die Störgröße eingestellt wird. Häufig liegen Mischformen der Modi vor. Zur Steuerung des Gleichgewichts werden vor allem das Kleinhirn (Cerebellum) sowie die Propriozeptoren (z.B. die Muskelspindel) eingesetzt (Taube 2013). Um den Körper über der Unterstützungsfläche halten zu können, werden verschiedene Systeme, wie das optische, das propriozeptive, das taktile (propriozeptiv und taktil = somatosensorisch) und das vestibuläre System zum Vergleich zwischen „Ist“ und „Soll“ eingesetzt und ein Ungleichgewicht über die Muskulatur ausgeglichen. Bei rotatorischen Auslenkungen der Unterstützungsfläche greifen vor allem vestibulospinale Mechanismen ein, bei translatorischen Auslenkungen überwiegend die somatosensorischen Systeme. Auf einem soliden und ebenen Untergrund nutzt der Körper vor allem den Ausgleich des Gleichgewichts über das Sprunggelenk (ankle strategy). Bei Verkleinerung der Unterstützungsfläche oder nachgiebigem Untergrund kommt die „hip strategy“ zum Einsatz, bei der das Gleichgewicht über Hüftbewegungen gehalten wird (Taube, 2013). Die „ankle strategy“ nutzt vor allem vestibuläre Strukturen, die „hip strategy“ vor allem somatosensorische Einflüsse (Horak, 1990).

Das statische Gleichgewicht wird vor allem über das extrapyramidale System gesteuert, während beim dynamischen Gleichgewicht vor allem das vestibuläre System genutzt wird. Das optische System und die Pyramidenbahnen haben erst dann einen entscheidenden Einfluss auf das Gleichgewicht, wenn das vestibuläre und/oder das extrapyramidale System ausfallen (Reicke, 1979).

Altersbedingte Veränderungen im zentralen Nervensystem sind die Abnahme der weißen und grauen Substanz sowie der dendritischen Zellausläufer, der Synapsen und die Demyelinisierung der Nervenbahnen (Pinter et al., S. 44). Das Training des dynamischen und statischen Gleichgewichts kann zu einer neuronalen Plastizität in spinalen und supraspinalen Arealen des zentralen Nervensystems führen, die den altersbedingten Veränderungen entgegenwirkt (Beck et al., 2007, Schubert et al. 2008).

Zudem kommt es im Alter zu einer physiologischen Abnahme des visuellen, propriozeptiven und vestibulären Inputs, die mit Beeinträchtigungen des Gleichgewichtes einhergehen können (Berry & Miller, 2008). Da das Gleichgewicht aus einer Vielzahl von sensorischen und regulatorischen Größen besteht, ist die Leistungsreduktion des Gleichgewichtes häufig multifaktoriell bedingt. Allein das Schließen der Augen führt durchschnittlich zu einer Zunahme der Körperschwankung von 30 % (Lord et al, 1991). Ab dem 50. Lebensjahr nimmt die visuelle Leistung des Menschen ab. Dies kann durch begleitende Krankheiten wie Diabetes mellitus oder arterielle Hypertonie noch begünstigt werden (Sturnieks et al., 2008). Personen ohne Einschränkungen des visuellen Systems weisen die geringste Sturzrate auf (Sturnieks et al., 2008).

Das vestibuläre System, das die Lage und Bewegung des Kopfes im Raum detektiert, ist eine weitere wichtige Einflussgröße des Gleichgewichtes. Eine Störung bzw. Minderung der vestibulären Leistung kann ab einem Alter von 70 Jahren beobachtet werden und geht mit nur leichten Beeinträchtigungen des Gleichgewichts bis hin zu anhaltendem Schwindel einher (Fife & Baloh, 1993; Sturnieks et al., 2008).

Rückmeldungen über Spannungen, Vibrationen und Druck erhält der Mensch durch die propriozeptiven Rezeptoren im Körper. Störungen dieses Systems durch Erkrankungen wie Diabetes mellitus oder Alkoholabusus sowie andere Krankheiten, die das periphere Nervensystem betreffen, können zu einer Reduktion des Gleichgewichtvermögens führen. Physiologisch ist der Abbau von Vater-Pacini-Körperchen sowie Meissner-Tastkörperchen im Alter, die zu einem reduzierten Vibrations- und Tastempfinden an den Fußsohlen führen können (Sturnieks et al., 2008).

Weitere strukturelle Veränderungen des menschlichen Körpers im Alter sind die Muskelatrophie ab Mitte des 20. Lebensjahres mit einem messbaren Rückgang der Kraft ab dem 50. Lebensjahr sowie die Abnahme des Reaktionsvermögens, die durch

Abbauprozesse im peripheren und zentralen Nervensystem erklärt wird (Sturnieks et al., 2008). Durch den Abbau muskuloskeletaler Funktionen kommt es zu Veränderungen des Blutdrucks, die wiederum zu einem Anstieg der orthostatischen Dysregulation führen können (Berry & Miller, 2008).

Die alters- und/oder krankheitsbedingte Abnahme des Gleichgewichtes kann gemessen und mit Hilfe von gezieltem Training in gewissem Maß korrigiert werden. Die am weitesten verbreitete Art, das Gleichgewicht apparativ zu testen, ist die Bestimmung des „Center of pressure“ (CoP) mit Hilfe einer Kraftmessplatte (Ciešlik et al., 2016). Ein Vergleich zwischen älteren Menschen mit und ohne Sturzanamnese sowie gesunden jungen Probanden zeigte bezüglich des Center of pressure (CoP) beim Stand auf einer Kraftmessplatte, dass ältere Probanden mit positiver Sturzanamnese vermehrt in anterior-posterior Richtung schwanken und dabei eine höhere Muskelaktivität an den unteren Extremitäten ausweisen, als die jungen Probanden. Zwischen den älteren Probanden mit und ohne Sturzanamnese konnte kein Unterschied festgestellt werden (Laughton et al., 2003). Im Alter scheint es generell zu einer Reduktion des statischen Gleichgewichts zu kommen, die als zunehmende Schwankungen auf einer Kraftmessplatte im Stehen gemessen werden konnten. Dieses Phänomen ist bereits ab einem Alter von 40 – 49 Jahren nachweisbar (Era et al., 2006). Zudem nimmt auch das dynamische Gleichgewicht unter single- und dual-task-Aufgaben im Alter ab. Ebenso ist eine Reduktion der Gehgeschwindigkeiten im Vergleich zu jüngeren Probanden nachgewiesen worden (Granacher et al., 2010). Eine verstärkte Aktivität der Beinmuskulatur beim einfachen Stand auf beiden Beinen scheint ein Indikator für ein reduziertes Gleichgewichtsgefühl zu sein. Die Position kann nur aufrechterhalten werden, wenn durch die Muskulatur ständig kleine Ausgleich- und Korrekturbewegungen vollzogen werden. Ebenso konnte bei älteren Probanden in Bezug auf das reaktive Gleichgewicht eine verlangsamte Latenzzeit, eine reduzierte Reflexaktivität und eine erhöhte muskuläre Koaktivität beobachtet werden (Granacher et al., 2010).

In einer Metaanalyse von 23 Studien zeigten Störungen des Gleichgewichtes eine Vergesellschaftung mit einem erhöhten Sturzrisiko (Muir et al., 2010). Balancestörungen, die auf einer Kraftmessplatte vor allem als „root mean square amplitude in medial-lateral direction“ beschrieben werden können, gehen unter single-task-Bedingungen ebenfalls mit einer erhöhten Sturzneigung einher. Das gilt vor allem

in Kombination mit den Risikofaktoren einer positiven Sturzanamnese, Medikamentengebrauch und dem weiblichen Geschlecht. Zudem zeigen Probanden mit multiplen Stürzen einen engeren Stand im Vergleich zu den nicht gestürzten (Swanenburg et al., 2010).

Ältere Menschen mit einer positiven Sturzanamnese weisen bei Gleichgewichtstest mit geschlossenen Augen eine signifikant erhöhte Verschiebung des COP in medio-lateraler, jedoch nicht in anterior-posteriorer Richtung auf. Ebenso weisen diese Probanden größere Schwankungen des COP auf (Melzer et al., 2010).

Die Messwerte der Gleichgewichtstestung reichen jedoch zur Abschätzung des Sturzrisikos nicht aus. Entscheidend ist zudem noch das Vorliegen von Komorbiditäten oder Behinderungen. In einer Studie mit 221 Heimbewohnern (Altersrange 18-100 Jahre) wurde mit Hilfe der „Tinetti assessment battery“ (TAB) ein Score ermittelt. Anhand des TAB Scores wurden die Probanden zu einer der Gruppen mit hoher, moderater oder niedriger Sturzgefahr zugeordnet. In den anschließend durchgeführten klinischen Tests zur Beurteilung des Gleichgewichts und der Gangleistung (Aufstehen von einem Stuhl, Einbeinstand etc.) konnte festgestellt werden, dass die Probanden mit einer Behinderung der oberen Extremitäten von mehr als 50 %, mit einem Schlaganfall, mit Herzerkrankungen, Arthritis, Gelenkerkrankungen, Diabetes mellitus oder arterieller Hypertonie ein höheres Sturzrisiko aufwiesen, als durch den TAB Score vorhergesagt wurde. Kognitive Einschränkungen und psychiatrische Erkrankungen gehen ebenfalls mit Gang- und Gleichgewichtsproblemen einher (Al-Momani et al., 2016).

### 3.4. Gang- und Gleichgewichtsveränderungen als Sturzursachen im Alter

Die Ursachen für Stürze im Alter sind mannigfaltig und lassen sich am besten grob in intrinsische und extrinsische Faktoren einteilen. Als intrinsische Faktoren versteht man die Faktoren, die sich auf den Körper oder dessen Funktionen beziehen. Beispielhaft können als intrinsische Faktoren für ein erhöhtes Sturzrisiko eine reduzierte Sehleistung, altersbedingte Verknöcherungen des Innenohrs, der Abbau der Muskelmasse und der Propriozeptoren und eine altersbedingte Atrophie von Teilen des zentralen Nervensystems angeführt werden. Der altersbedingte Krafrückgang betrifft vor allem die unteren Extremitäten und ist vermutlich eine Folge von reduzierter körperlicher Aktivität (Granacher et al., 2014). Der altersbedingte Krafrückgang scheint aber nicht allein auf den Rückgang der Muskelmasse zurückzuführen zu sein. Auch neuronale Abbauprozesse spielen vermutlich eine Rolle beim Krafrückgang älterer Personen (Delmonico et al., 2009).

Extrinsische Faktoren sind Faktoren, die von außen auf den Körper einwirken, wie zum Beispiel die Lichtverhältnisse, Treppenstufen, Teppichkanten, das Schuhwerk oder ein unebener Untergrund. Der Einfluss der intrinsischen und extrinsischen Faktoren auf das Sturzrisiko verändert sich mit dem Alter und ist zudem geschlechtsabhängig (Grundstrom et al. 2012; Deandrea et al, 2013). Laut einer Studie von Morfitt (1983) sind 50% der Stürze von über 80-Jährigen auf intrinsische Ursachen zurückzuführen. Vor allem Gleichgewichts- und Gangunsicherheiten sind wichtige Sturzursachen und sind in rund 17% aller Sturzereignisse auch dessen Auslöser (Rubenstein & Josephson, 2002).

Männer zeigen bei den  $\geq 85$ -Jährigen an sich ein 41% höheres Sturzrisiko als Frauen (Grundstrom et al., 2012; Deandrea et al., 2013). Neben dem männlichen Geschlecht sind weitere Risikofaktoren ein erhöhter „Body Mass Index“ (BMI), ein generell schlechter Gesundheitsstatus, schlechter und insuffizienter Schlaf, die Notwendigkeit zur Verwendung von Stöcken oder anderen Gehhilfen, der Konsum von Alkohol oder ein Schlaganfall in der Anamnese (Grundstrom et al., 2012). Der Gebrauch von Gehhilfen und der Konsum von Alkohol sind zudem assoziiert mit einem erhöhten Verletzungsrisiko bei Stürzen. Dabei spielt die Menge und Häufigkeit des Alkoholkonsums keine Rolle (Grundstrom et al., 2012). Bereits das Rückwärtsgehen

als single-task ist bei älteren Menschen im Vergleich zu jungen Probanden deutlich eingeschränkt und kann ein zusätzliches Sturzpotential bilden (Fritz et al., 2012).

In einer Metaanalyse mit 18 einbezogenen Studien wurden Risikofaktoren für Stürze für Bewohner von Pflegeeinrichtungen und Patienten in Krankenhäusern ermittelt. Als Prädiktoren für ein erhöhtes Sturzrisiko wurden die Faktoren bestimmt, die in mindestens drei der achtzehn Studien unter vergleichbaren Studienbedingungen als Risikofaktoren identifiziert wurden. Für Heimbewohner zeigen sich vor allem eine positive Sturzanamnese sowie der Gebrauch von Gehhilfen und moderate Behinderungen mit einem erhöhten Sturzrisiko assoziiert. Für hospitalisierte Patienten ist ebenfalls die positive Sturzanamnese ein Prädiktor für ein erhöhtes Sturzrisiko (Deandrea et al., 2013). Das Bestehen von Sehbehinderungen ist laut der Metaanalyse kein Risikofaktor für einen Sturz. Das Gleiche gilt für Depressionen, einen Schlaganfall in der Anamnese oder Inkontinenz. Sedativa, Antidepressiva und zahlreiche andere Medikamente sind direkt mit dem Sturzrisiko assoziiert (Deandrea et al., 2013).

In einem Review von Ambrose et al. (2013) werden Gleichgewichts- und Gangstörungen, Polypharmazie sowie eine positive Sturzanamnese als Risikofaktoren identifiziert. In dieser Arbeit werden zudem das erhöhte Alter, das weibliche Geschlecht, Sehbehinderungen sowie kognitive Störungen/Erkrankungen als Risikofaktoren benannt. Menschen über 85 Jahren haben ein viermal so hohes Risiko zu stürzen wie die 65 - 84-Jährigen. Das steigende Sturzrisiko mit zunehmendem Alter ist laut der Autoren auf den Abbau muskuloskelettaler, kardiovaskulärer, visueller, vestibulärer und propriozeptiver Prozesse, also intrinsische Faktoren, zurückzuführen. Hinzu kommt eine Abnahme der Koordination, der posturalen Reaktion sowie der kognitiven Prozesse (Ambrose et al., 2013).

Als weitere intrinsische Risikofaktoren werden von Tuunainen et al. (2014) vestibuläre Störungen, Mobilitäts- und Gangunsicherheiten, die mit einer chronischen Instabilität einhergehen sowie Beinahe-Synkopen beschrieben (Tuunainen et al., 2014).

Sowohl das weibliche Geschlecht als auch die Sehbehinderungen werden in anderen Studien explizit nicht als Risikofaktoren beschrieben (Deandrea et al., 2013). Jedoch können auch extrinsische Faktoren wie geringe Umgebungsbeleuchtung, Bettvorleger oder andere Einrichtungsgegenstände sowie das Tragen von Slippers zu einem Anstieg des Sturzrisikos führen (Ping & Xiaohua, 2012; Ambrose et al., 2013). Immerhin finden 78 % aller Stürze zuhause und damit in gewohnter und häufig

frequenter Umgebung statt (InVS, 2007). Somit könnte eine Sturzprävention bereits mit der altersgerechten Einrichtung des Lebensraums beginnen. Stürze durch externe Faktoren (Ausrutschen oder Stolpern) werden mitunter als die häufigsten Sturzursachen angesehen (Gilasi et al., 2015).

Der Gang des älteren Menschen unterscheidet sich auch bei gesunden Menschen in einigen Parametern. Unverändert bleibt im Alter die Ganggeschwindigkeit. Jedoch sind die Stütz- und Doppelstützphasen bei den älteren Menschen im Vergleich zu jungen Probanden verlängert (Leuchte & Luchs, 2005). Andere Studien konnten Unterschiede im Sinne einer reduzierten Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge und Schrittzeit im Vergleich zu jüngeren Probanden feststellen. Der Unterschied wurde besonders auf unebenem Untergrund deutlich, zeigte sich jedoch auch bereits auf ebenem Untergrund (Menz et al., 2003). Ältere Menschen mit einem gestörten Gangbild im Sinne einer reduzierten Ganggeschwindigkeit, einer kürzeren Schrittlänge und einer verlängerten Stützphase sowie einer erhöhten Variabilität der Parameter Schrittlänge und Schwingphase sind sturzgefährdeter als ältere Menschen ohne diese Einschränkungen des Gangs (Taylor et al., 2013).

Im Vergleich von gesunden und körperlich aktiven älteren und jüngeren Probanden konnte bei den älteren Probanden eine Abnahme der Schrittlänge bei gleicher Schrittfrequenz beobachtet werden. Zudem fielen eine verlängerte bipedale Standzeit und eine reduzierte Abdruckkraft auf. Diese vermutlich physiologischen Veränderungen des Gangbildes führen zum Erreichen eines sichereren Gangs im Alter (Winter et al., 1990).

### 3.5. Dual-task-Situationen und deren Einflüsse auf den menschlichen Gang

Unter „dual-task“ versteht man das simultane Ausführen von zwei Aufgaben. Bei der Sturzprävention und speziell bei der Ganganalyse besteht die erste Aufgabe häufig im Gehen. Die zweite Aufgabe kann dann ebenfalls motorischer Natur, zum Beispiel das Tragen einer Tasse, oder auch kognitiver Natur sein, zum Beispiel das Lösen von Mathematikaufgaben. Im Rahmen dieser dual-task-Aufgaben kann es vorkommen, dass ansonsten automatisch ablaufende Prozesse, wie das Gehen, durch die konkurrierende Aufgabe gestört werden oder bewusst durchgeführt werden müssen. Die Einflüsse einer zweiten Aufgabe während des Gehens können sich auf verschiedene Arten auf den menschlichen Gang auswirken. Gerade ältere Probanden können eine Veränderung der Gehgeschwindigkeit, der Schrittfrequenz, der Schritt- oder Standzeit zeigen (Hausdorff et al., 2008; Wild et al., 2013; Lamothe et al., 2011). Mit steigender Komplexität der konkurrierenden Aufgabe wird der Einfluss auf den Gang immer bedeutsamer und führt bei jüngeren und älteren Probanden zu einer Abnahme der Gehgeschwindigkeit. Die größere Reduktion der Gehgeschwindigkeit unter dual- oder multi-task-Bedingungen findet sich jedoch bei älteren Probanden im Vergleich zu jüngeren Probanden (Granacher et al., 2010). Wird der konkurrierenden Aufgabe zu viel Aufmerksamkeit gewidmet, kann sich das Sturzrisiko während des Gehens sogar erhöhen, wie eine Studie von Beauchet et al. (2007) vermuten lässt. Das Vorliegen einer zweiten Aufgabe kann sogar den Gang junger Probanden negativ beeinflussen. So konnte in einer Studie von Beauchet et al. (2005) an 49 gesunden Probanden mit einem Durchschnittsalter von 24 Jahren eine Reduktion der Ganggeschwindigkeit sowie eine Zunahme der Variabilität der Schrittzeit bei gleichzeitigem Rückwärtszählen festgestellt werden. Zudem zeigte sich ein Rückgang der Rechenoperationen unter dual-task-Bedingungen im Vergleich zum Zählen im Sitzen (Beauchet et al., 2005). Der Gang kann sowohl durch kognitive als auch motorische dual-tasks beeinflusst werden. Das trifft auch dann zu, wenn die motorische dual-task aus einer Störung des normalen Gangbildes, zum Beispiel durch Veränderungen des Schuhwerks, besteht (Nnodim et al., 2016).

Änderungen des Gangs unter dual-task-Bedingungen sind ein starker Prädiktor für künftige Sturzereignisse. Der Zusammenhang zwischen Leistungen unter dual-task-Bedingungen und Stürzen ist größer als zwischen single-task-Leistungen und zukünftigen Sturzereignissen (Muir-Hunter & Wittwer, 2016). Oftmals können

Gangstörungen erst durch Kombinationen mit einer zweiten Aufgabe diagnostiziert werden (Wolf et al., 2012).

Für den Parameter „Ganggeschwindigkeit“ scheint sogar die Leistung unter single-task-Bedingungen aussagekräftig für künftige Sturzereignisse zu sein. Unter dual-task- und single-task-Bedingungen lassen sich Probanden, die zu Stürzen neigen oder ein erhöhtes Sturzrisiko haben, anhand ihrer Gangparameter diskriminieren (Howcroft et al., 2016). Die Veränderungen der Ganggeschwindigkeit als Prädiktor für zukünftige Stürze gilt sowohl unter single- als auch unter dual-task-Bedingungen (Memant et al., 2014).

Im Gegensatz dazu scheinen zur Vorhersage von künftigen Sturzereignissen die „Center of pressure“ (CoP) Parameter, wie die Geschwindigkeit oder die Auslenkung des CoP, sowie die Reaktionszeiten keine wesentliche Rolle zu spielen. Auch die Tests zur Bestimmung des Gleichgewichts während des Gehens können keine Aussage über künftige Stürze machen (Yang et al., 2015).

Doch nicht die Art der zweiten Aufgabe, sondern ihre Komplexität scheint das Ausmaß der Störung zu determinieren. Die durchschnittliche Gehgeschwindigkeit von 3728 Probanden aus 22 Studien lag in einer Metaanalyse bei  $> 1,0$  m/s. In allen Studien kam es zu einer Beeinflussung der Gehgeschwindigkeit unter einer kognitiven dual-task-Bedingung. Dabei spielte die Art der kognitiven Aufgabe keine wesentliche Rolle. Unter dual-task-Bedingungen wurde die Gehgeschwindigkeit von durchschnittlich  $1,21 \pm 0,13$  m/s auf  $1,02 \pm 0,16$  m/s reduziert (Smith et al., 2016). Jedoch hat der Schwierigkeitslevel der kognitiven Aufgabe einen Effekt auf den menschlichen Gang. Je komplexer eine kognitive dual-task ist, umso mehr wird das Gangbild durch die konkurrierende Aufgabe gestört (Hagner-Derengowska et al., 2016). Dieses Phänomen scheint auch für das statische Gleichgewicht zuzutreffen, wie eine Studie von Shumway-Cook et al. (1997) vermuten lässt. In der Studie wurde der Einfluss der kognitiven Zweitaufgabe mit Zunahme der Komplexität auf das Gleichgewicht von älteren Probanden zunehmend deutlicher und unterschied sich von den Ergebnissen der jungen Probanden (Shumway-Cook et al., 1997).

Bei gesunden Probanden wirkt sich die Vorgabe eines „Gehrhythmus“, zum Beispiel durch akustische Reize, negativ auf die Variabilität der Schrittzeit aus. Im Gegensatz dazu führt bei Menschen mit neurologischen Erkrankungen die Vorgabe eines festen Rhythmus eher zu einer Abnahme der Variabilität. Werden die gesunden Probanden neben der Rhythmusvorgabe noch mit einer zweiten Aufgabe (dual-task) belegt,

gleicht sich die Variabilität den Ausgangsbedingungen wieder an (Hamacher et al., 2016). Der Effekt, dass die dual-task-Aufgabe den Einfluss der Rhythmusvorgabe verringert, könnte an einer Fokussierung der Probanden auf die konkurrierende Aufgabe liegen oder auch an konkurrierenden Hirnarealen, die die Bewegung wieder vermehrt über spinale Automatismen steuern lassen (Hamacher et al., 2016).

Besonders gefährdet für erneute Stürze sind Menschen, bei denen eine Erkrankung des zentralen Nervensystems vorliegt und Menschen, die aufgrund von Stürzen in der Vergangenheit Angst vor erneuten Stürzen haben. Das macht sich auch in der Ganganalyse bemerkbar.

In einer Studie zur Beurteilung der Auswirkung einer senilen Depression auf die Gangvariabilität zeigte sich im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe eine erhöhte Variabilität der Schrittzeit, Ganggeschwindigkeit und Schwungzeit unter dual-task-Bedingungen (Gabel et al., 2015).

Bekannt ist, dass es bereits bei Vorliegen einer geringen kognitiven Störung, zum Beispiel einer beginnenden Alzheimererkrankung, zu einem Anstieg der Variabilität der Schrittzeit kommt. In einer Studie mit insgesamt 126 Probanden wurde anhand des Koeffizienten der Variation (CoV) die Variabilität der Schrittzeit und der Ganggeschwindigkeit unter kognitiven dual-task-Bedingungen (Rückwärtszählen) ermittelt. Es konnte gezeigt werden, dass es bei Menschen mit einer leichten kognitiven Störung unter dual-task-Bedingungen zu einer erhöhten Variabilität der Schrittzeit kommt (Beauchet et al., 2016).

Menschen mit Angst vor Stürzen weisen in der Ganganalyse ein verändertes Gangbild auf. Dieses Gangbild ist gekennzeichnet durch eine reduzierte Ganggeschwindigkeit und Schrittlänge sowie eine gesteigerte doppelte Standphase und Schrittweite unter single- und dual-task-Bedingungen (Donoghue et al., 2013).

Aufgrund von typischen Veränderungen des Gangbildes unter dual-task-Bedingungen, könnten diese zukünftig zur Diagnostik von Erkrankungen des ZNS beitragen. Mit Hilfe der Ganganalyse und der dual-task-Kosten wurde bereits versucht, spezielle Gangbilder einzelnen Erkrankungen zuzuordnen. Anhand der Gangparameter Schrittfrequenz und „stride regularity“ (Regelmäßigkeit) konnten mit Hilfe der unterschiedlichen dual-task-Kosten drei verschiedene Phänotypen ausfindig gemacht werden (Auvient et al., 2016). Ob eine Zuordnung zu speziellen Krankheitsbildern, wie der Demenz oder dem Parkinson, gelingt, muss in weiteren Studien erforscht werden.

Sollte sich eine beginnende kognitive oder somatische Erkrankung anhand eines typischen Gangbildes erkennen lassen, könnte die Ganganalyse zukünftig einen wertvollen Beitrag zur Diagnostik und Differentialdiagnostik dieser Erkrankungen leisten.

Es ist bereits nachgewiesen worden, dass sich der Einfluss der dual-task auf den menschlichen Gang durch sportliche Interventionen positiv beeinflussen lässt. Dadurch kommt es zusätzlich zu einer Verbesserung der Gangparameter unter single-task-Bedingungen. Nach einer 12-wöchigen Tai-Chi Intervention konnte ein Anstieg der Ganggeschwindigkeit unter single- und dual-task-Bedingungen gesehen werden. Die dual-task-Kosten, als prozentuale Änderung der Geschwindigkeit zwischen single- und dual-task-Bedingungen, blieben unverändert (Manor et al., 2014).

Auch wenn die Interventionen sowohl einen positiven Einfluss auf die single- als auch die dual-task-Aufgaben haben, ist der Inhalt des Interventionsprogramms nicht beliebig.

Interventionen, die auf eine Verbesserung der dual-task-Leistung der Probanden abzielen, sollten auch dual-task-Inhalte bieten. Zwar führen auch single-task-Interventionen zu einer Verbesserung der dual-task-Leistung, aber nicht in dem Ausmaß, wie es bei einer dual-task-Intervention der Fall ist. Das trifft sowohl für das Gleichgewicht als auch die Ganggeschwindigkeit zu (Theill et al., 2013; Taylor-Piliae et al., 2014; Konak et al., 2016).

### 3.6. Die Variabilität des menschlichen Gangs

Gangunsicherheiten können unter single- und dual-task-Aufgaben nicht nur anhand der Mittelwerte und Standardabweichungen der einzelnen Gangparameter in Raum und Zeit bestimmt werden. Die Variabilität der Gangparameter von Schritt-zu-Schritt gibt ebenfalls wertvolle Hinweise auf pathologische Gangmuster. Einer erhöhten Schritt-zu-Schritt-Variabilität wird der Wert eines Frühsymptoms einer Ganginstabilität zugeschrieben (Kressig, 2006). Steigt die Gangvariabilität unter einer dual-task-Aufgabe an, ist die Gefahr für einen Sturz gegenüber den Probanden mit konstanter Variabilität erhöht (Kressig, 2011).

Als Variabilität des Gangs werden die Veränderungen der spatio-temporalen Gangparameter zwischen den einzelnen Schritten bezeichnet. Berechnet wird die Variabilität häufig als Koeffizient der Variation der einzelnen Parameter.

$$CV = SD/MW * 100 \text{ (Gschwind \& Bridenbaugh, 2011)}$$

Bei gesunden älteren Probanden kommt es zu einer Zunahme der Variabilität für die temporalen Gangparameter beim Gehen mit gleichzeitiger kognitiver oder motorischer dual-task. Die Gangvariabilität steigt nochmals an, wenn nicht nur eine konkurrierende Zusatzaufgabe zum Gehen hinzukommt, sondern eine simultane Kombination aus einer motorischen und kognitiven Zusatzaufgabe besteht (Laessoe et al., 2008). Aber auch unter single-task-Bedingungen scheint die Gangvariabilität, mit Ausnahme der Doppelschrittweite, ab einem Alter von 50 Jahren zuzunehmen (Verlinden et al., 2013). Eine gesteigerte Variabilität kann zum Beispiel bei Menschen mit einem Schlaganfall beobachtet werden (Hausdorff et al., 2003; Brach et al., 2010), tritt aber auch physiologisch ab dem 40. bis 50. Lebensjahr auf (Terrier et al., 2015). Bei jungen und gesunden Menschen variiert der Koeffizient der Variation nur um wenige Prozent und die Schritt-zu-Schritt-Veränderungen sind lediglich gering (Gabell & Nayak, 1984; Hausdorff et al., 1997; Terrier & Schutz, 2003). Die Gangvariabilität wird nicht nur durch zentralnervöse Prozesse beeinflusst, sondern kann auch durch andere physiologische Faktoren, wie den Herzschlag oder kardiovaskuläre Veränderungen, und auch durch die geistige Gesundheit verändert werden (Hausdorff et al. 1994; Schaafsma et al., 2003; Hausdorff et al., 2003).

Neben den einzelnen Gangparametern kann ein „Gait Variability Index“ (GVI), bestehend aus neun spatio-temporalen Parametern, berechnet werden. Die neun Gangparameter sind die Schrittlänge (step length), die Doppelschrittlänge (stride length), die Schrittzeit (step time), die Doppelschrittzeit (stride time), die Dauer der Schwungphase (swing time), die Dauer der Standphase (stance time), die Zeit der Einbein- (single support time) und Zweibeinunterstützung (double support time) sowie die Ganggeschwindigkeit (velocity) (Goulle et al., 2013; Balasubramanian et al., 2015). Ab der sechsten Lebensdekade sinkt der GVI und zeigt sich bei älteren Menschen regelhaft vermindert.

Eine erhöhte Gangvariabilität ist assoziiert mit einer gesteigerten Sturzgefahr (Roos et al., 2013) und kann durch sportliche Interventionen, zum Beispiel durch Tai-Chi und andere ganzheitlichen Sportprogramme, positiv beeinflusst werden (Eggenberger et al., 2015; Graveson et al., 2015; Wang et al., 2015).

### 3.7. Interventionen zur Verbesserung der Gangleistung und des Gleichgewichts durch Sport

Aufgrund der bekannten intrinsischen und extrinsischen Risikofaktoren für einen Sturz und der bekannten altersbedingten Veränderungen der Anatomie und Physiologie des alten Menschen wurde versucht, mit Hilfe von unterschiedlichen Trainingsprogrammen das Sturzrisiko für ältere Menschen zu reduzieren. Vielversprechend schienen vor allem Sportarten, die ein komplexes Anforderungsprofil aufweisen und aus einer Kombination von Kraft-, Ausdauer-, Gleichgewichts- und Flexibilitätsanteilen bestehen. Es sollte vor allem versucht werden, die intrinsischen Sturzrisikofaktoren wie Muskelschwäche, Gleichgewichtsdefizite und Gangunsicherheiten auszugleichen (Rubenstein & Josephson, 2002). Hinsichtlich des Gleichgewichtstrainings sollten alle o.g. Formen des Gleichgewichtes trainiert werden (Muehlbauer et al. 2012). Ein alleiniges Krafttraining scheint trotz des Vorliegens einer altersbedingten Sarkopenie nicht zielführend zu sein (Liu & Latham, 2009). Jedoch schon die Kombination aus Gleichgewicht- und Krafttraining kann die Anzahl der Stürze unter älteren Menschen um bis zu 50% senken (Carter et al., 2001; Chang et al., 2004).

Eine Sportart, die diesen Ansprüchen gerecht wird, ist das Tanzen. In einer Metaanalyse mit insgesamt 10 randomisierten, kontrollierten Studien und 680 älteren Probanden, die als Interventionsform das Tanzen beinhalteten, konnte jedoch lediglich in einer Studie eine Reduktion der Sturzgefahr im Vergleich zu herkömmlichen Altenpflege festgestellt werden (Veronese et al., 2017). Das Tanzen scheint aber einen positiven Einfluss auf die Angst vor Stürzen zu haben (Veronese et al., 2017).

Rehfeld et al. (2017) konnten andererseits in einer Studie, in der die Effekte von Tanz- und Fitnesssport auf die neuronale Plastizität des Hippocampus und das Gleichgewicht von gesunden Senioren/Innen erforscht wurde, belegen, dass es bei den durchschnittlich 68 Jahre alten Probanden nach einem 18-monatigen Tanz- bzw. Fitnesstraining zu positiven Veränderungen der Hirnstruktur kommt. In beiden Gruppen konnte eine Zunahme des hippocampalen Volumens im MRT gemessen werden. Zudem zeigte die Tanzgruppe noch ein verbessertes Gleichgewicht im Vergleich mit der Fitnessgruppe (Rehfeld et al., 2017).

Nach Studienlage scheint aber kein direkter Einfluss auf die Sturzrate durch Folk- und Standardtänze bei gesunden Heimbewohnern zu bestehen (Merom et al., 2016).

Häufiges Training des Gleichgewichts, z.B. durch das Tanzen, ermöglicht eine schnellere Anpassung an plötzlich auftretende störende Einflüsse von außen. Erfahrene Tänzer können auf Störungen des Gleichgewichts von außen besser reagieren als untrainierte Menschen, schneiden aber im Vergleich schlechter ab als Berufsseefahrer, die ständigen Störungen des Gleichgewichts von außen ausgesetzt sind. (Duncan et al., 2016). Gleichgewicht scheint somit nachhaltig trainierbar zu sein und bietet nicht nur die Möglichkeit zur kurzfristigen Adaptation an neue und plötzlich auftretende Gleichgewichtsstörungen von außen.

Das Gleichgewichtstraining, unabhängig vom Alter der Probanden, kann auch in Ballsportarten das generelle Verletzungsrisiko der Sportler senken und sollte daher ein fester Bestandteil des Trainings sein (Hubscher et al., 2010). Es gibt bislang jedoch keine Richtwerte über für den optimalen Umfang und die Intensität von Gleichgewichtsübungen (Taube, 2013).

### 3.8. Interventionsprogramme zur Verbesserung des Gangbildes und des Gleichgewichtes durch Martial Arts

Kampfsportarten zeichnen sich durch ein ganzheitliches Training mit Kräftigungs-, Schnelligkeits-, Ausdauer-, und Gleichgewichtsübungen sowie durch komplexe Bewegungsabläufe wie Katas (festgelegte Stoß- und Trittabfolge als Kampf gegen einen imaginären Gegner) aus. Aufgrund dieses Anspruchs- und Anforderungsprofils wurden Interventionen zur Sturzprophylaxe durch Verbesserung des Gangs und des Gleichgewichts häufig unter Verwendung einer Kampfsportart durchgeführt. Ein ganzheitliches Training, wie es bei Tai-Chi und anderen Kampfsportarten der Fall ist, scheint besser zur Sturzprophylaxe geeignet zu sein als ein isoliertes Training der unteren Extremitäten (Hwang et al., 2016). Nach einer 6-monatigen Intervention mit Tai-Chi konnte das Gleichgewicht signifikant gegenüber einer Kontrollgruppe erhöht und die Sturzgefahr über einen Beobachtungszeitraum von 6 Monaten reduziert werden (Li et al., 2004). Aufgrund des sanften Charakters scheint vor allem das chinesische Tai-Chi besonders geeignet zu sein, um auch in Trainingsgruppen mit älteren Teilnehmern angewendet zu werden.

Tai-Chi wurde bereits erfolgreich in der Rehabilitation von peripheren vestibulären Schäden eingesetzt und zeigte sich bezüglich der Verbesserung der Gangparameter und des Gleichgewichtes genauso wirksam wie die anerkannte herkömmliche vestibuläre Rehabilitation (McGibbon et al., 2005). In einer Metaanalyse von 7 Studien konnte für das Tai-Chi ein positiver Effekt auf den „Timed-Up and Go“ Test sowie eine signifikante Verbesserung des Gleichgewichts, gemessen durch die Dauer des Einbeinstandes, nachgewiesen werden (Huang et al., 2015). Ähnliche Ergebnisse zeigten Lu et al. (2016) auf, in deren Studie die Teilnehmer einer Tai-Chi Intervention nach 16 Wochen ein verbessertes Gleichgewicht unter dual-task-Bedingungen aufwiesen und die kognitive Zweitaufgabe mit weniger Fehlern bewältigten (Lu et al., 2016).

Nachdem Tai-Chi seine Wirksamkeit zur Verbesserung der Lebensqualität und die Gangparameter bewiesen hatte, wurden spezielle Bewegungsprogramme auf Basis der traditionellen Tai-Chi Techniken entwickelt, um den positiven Einfluss auf das Gleichgewicht noch zu verbessern (Li, 2014). In einer Folgestudie untersuchte der Autor den Einfluss des Tai Ji Quan Programms auf die „Limits of stability“ (LOS) (s.u.). Im Einzelnen wurden die Endpunkte der Bewegung, die Bewegungsgeschwindigkeit

und die Richtungskontrolle gemessen, Zusätzlich wurde ein „Timed-Up and Go“ Test sowie ein „50-foot speed walk“ durchgeführt. Nach einem 48-wöchigen Training konnten signifikante Verbesserungen in allen drei Parametern des LOS sowie dem „Timed-Up and Go“ und dem „50-feet speed walk“ gemessen werden (Li, 2014). Verschiedene mentale und motorische Trainingsinhalte aus dem chinesischen Kulturkreis wurde in einer Metaanalyse mit 9 Studien als „chinese exercise“ zusammengefasst und untersucht. Es konnte herausgearbeitet werden, dass Patienten nach einem Schlaganfall ihr Gleichgewicht, gemessen mit dem „Borg Balance Score“ (BBS), signifikant verbessern konnten. Das gilt zudem für die „Short Physical Performance Battery“ (SPPB), die „Functional walking scale“ als auch für die „Limits of stability“ (Chen et al., 2015).

Andere Studien zeigten jedoch auch Grenzen des Tai-Chi Trainings bezüglich seiner Wirksamkeit zur Verbesserung von Gang- und Gleichgewichtsparametern auf.

Bei Menschen mit einer Parkinsonerkrankung scheint ein 16-wöchiges Tai-Chi Training keinen signifikanten Einfluss auf die Gangperformance oder die Initiierung des Gangs zu haben (Amano et al., 2013). In einer Metaanalyse von 8 Studien wurde herausgearbeitet, dass Tai-Chi die motorischen Funktionen, gemessen an der spezifischen Skala „Unified Parkinson´s Disease rating Scale III“ (UPDRS III), das Gleichgewicht und die funktionelle Mobilität bei Parkinsonpatienten verbessert, jedoch keinen Benefit hinsichtlich der Ganggeschwindigkeit, der Schrittlänge oder Gangausdauer zeigt (Yang et al., 2014).

Ein 12-wöchiges Tai-Chi Training zeigte signifikante Verbesserungen in der „Short Physical Performance Battery“. Die „Berg Balance Scale“ oder der „Timed-Up and Go“ Test konnten nicht signifikant verbessert werden (Manor et al., 2014).

In einer Studie mit 76 älteren Probanden wurden unter Verwendung des NeuroCom Balance Master mit den Protokollen eines statischen Balancetests (Modified Clinical Tests of Sensory Interaction on Balance and Unilateral Stance) sowie eines dynamischen Balancetests (Walk Across Test and Sit-to-stand Transfer Test) Tänzer mit Tai-Chi Sportlern verglichen. Es zeigt sich, dass sich die Tai-Chi Teilnehmer hinsichtlich ihres Gleichgewichts auf zwei Beinen mit geöffneten Augen verbesserten, während die Tänzer sich im Einbeinstand mit geschlossenen Augen verbessern konnten. Die Tai-Chi Gruppe erzielte zudem eine schnellere Ganggeschwindigkeit, kürzere Zeiten beim Transfer vom Sitzen in den Stand sowie ein besseres Gleichgewicht im Stehen beim „Sit-to-stand“ Test (Rahal et al., 2015).

Wie bereits weiter oben beschrieben, stellt auch die Angst vor erneuten Stürzen selbst einen Risikofaktor für einen Sturz dar. In Studien wurde untersucht, ob sich die Angst vor Stürzen durch Tai-Chi signifikant reduzieren lässt.

Probanden, die zusätzlich zu einer 8-wöchigen Tai-Chi Intervention noch ein Verhaltenstraining bekamen, zeigten nach 2 und 5 Jahren eine signifikant reduzierte Angst vor Stürzen sowie eine verbesserte Lebensqualität (Huang et al., 2011).

Im Gegensatz dazu weist eine Cochrane Analyse mit 30 Studien Tai-Chi lediglich einen geringen Effekt auf die Angst vor Stürzen nach. Dieser Effekt scheint auch nur direkt nach der Intervention messbar zu sein. Ein Langzeiteffekt konnte nicht nachgewiesen werden (Kendrick et al., 2014).

Eine Metaanalyse zur Evaluation positiver Einflüsse des Tai-Chi auf Patienten mit Multiple Sklerose (MS) hat gezeigt, dass mit Hilfe des Tai-Chi die Lebensqualität und das Gleichgewicht gesteigert werden kann. Weitere positive Effekte bezogen sich auf die verbesserte Flexibilität, Beinkraft, den Gang und die Schmerzreduktion (Zou et al., 2017).

Wichtige Erkenntnisse über den Einfluss von Karatetraining auf das Gleichgewicht können von Sportarten mit ähnlichem Bewegungs- und Anforderungsprofil, wie beispielsweise dem Taekwondo, bezogen werden. In einer Studie mit 24 gesunden Probanden zwischen 40-71 Jahren konnte gezeigt werden, dass ein einjähriges Taekwondotraining zu einer Verbesserung der „motor orientation ability“, des Gleichgewichtes mit einer Reduktion der Schwankamplitude und des –wegs sowie zu einer Verbesserung des statischen Gleichgewichts in Sinne eines Einbeinstandes führt (Van Dijk et al., 2013). Die „motor orientation ability“ beschreibt die Fähigkeit eines Probanden, eine auslenkbare Kraftmessplatte, auf die der Proband steht, mit verbundenen Augen wieder in die Neutralposition zu bringen. Als „Messfühler“ steht dem Probanden dabei vor allem seine Propriozeption zur Verfügung.

In einer Studie von Wagner (2009) konnte der positive Einfluss eines Karatetrainings auf die Lebensqualität und die Hirnleistung von 113 über 50-jährigen Probanden nachgewiesen werden (Wagner, 2009). Neben dem standardisierten SF-36 Fragenbogen zur Lebensqualität wurden der Demtect-Test sowie der „Chair rising-Test“, der „Timed stand up and run-Test“, der Tandemgang, das Seilspringen und der blinde Einbeinstand verwendet, um die Effekte eines altersangepassten

Karatetrainings auf Neueinsteiger im Alter von über 50 Jahren zu überprüfen. Effekte auf die Physis der Probanden (Kraft, Ausdauer, Schnelligkeit, etc.) wurden nicht evaluiert.

Andere Studien legen nahe, dass sich das statische Gleichgewicht besser durch statische Übungen trainieren lässt als durch dynamische Übungen. Das gilt zumindest im Vergleich zwischen den Sportarten Schießen und Taekwondo für jüngere Frauen Mitte 20 Jahren (Negahban et al., 2013).

Andere Sportarten mit komplexen Bewegungsabläufen, wie das Tanzen, haben ebenfalls einen positiven Einfluss auf die dynamische Stabilität, wie z.B. auf die Stabilität des Körperstamms. Die Variabilität der Bewegungen des Körperstamms bleibt jedoch unverändert (Hamacher et al., 2016).

Ob eine Intervention Erfolg hat oder nicht, scheint sowohl von der Durchführungsdauer und dem Umfang abhängig zu sein als auch von dem Anspruch an die verschiedenen Komponenten des Gleichgewichtes.

In einem Vergleich zwischen erfahrenen und unerfahrenen Karateka konnte gezeigt werden, dass die langjährig erfahrenen Karatekas eine feinere Kontrolle über ihr dynamisches Gleichgewicht besitzen. Gemessen wurde dies mit Hilfe einer Kraftmessplatte und Berechnung des „Center of mass“ (CoM) in einer Studie mit insgesamt 10 Teilnehmern (Zago et al., 2015). Kritisch angemerkt werden muss jedoch, dass bei der Betrachtung der „CoM“ eher das statische als das dynamische Gleichgewicht gemessen wird.

In einem Vergleich zwischen 11-13 Jahre alten männlichen Kung Fu Sportlern, Schwimmern und einer Kontrollgruppe konnte gezeigt werden, dass die Kung Fu Sportler im Vergleich zu den anderen Gruppen einen sichereren uni- und bipedalen Stand haben, wenn die Augen geöffnet sind, die Schwimmer jedoch ein besseres bipedales Gleichgewicht mit geöffneten und geschlossenen Augen besitzen (Baccouch et al., 2015). Die Schwimmer scheinen ihr Gleichgewicht aufgrund der schlechteren Sicht unter Wasser sowie der erforderlichen Propriozeption und der Verwendung des vestibulären Apparates weniger auf visuelle Informationen zu stützen. Das gibt Hinweise darauf, dass die einzelnen Systeme, die in Kombination das Gleichgewicht ausmachen, einzeln und je nach Anforderung geschult werden können.

## 4. Forschungsdefizite und Hypothesenbildung

Das Gleichgewicht und die Veränderungen des Gangbildes unter dual-task-Bedingungen können zur Risikoabschätzung für zukünftige Sturzereignisse bei älteren Menschen herangezogen werden. Sowohl das Gleichgewicht als auch die Gangeigenschaften verändern sich mit dem Alter und unterliegen physiologischen und pathologischen Abbauprozessen. Zu diesen Abbauprozessen gehört unter anderem der Rückgang der neuro-muskulären Aktivität, verlangsamte Reflexe oder auch der Abbau kognitiver Funktionen (Berry & Miller, 2008; Sturnieks et al., 2008). Einige dieser Prozesse können durch eine sportliche Betätigung in ihrem Fortschreiten eingeschränkt oder sogar umgekehrt werden (Carter et al., 2001; Rubenstein & Josephson, 2002). In vergangenen Studien konnte bereits gezeigt werden, dass sportliche Interventionen nicht nur die Abbauprozesse verlangsamen oder sogar aufhalten, sondern indirekt auch positiv auf das Gleichgewicht und die dual-task-Leistung älterer Menschen wirken (Chang, 2004; Muehlbauer et al. 2012).

Als besonders wirksam haben sich Sportarten mit komplexen Bewegungsformen, wie z.B. das Tanzen, gezeigt (Rehfeld et al., 2017; Veronese et al., 2017). Sportarten, die ein komplexes Anforderungsprofil aufweisen und anteilig aus Kräftigungs-, Ausdauer-, Gleichgewichts- und Flexibilitätsanteilen bestehen, scheinen zur Sturzprophylaxe besser geeignet zu sein als Sportarten mit einseitigem Anforderungsprofil (Hwang et al., 2016). Vor allem die intrinsischen Sturzrisikofaktoren wie Muskelschwäche, Gleichgewichtsdefizite und Gangunsicherheiten können mit dieser Art von Training ausgeglichen werden (Rubenstein & Josephson, 2002). Zudem kommt es zu positiven Einflüssen auf die neuronale Plastizität des Hippocampus (Rehfeld et al., 2017).

Kampfsportarten besitzen, ähnlich wie das Tanzen, komplexe Bewegungsabläufe und sind in der Vergangenheit mehrfach Gegenstand der Forschung zur Sturzprophylaxe sowie körperlichen und geistigen Fitness von älteren Menschen gewesen. Studien, in denen das Tai-Chi als Intervention angewendet wurde, gaben Hinweise darauf, dass durch das regelmäßige Training einer asiatischen Kampfsportart das Gleichgewicht und die Gangleistung älterer Probanden verbessert werden können (Li et al., 2004, Hwang et al., 2016).

Das in Deutschland weit verbreitete Karate erhielt in den Studien zur Verbesserung der Gang- und dual-task-Leistung sowie des Gleichgewichts bislang nur wenig Berücksichtigung. Wagner (2009) konnte mittels SF 36 Fragebogen positive Einflüsse

auf die Lebensqualität sowie per Demtect-Test auf die kognitiven Funktionen und mittels „Chair-rising-Test“ und „Timed stand up and run-Test“ auf die motorische Agilität bei über 50-jährigen Karateeinsteigern nachweisen. Spezielle Untersuchungen zum Gleichgewicht und zur Gangleistung sowie zur dual-task-Leistung oder mit älteren Probanden wurden nicht durchgeführt.

In einer Studie von Zago et al. (2015) konnte gezeigt werden, dass Karateka im Alter zwischen 16 und 50 Jahren mit mehrjähriger Erfahrung ein besseres dynamisches Gleichgewicht besitzen als Karateeinsteiger. Jedoch wurden diese Versuche auf einer Kraftmessplatte unter Verwendung des „Center of mass“ durchgeführt und bilden eher das statische Gleichgewicht ab (Zago et al., 2015).

Trotz der ausgebildeten organisatorischen Strukturen und der Vernetzung des Karatesports in Deutschland sowie des Anforderungsprofils des Sports an den Sportler, war das Karate in bisherigen Studien nur selten im Fokus der Forschung zur Sturzprävention, insbesondere der Verbesserung der Gangleistung und dual-task-Leistung sowie des Gleichgewichtes. Aufgrund der Bewegungsaufgaben und –abläufe im Karate kann ein ähnlich positiver Effekt auf die Gang- und Gleichgewichtsleistung bei älteren Menschen erwartet werden wie bei dem Tai-Chi oder anderen Martial Arts. Zudem kommt es zu einer Stärkung der Muskulatur der unteren Extremitäten. Damit wäre auch eine indirekte Reduktion des Sturzrisikos aufgrund intrinsischer Faktoren in dieser Altersgruppe zu vermuten.

Zur Bestätigung der vermuteten Verbesserung des Gleichgewichts und der Gangleistung durch Karatetraining für ältere Menschen ist eine validierte Datenerhebung mittels Ganganalyse und etablierter dual-task-Tests obligat. Zudem sollte die dynamische und statische Gleichgewichtsfähigkeit zur besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse quantitativ gemessen werden.

Aus bisherigen Studien ist bekannt, dass ein vielseitiges Fitnessstraining mit den o.g. Elementen sowohl die Gangleistung als auch die Gleichgewichtsfähigkeit positiv beeinflussen kann (Lord et al., 1996; Baumann, 2005; Nieder, 2009; Staub & Nieder, 2009). Daher wurde im Rahmen dieser Studie mit einer zweiten Interventionsgruppe ein ganzheitliches Fitnessstraining mit Elementen aus Sportspielen sowie kombinierten Kraft-, Gleichgewichts-, Koordinations- und Ausdaueraufgaben durchgeführt. Damit sollen eventuelle Unterschiede hinsichtlich der Wirkung des Karate- und

Fitnessstrainings aufgezeigt werden. Die wissenschaftlich belegten positiven Einflüsse eines Fitnessstrainings auf die Gang- und Gleichgewichtsleistung dienen als Referenz für die vermuteten positiven Effekte des Karatetrainings auf den Gang und das Gleichgewicht.

Zielstellung der Studie ist die erstmalige Evaluation möglicher positiver Effekte auf das Gleichgewicht und den Gang unter dual- und single-task-Bedingungen durch ein 5-monatiges Karatetrainings für ältere Menschen durch die Anwendung einer Ganganalyse unter single- und dual-task-Bedingungen sowie eines standardisierten Verfahrens zur Messung des statischen Gleichgewichts. Mit dieser Studie ließen sich Aussagen zum Nutzen eines Karatetrainings für ältere Menschen zur Sturzprävention treffen.

In der vorliegenden Studie sollten für die Ganganalyse die folgenden Hypothesen überprüft werden:

*1. Können die temporalen Gangparameter unter normalen Gangbedingungen durch Karatetraining positiv beeinflusst werden?*

H0: Durch das Karatetraining können die temporalen Gangparameter unter normalen Gangbedingungen nicht positiv beeinflusst werden.

H1: Durch das Karatetraining können die temporalen Gangparameter unter normalen Gangbedingungen positiv beeinflusst werden.

*2. Können die temporalen Gangparameter unter dual-task-Gangbedingungen durch ein Karatetraining positiv beeinflusst werden?*

H0: Durch das Karatetraining können die temporalen Gangparameter unter dual-task-Gangbedingungen nicht positiv beeinflusst werden.

H1: Durch das Karatetraining können die temporalen Gangparameter unter dual-task-Gangbedingungen positiv beeinflusst werden.

*3. Lässt sich durch eine sportliche Intervention die Variabilität der spatio-temporalen Gangparameter im Vergleich zur Kontrollgruppe unter normalen und dual-task-Bedingungen reduzieren?*

H0: Mit Hilfe der sportlichen Interventionen lässt sich die Variabilität der spatio-temporalen Gangparameter im Vergleich zur Kontrollgruppe unter normalen und unter dual-task-Gangbedingungen nicht reduzieren.

H1: Mit Hilfe der sportlichen Interventionen (Karate- und Fitnessstraining) lässt sich die Variabilität der spatio-temporalen Gangparameter im Vergleich zur Kontrollgruppe reduzieren. Das gilt vor allem unter dual-task-Bedingungen.

*4. Lassen sich Gangvariabilitäten, die vor der Intervention bestanden haben, durch das Karatetraining verringern?*

H0: Gangvariabilitäten im Alter können durch sportliche Interventionen nicht verringert werden. Dabei ist es unerheblich, ob ein Karate- oder Fitnessstraining durchgeführt wurde.

H1: Gangvariabilitäten im Alter können durch sportliche Interventionen verringert werden. Dabei ist der Effekt eines altersgerechten Karatetrainings größer als der eines allgemeinen Fitnessstrainings.

In der vorliegenden Studie werden für die Gleichgewichtsanalyse die folgenden Hypothesen aufgestellt:

*5. Lässt sich die Gleichgewichtsleistung in einem standardisierten Gleichgewichtstest, wie den „Sensory Organization Test“ des Balance Master, im Vergleich zur Kontrollgruppe positiv beeinflussen?*

H0: Durch die sportlichen Interventionen lässt sich die Gleichgewichtsleistung im „Sensory Organization Test“ im Vergleich zur Kontrollgruppe nicht signifikant positiv beeinflussen.

H1: Durch die sportlichen Interventionen lässt sich die Gleichgewichtsleistung im „Sensory Organization Test“ im Vergleich zur Kontrollgruppe signifikant positiv beeinflussen.

*6. Lassen sich einzelne Parameter im standardisierten Gleichgewichtstest „Limits of stability“ des Balance Master der Fitnessgruppe durch die Intervention positiv beeinflussen?*

H0: Die Fitnessgruppe kann einzelne Gleichgewichtsparameter im „Limits of stability“ Test nach der Intervention nicht signifikant positiv beeinflussen.

H1: Die Fitnessgruppe kann nach der Intervention einzelne Parameter im „Limits of stability“ Test gegenüber den anderen Gruppen signifikant positiv beeinflussen.

## 5. Methodik

Die Studie entspricht in ihrer Planung und Durchführung den Richtlinien der Deklaration von Helsinki und hat ein positives Votum der Ethikkommission der Otto-von-Guericke-Universität (Projektnummer 109/11) erhalten. Alle Probanden wurden über die Durchführung sowie die Ziele der Studie aufgeklärt und gaben ihr schriftliches Einverständnis. Jeder Proband hat sich seine gesundheitliche Unversehrtheit und damit die bedenkenlose Teilnahme aus medizinischer Sicht attestieren lassen.

Die Probanden wurden mittels einer Zeitungsanzeige für die Studie rekrutiert. Insgesamt haben 203 Interessenten an dem ersten Informationstermin teilgenommen. Ausschlusskriterien zur Teilnahme an der Studie waren chronische Erkrankungen wie nicht einstellbarer Diabetes mellitus oder arterielle Hypertonie, das Vorliegen einer koronaren Herzerkrankung mit Zeichen der Instabilität oder eine schwere Herzinsuffizienz mit Zeichen der Dekompensation sowie der Zustand nach einem Schlaganfall oder einem Herzinfarkt, das Bestehen einer kognitiven Einschränkung im Sinne einer dementiellen oder parkinsonoiden Erkrankung oder das Vorliegen von künstlichen Gelenken. Zudem wurden Personen mit Karate- oder sonstiger Kampfsporterfahrung in den vergangenen 20 Jahren von der Studie ausgeschlossen. Zu Beginn der Studie wurden Daten zu den Sportgewohnheiten sowie den Sturzereignissen der Probanden in der Vergangenheit erhoben. Unterschieden wurde zwischen gestürzten und nicht gestürzten Personen sowie zwischen Vereinssportlern, Sportlern, die nicht in einem Verein organisiert sind und Probanden, die keinen Sport betreiben. Als „gestürzt“ wurde ein Proband gewertet, wenn es in den vorangegangenen 12 Monaten zu einem Sturzereignis gekommen ist (Gostynski et al., 1999). Auf Grundlage dieser Informationen wurden die Probanden anschließend von den Versuchsleitern randomisiert auf eine der drei Gruppen (Karate, Fitnesssport, Kontrolle) verteilt.

## 5.1. Die Probanden

Von den über 200 Interessenten wurden insgesamt 95 Probanden zu den Pretests, die unter 5.2. und 5.3. näher erläutert werden, eingeladen.

Die Karategruppe (KG) bestand zum Pretest aus insgesamt 28 Teilnehmern (12 ♂, 16 ♀) mit einem Durchschnittsalter von 69,39 Jahren  $\pm$  4,09 (Range 64 – 80 Jahre). 21,4 % der Teilnehmer aus der Karategruppe waren bereits Sturzopfer (n= 6). 22 Probanden hatten zu diesem Zeitpunkt keinen Sturz erlitten. 18 Teilnehmer waren in einem Sportverein aktiv (64,3 %), 5 Probanden waren Freizeitsportler ohne Vereinszugehörigkeit (17,9 %) und weitere 5 Probanden haben keinen Sport betrieben (17,9%).

In der Fitnessgruppe (FG) haben am Pretest insgesamt 34 Probanden teilgenommen (12 ♂, 22 ♀). Das Durchschnittsalter betrug 68,62 Jahre  $\pm$  4,67 (Range 63 – 86 Jahre). 10 Probanden (29,4 %) waren vor der Studie schon mindestens einmal gestürzt. 24 Probanden (70,6 %) sind vor der Studie nicht gestürzt. In der FG befanden sich 15 Vereinssportler (44,1 %), 9 Freizeitsportler (26,5 %) und 10 Nicht-Sportler (29,4 %).

Die Kontrollgruppe (CG) setzte sich mit einer Gesamtteilnehmerzahl von 33 Probanden aus 13 ♂ und 20 ♀ Teilnehmern zusammen. Das Durchschnittsalter der Gruppe lag bei 68,73 Jahren  $\pm$  3,56 (Range 62 – 76). Aus der CG waren 7 Probanden (21,2 %) bereits gestürzt und 23 Probanden (69,7 %) nicht gestürzt. 3 Probanden haben keine Angaben zu Stürzen in der Vergangenheit gemacht. 17 Probanden (51,5 %) waren Vereinssportler, 6 (18,2 %) Freizeitsportler und 8 Probanden (24,2 %) waren Nicht-Sportler. 2 Probanden haben keine Angaben zu ihrer sportlichen Aktivität gemacht (Abb. 2; Tab. 1 - 5).

Tab. 1: Altersverteilung der Probanden in den Gruppen zum Pretest

Alter	KG	FG	CG
N	28	34	33
Mittelwert	69,39	68,62	68,73
Standardabweichung	4,086	4,671	3,556
Minimum	64	63	62
Maximum	80	86	76

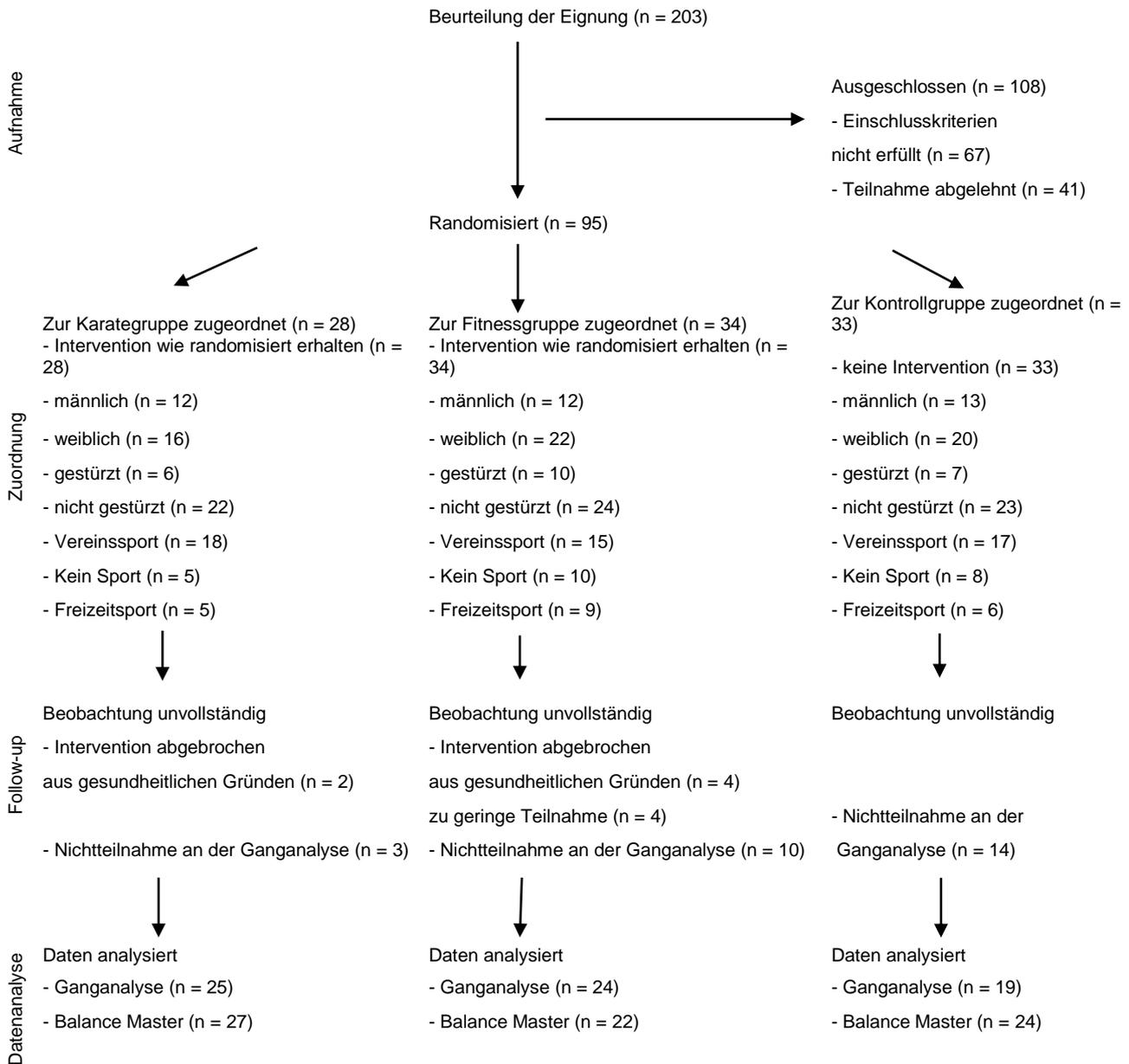


Abb. 2: Übersicht über die Probandenstruktur über den Gesamtzeitraum der Studie

Im Posttest zeigte sich eine Gesamt Drop-out Rate von 13,68 % zum Zeitpunkt der Gleichgewichtstests (n (Pretest) = 95; n (Posttest) = 77). Für die KG lag eine Drop-out Rate von 7,14 % (n (Pretest) = 28; n (Posttest) = 26), für die FG eine Drop-out Rate von 23,53 % (n (Pretest) = 34; n (Posttest) = 26) und für die CG eine Drop-out Rate von 24,24 % (n (Pretest) = 33; n (Posttest) = 25) vor.

Für die Ganganalyse konnte eine Gesamt Drop-out Rate von 28,42 % (n (Pretest) = 95; n (Posttest) = 68) ermittelt werden. Für die KG lag eine Drop-out Rate von 10,71

% (n (Pretest) = 28; n (Posttest) = 25), für die FG eine Drop-out Rate von 29,41 % (n (Pretest) = 34; n (Posttest) = 24) und für die CG eine Drop-out Rate von 42,42 % (n (Pretest) = 33; n (Posttest) = 19) vor. Die Gründe für das Ausscheiden aus der Studie waren die zu geringe Anzahl der absolvierten Trainingseinheiten ohne Angabe von Gründen durch die Probanden und körperliche Gebrechen, die sich im Laufe der Studie offenbarten und eine weitere körperliche Belastung im Rahmen der Interventionen unmöglich machten. Die relativ hohe Drop-out Rate in der CG lässt durch die Enttäuschung der Probanden über ihre Zugehörigkeit zur CG erklären. Alle Probanden wollten initial an der Karateintervention teilnehmen. Die Probanden der CG wurden per Los der Kontrollgruppe zugeteilt, waren über diese Zuteilung zum Teil enttäuscht und haben die Teilnahme an den Posttests abgesagt.

Nach Durchführung einer einfaktoriellen Varianzanalyse und eines Chi<sup>2</sup>-Tests (Pearson) lassen sich zum Pretest keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen bezüglich der Altersverteilung, der Anzahl der gestürzten und nicht gestürzten Probanden, der sportlichen Aktivität der Probanden und der Geschlechtsverteilung feststellen. Es lagen gleiche Baselinebedingungen zum Beginn der Intervention vor (siehe elektronischer Anhang).

Die deskriptiven Angaben zu Alter, Geschlecht, Sturzanamnese und der sportlichen Aktivität zum Posttest sind in den Tabellen 2 - 5 aufgeführt.

Tab. 2: Altersverteilung der drei Gruppen zum Posttest

Alter in Jahren	KG	FG	CG
N	26	26	25
Mittelwert	69,62	68,5	68,68
Standardabweichung	4,158	5,006	3,848
Minimum	64	63	62
Maximum	80	86	76

Tab. 3: Geschlechtsverteilung der drei Gruppen zum Posttest

Geschlecht	KG		FG		CG	
	N	%	N	%	N	%
männlich	11	42,3	9	34,6	9	36
weiblich	15	57,7	17	65,4	16	64
Total	26	100	26	100	25	100

Tab. 4: Verteilung der Stürze in den drei Gruppen zum Posttest

	KG		FG		CG	
	N	%	N	%	N	%
gestürzt	6	23,1	8	30,8	5	20
nicht gestürzt	20	76,9	18	69,2	17	68
Total	26	100	26	100	22	88

Tab. 5: Verteilung der sportlichen Aktivität in den drei Gruppen zum Posttest

Aktivität	KG		FG		CG	
	N	%	N	%	N	%
Vereinssport	17	65,4	10	38,5	12	48
Kein Sport	5	19,2	8	30,8	7	28
Freizeitsport	4	15,4	8	30,8	4	16
Total	26	100	26	100	23	92

## 5.2. Durchführung der Ganganalyse mit dem Viconsystem

Die Ganganalyse wurde mit dem kinematischen Motioncapturesystem der Firma Vicon, Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK durchgeführt. Die 12 ViconMx Kameras sind im Messraum der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg fest installiert und auf das Ganglabor kalibriert. Das Ganglabor hat die räumlichen Ausmaße von 6 m \* 4 m \* 3,5 m. Die Marker zur Ganganalyse wurden an den Probanden entsprechend dem Full Body Plug-In-Gait angebracht (Abb. 3 - 5). Die Auswertung erfolgte mittels Polygon-Software der Firma Vicon.

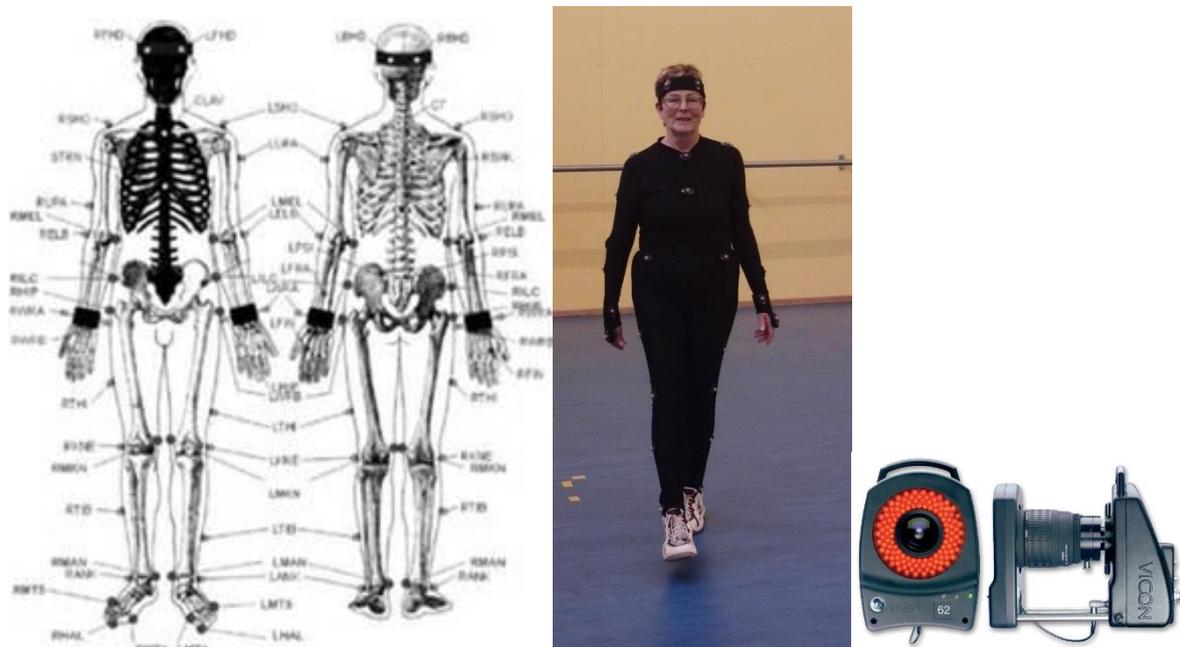


Abb. 3 - 5: Schematische Darstellung des Full Body Plug-In-Gait (links) (Vicon, 1999) und die Anwendung an einer Probandin (rechts) (eigene Aufnahme) sowie Abbildung der CCD-Kamera (Vicon)

Die Ganganalyse wurde auf einem Rundkurs mit den Dimensionen von 9,0 m \* 5,0 m im Pretest und 9,0 m \* 1,1 m im Posttest unter drei verschiedenen Bedingungen durchgeführt. Die Größenänderung des Kurses zwischen Pre- und Posttest war Baumaßnahmen geschuldet und hatte keinen Einfluss auf die Ganganalyse, da die Probanden, während sie sich auf den Stirnseiten des Kurses befanden, nicht gemessen wurden. Der ebenerdige Rundkurs musste für jede Bedingung 10-mal umrundet werden. Gemessen und aufgezeichnet wurden lediglich die Längsseiten des rechteckigen Kurses. Die Messungen wurden gestartet, nachdem der Proband die Kurve verlassen hat und sich auf der Geraden befand und wurden beendet, sobald der

Proband wieder in die Kurve ging. Die hohe Anzahl an aufgezeichneten Werten sollte garantieren, dass mindestens 20 Doppelschritte (vom Aufsetzen des linken Beins bis zum Wiederaufsetzen des linken Beins) aufgezeichnet wurden.

Die drei Untersuchungsbedingungen wurden von den Versuchsleitern vorgegeben. Zunächst sollten die Probanden den Kurs in einer frei gewählten, für sie angenehmen Geschwindigkeit umrunden (Normales Gehen / normal walking (NW); single-task). Anschließend mussten die Probanden während des Gehens laut von einer vorgegebenen Zahl (Pretest 271; Posttest 272) kontinuierlich den Wert „3“ subtrahieren und das Ergebnis laut aussprechen (cognitive dual-task (CDT)) (Priest et al., 2008; Gschwind et al., 2010). Zuletzt mussten die Probanden eine Tasse mit 200 ml Wasser Inhalt tragen und den Kurs umrunden (motorische dual-task (MDT)).

Bei der CDT wurden die Anzahl der Rechenoperationen sowie die gemachten Rechenfehler notiert. Folgefehler, die sich auf einem einmaligen Fehler aufbauten, wurden nicht als Fehler gewertet.

Bei der MDT wurde die Tasse vor und nach dem Versuch gewogen, um gegebenenfalls die verschüttete Menge an Inhalt quantifizieren zu können. In keinem Fall kam es zu einer messbar verschütteten Menge an Wasser.

Neben den dual-tasks wurden für die Ganganalyse die Parameter Schrittfrequenz (Schritte/min), die Schrittgeschwindigkeit (m/s), die Unterstützungszeit für den Einbein- (s) und Zweibeinstand (s), die Einzelschrittzeit (s) sowie die Einzelschrittlänge (m) und die Doppelschrittlänge (m) gemessen. Neben den Mittelwerten und Standardabweichungen wurden die Koeffizienten der Variation (Variabilität) berechnet und ausgewertet.

$$CV = SD / MW * 100 \text{ (Gschwind \& Bridenbaugh, 2011)}$$

Die Ganganalyse wurde nach dem Interventionszeitraum nach den o.g. Vorgängen wiederholt.

### 5.3. Durchführung der Gleichgewichtstestung mit dem Balance Master

Im Pre- und Posttest wurden die Gleichgewichtstests mit dem SMART Equitest Balance Master der Firma NeuroCom, USA durchgeführt. Der SMART Equitest Balance Master besteht aus einer zentral aufgehängten Kraftmessplatte, die je nach Versuch arretiert oder in anterior-posterior Richtung frei schwingbar genutzt werden kann. Aufgezeichnet werden die vertikalen Kräfte, die durch den Probanden auf die Messplatte ausgeübt werden. Daraus wird das „Center of gravity“ gemessen und das Gleichgewicht errechnet. Der Proband ist von einem beweglichen Sichtschutz umgeben, mit dessen Hilfe die Verwendung des visuellen Systems zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichts bestimmt werden kann. In diesen Sichtschutz ist zudem ein Monitor integriert, auf dem den Probanden die Aufgabenstellungen der jeweiligen Tests angezeigt werden. Während des Versuches ist der Proband mit einem Tragegeschirr vor Stürzen gesichert (Abb. 6 & 7). Die im SMART Balance Master hinterlegten Testprotokolle und Übungen bestehen aus dem Sensory Organization Test (SOT), Adaptation Test (ADT), Limits of Stability (LOS), Rhythmic Weight Shift (RWS), Weight Bearing Squat (WBS), Unilateral Stance (US), Sequence Training, Weight Bearing Training und dem Custom Training.

In der hier vorliegenden Arbeit wurden nur der SOT und der LOS verwendet.



Abb. 6 & 7: Abbildung des Balance Master- Systems (NeuroCom) und Proband mit anliegendem Sicherungsgeschirr auf dem SMART Balance Master. Rechts steht der Untersucher, der die Testreihe freigibt und die Versuche aufzeichnet (eigene Aufnahme)

Der SOT besteht aus insgesamt sechs Einzelaufgaben, die von den Probanden hintereinander und in festgelegter Reihenfolge absolviert werden müssen. Zuerst soll der Proband bei fixierter Kraftmessplatte, fixiertem Sichtschutz und geöffneten Augen das Gleichgewicht halten. Anschließend wird der Versuch unter gleichen Bedingungen mit geschlossenen Augen durchgeführt. Bei der dritten Aufgabe ist der Sichtschutz bei geöffneten Augen frei schwingbar. Ab der vierten Aufgabe ist die Kraftmessplatte frei schwingbar. Zunächst wird der Versuch mit geöffneten Augen und fixiertem Sichtschutz, dann mit geschlossenen Augen unter sonst gleichen Bedingungen durchgeführt. Bei der sechsten Aufgabe ist sowohl der Sichtschutz als auch die Kraftmessplatte bei geöffneten Augen schwingbar (siehe Anhang). Jeder Test wird dreimal wiederholt und ein Mittelwert gebildet.

Der SMART Balance Master enthält eine Datenbank mit Referenzwerten für jeden Test. Diese Referenzwerte stammen aus eigenen Probandenuntersuchungen, sind in Altersdekaden unterteilt (von 20 – 70 Jahren) und werden in den Ausgabendateien mit angegeben. Bleibt ein Proband unterhalb des Referenzwertes erscheint ein roter Balken. Wird der Referenzwert erreicht, erscheint ein grüner Balken (siehe Anhang). Die Werte werden auf einem zweiten Datenblatt für jede Bedingung und jeden Versuch angezeigt. Neben den Werten für das Gleichgewicht werden die Werte zur bevorzugten Gleichgewichtsstrategie (visuell, vestibulär, somatosensorisch), die Ausrichtung des „Center of gravity“ und das zusammengesetzte Gleichgewicht angezeigt (siehe Anhang). Im Rahmen dieser Arbeit werden das zusammengesetzte Gleichgewicht und die Strategie bearbeitet.

Bei dem LOS wird das „Center of gravity“ des Probanden als Avatar auf einem Bildschirm angezeigt. Um den Avatar befinden sich insgesamt acht Kästen (Zielgebiete), die durch Verlagerung des Gleichgewichtes mit dem Avatar erreicht werden sollen. Nachdem der Versuchsleiter den Versuch freigegeben hat, hat der Proband für jeden Versuch zwanzig Sekunden Zeit, um den Endpunkt zu erreichen. Gemessen werden die Reaktionszeit, die Bewegungsgeschwindigkeit, der maximale Endpunkt der Auslenkung und die Auslenkung bei Ende des Versuchs sowie die Richtungskontrolle. Die Werte werden sowohl für die einzelnen Richtungen (vorwärts, rückwärts, rechts und links) als auch als kombinierter Wert angegeben (siehe Anhang). In dieser Arbeit werden die einzelnen Werte der Reaktionszeit, der Bewegungsgeschwindigkeit, der maximale Endpunkt und die Auslenkung bei Ende

des Versuchs sowie die Richtungskontrolle in den Richtungen vorwärts, rechts, rückwärts und links ausgewertet.

#### 5.4. Die Interventionen (Karate- und Fitnesssport)

Die Entwicklungen der asiatischen Kampfkünste hatten häufig religiöse Hintergründe, beruhten auf den Lehren des Buddhismus und sollten Körper, Geist und Seele einen (Melzer, 2015). Vor allem die chinesischen Kampfkünste, die im berühmten Shaolin Kloster gelehrt wurden, dienten zur Verhinderung der „Spaltung“ von Körper, Geist und Seele. Auch die Ursprünge des aus Japan stammenden Karate finden sich in der „chinesischen Faustmethode“ (Tōdi), die über das Meer auf das japanische Festland und nach Okinawa gelangte (Wittwer, 2016). Aus der „chinesischen Faustmethode“ entstand in Okinawa das „Okinawa Ti“, das als einer der wichtigsten Einflüsse auf die Entwicklung des Karate gilt und sich im Gegensatz zur chinesischen Faustmethode, bei der im Wesentlichen die Fingerspitzen und Handflächen gestählt wurden, hauptsächlich durch die Stärkung der Fäuste auszeichnete (Wittwer, 2016). Die Geschichte des Karate lässt sich damit bis in die Zeit um 1700 unserer Zeitrechnung zurückverfolgen (Wittwer, 2016).

Obwohl das Karate eine Kampfkunst ist, dient es der Verteidigung in „Kriegsfällen“ und der „Verlängerung des Lebens in Friedenszeiten“ (Melzer, 2015). Heute wird Karate auch in Deutschland als Sport betrieben, in dem der Athlet sich in den Bereichen der Kata (Kämpfe mit festgelegter Technikabfolge gegen imaginäre Gegner) oder dem Kumite (Wett- und Übungskampf gegen einen oder mehrere Gegner) messen kann. Besonders im Kumite ist es wichtig, groß, schlank, agil und beweglich zu sein (Melzer, 2015). Das Karate kann also als Sportart betrachtet werden, die ein komplexes körperliches Anforderungsprofil an den Athleten stellt. Obwohl das ideale Einstiegsalter in den Karatesport laut Meister Motobu Chōki im Alter von 10 bis 11 Jahren liegt, kann mit entsprechender Motivation auch in jedem anderen beliebigen Alter begonnen werden (Wittwer, 2016).

In der KG der vorliegenden Studie befanden sich ausschließlich Karateeinsteiger. Karatetraining ist aufgrund des Anforderungsprofils gekennzeichnet durch Kraft- und Ausdauertraining, z.B. bei tiefen Ständen oder Stößen und Tritten mit vielen Wiederholungen. Zudem wird die Flexibilität der oberen und unteren Extremitäten trainiert. Das Zählen der Wiederholungen sowie die Interaktion mit dem Partner sind ein paar Beispiele für dual-task-Situationen während des Karatetrainings.

Das Training wurde von zwei erfahrenen Dan-Trägern durchgeführt. Inhaltlich wurden für 10-15 Minuten Erwärmungsübungen, bestehend aus Balance- und

Reaktionsübungen sowie kleinen Orientierungsspielen, durchgeführt. Das spezifische Karatetraining dauerte pro Übungseinheit 40-45 Minuten und bestand aus Basisstoß- und –trittstechniken (jap. Kihon), Partnerübungen sowie Katas (Wagner, 2009; Emmermacher & Witte, 2012). Die Standübungen beinhalteten Vorwärts- (jap. Zenkutsu-Dachi) und Rückwärtsstände (jap. Kokutsu-Dachi) sowie einen Stand mit gespreizten Beinen (jap. Kiba-Dachi). Im Gegensatz zum traditionellen Karatetraining sollten die Probanden der Studie die Stände nicht besonders tief stehen. Im traditionellen Karate sind tiefe Stände gewünscht, um den Schwerpunkt nach unten zu verlagern und einen sicheren Stand zu bekommen (Emmermacher & Witte, 2012). Das Training der Stände diente dem Krafttraining der unteren Extremitäten. Die simultanen Ausübungen der Stände zusammen mit Armtechniken zum Angriff und zur Verteidigung haben dual-task-Charakter. Die ausgeführten Armtechniken waren der Block nach unten (jap. Gedan-Barai), Stöße zur Brust (jap. Oi-Zuki), Stöße nach hinten (jap. Gyaku-Zuki) sowie der Block nach oben (jap. Age-Uke) (Witte et al., 2015). Die Trittstechniken im Karate erfordern gutes Gleichgewicht, Kraft und Flexibilität. Daher wurde mit den älteren Probanden nur der gerade Tritt nach vorn (jap. Mae-Geri) geübt (Emmermacher & Witte, 2012). Die Ausführung mit einer schnappenden Technik (jap. Kaege) ist dabei der stoßenden Ausführung (jap. Kekomi) vorzuziehen. Es muss dabei jedoch bewusst der Schwerpunkt der Übungsausführung auf das kontrollierte Abbremsen des Unterschenkels kurz vor der kompletten Extension in Kniegelenk gelegt werden, um Knieschäden zu vermeiden (Emmermacher & Witte, 2012). Die Vor- und Rückwärtsbewegungen in den Ständen in Kombination mit Stößen, Tritten und Blöcken sollten zusätzlich die Koordination schulen. Die positiven Einflüsse der verschiedenen Trainingsinhalte auf die koordinativen Fähigkeiten wird wie folgt beschrieben: Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit durch Stände, Schritte und Drehungen (z.B. in Katas), Verbesserung der Orientierungsfähigkeit durch Ausführung von Techniken nach Drehungen und Technikanwendungen am Partner, Verbesserung der Differenzierungsfähigkeit durch die Anpassung der eigenen Technik an die Technik des Partners, Verbesserung der Rhythmisierungsfähigkeit durch Katas und Technikübungen mit simultanem Zählen, Verbesserung der Reaktionsfähigkeit mit Partnerübungen, Verbesserung der Umstellungsfähigkeit durch Partnerübungen mit verschiedenen Partnern sowie Technikausführungen in verschiedenen Situationen und Verbesserung der Kopplungsfähigkeit durch Koordination von Arm- und Beintechniken (Emmermacher & Witte, 2012). Die Partnerübungen bestanden aus

einfachen Angriffs- und Verteidigungsübungen, die hinsichtlich der Reaktion, des Lernprozesses, des Gedächtnisses und der Aufmerksamkeit als Übung mit zusätzlichem kognitiven Charakter betrachtet werden können (Witte et al., 2015). Als Kata wurde die „Taykyoku Shodan“ unterrichtet (Witte et al., 2017). Kumite, Fallschule sowie Selbstverteidigungstechniken waren nicht Bestandteil des Trainings.

Als allgemeine Trainingsempfehlungen für ein altersgerechtes Karatetraining wurden durch die Autoren Emmermacher und Witte (2012) vorgeschlagen, wenige Übungen öfter zu trainieren und auf viel Abwechslung zu verzichten, Technikbeschreibungen aus dem Alltagsgebrauch abzuleiten, das Training der Stände an die individuellen Möglichkeiten des Trainierenden anzupassen, die Bewegungsabläufe mit langsamen Bewegungen zu festigen und anschließend erst das Tempo zu steigern, Katas in kleinere Abschnitte zu zergliedern, selbstständiges Üben in kleinen Gruppen zu vermeiden, um keine falschen Techniken zu verinnerlichen, die Demonstration und das Nachahmen der Techniken als didaktische Methode zu bevorzugen, mit zwei Trainern parallel zu arbeiten, um individuelle Fehler zu korrigieren, die japanischen Fachtermini zu verwenden, um die kognitiven Fähigkeiten der Teilnehmer zu schulen und die Reaktionsfähigkeit durch Partnerübungen zu trainieren (Emmermacher & Witte, 2012).

Weiter beschreiben die Autoren Emmermacher und Witte (2012) insgesamt sieben Module, die bei zwei Trainingszeiten pro Woche für je 4-5 Wochen bearbeitet werden sollten.

Das erste Modul beinhaltet die verschiedenen Aufstellungsformen der Teilnehmer im Raum, Gleichgewichtsübungen auf ein und zwei Beinen sowie unter Zuhilfenahme von einfachen Hilfsmitteln wie Kissen, erste japanische Fachtermini (z.B. die Zahlen von 1-10 oder trainingsrelevante Kommandos), die ersten Grundtechniken (Kiba-Dachi und Choku-Zuki) sowie Zenkutsu-Dachi und das Vorwärts- und Rückwärtsgehen mit Ausführung des Oi-Zuki.

Inhalte des zweiten Moduls sind der Gedan-Barai sowie der Gedan-Barai und der Oi-Zuki mit 90° Drehung, Drehungen um 90°, 180° und 270°, Drehungen mit Technikkombinationen, der erste Teil der Taikyoku-Shodan Kata sowie das Schrittdiagramm der Kata (jap. Embusen).

Das dritte Modul umfasst den Gyaku-Zuki, eine zweite Übungsfolge bestehend aus Gedan-Barai, Gyaku-Zuki und Oi-Zuki in Verbindung mit Musik sowie die Festigung der Kata.

Im vierten Modul wird das Gehen im Zenkutsu-Dachi, Armtechniken im Vorwärtsgehen mit dem Zenkutsu-Dachi sowie das richtige Einschätzen des Abstandes zum Gegner trainiert. Ferner wird der Soto-Uke gelehrt und mit Kumite-Partnerübungen begonnen. Die Kumiteübungen können zunächst an einer Stange trainiert werden, die als starrer Gegner dient.

Das fünfte Modul besteht aus dem Age-Uke, Kumite-Partnerübungen mit einer Stange als Ziel, der Übungsabfolge Gedan-Barai, Age-Uke, Gyaku-Zuki sowie den Techniken Kokutsu-Dachi und Shuto-Uke.

Im sechsten Modul wird der Fußtritt nach vorn Mae-Geri gelehrt und in Kombination mit dem Gedan-Barai als Partnerübung angewendet. Zudem wird die Kata Taikyoku-Shodan gefestigt und die Anwendung der Techniken der Kata am Partner geübt (jap. Bunkai).

Das siebte Modul besteht aus dem Festigen bereits erlernter Techniken, Drehungen aus verschiedenen Techniken heraus und mit verschiedenen Techniken, dem Erlernen von Shuto-Uke im Kiba-Dachi und der Kata Heian-Shodan (Emmermacher und Witte, 2012).

Beendet wurde jede Übungseinheit mit einer 5 - 10-minütigen cool-down Phase, die Dehnungsübungen für den gesamten Körper, Kräftigungsübungen und kleinere Spiele sowie die individuelle Auswertung durch den Trainer beinhaltete.

Die FG erhielt ein ganzheitliches Training mit Anteilen aus dem Kraft- und Ausdauersport, Dehnungsübungen, Sportspiele ohne Wettkampfcharakter sowie kognitive Aufgaben, die an sportliche Übungen gekoppelt waren (dual-task) (Baumann, 2005; Nieder, 2009; Staub & Nieder, 2009). Die quantitativen Anteile des Ausdauer- und Krafttrainings betragen pro Übungseinheit rund 20% des Gesamtumfangs. Die Intensität der Übungen sollte 60-80% der maximalen Kraft- bzw. Ausdauerkapazität der Probanden nicht überschreiten. Da das Probandenkollektiv hinsichtlich Konstitution und Kondition heterogen war, sollten die Probanden eigenständig den Intensitätslevel für jede Übung überprüfen und die o. g. maximale Intensität nicht überschreiten. Das Training wurde mit einer 10 - 15-minütigen Erwärmungs- und Dehnungsphase begonnen. Dazu wurden stationäre Bewegungsübungen der einzelnen Gelenke von Kopf bis Fuß durch den Übungsleiter vorgegeben und von den Probanden wiederholt. Begonnen wurde mit dem Kreisen des Kopfes, gefolgt von Bewegungsübungen der Schultern in den drei

Freiheitsgraden, dem Ellenbogen und der Handgelenke. Anschließend wurde der Rumpf mit kreisenden und flektierenden bzw. extendierenden Bewegungen bewegt, bevor die Hüfte, die Knie und Sprung- sowie Fußgelenke gelockert wurden. Zur Kräftigung wurden Übungen mit dem eigenen Körpergewicht, wie beispielsweise Kniebeuge, Liegestütze in diversen Ausführungen und Übungen zur Kräftigung der Bauch- und autochthonen Rückenmuskulatur durchgeführt. Zur Aktivierung des Herz-Kreislaufsystems wurden verschiedene Laufübungen, z.T. mit kombinierten Bewegungen der Arme oder des Rumpfes und kleinere Spiele absolviert.

Im Anschluss an das Erwärmungsprogramm wurde im Hauptteil der Übungsstunden für 40 – 45 Minuten der Schwerpunkt auf das Training des Gleichgewichtes und der dual-task-Situationen gelegt. Es wurden bekannte Sportspiele wie Brenn- oder Völkerball oder auch einfache Laufspiele in das Training integriert, bei denen zusätzlich kognitive Aufgaben, wie Subtraktions- oder Additionsrechnungen oder Merkspiele, gelöst und bearbeitet werden mussten. Zudem mussten diverse Hindernis- oder Slalomparcours, z.T. mit simultanen Geschicklichkeitsübungen, wie das Dribbeln eines Balls oder Balancieren eines Gegenstandes, mit integrierter kognitiver Aufgabe bewältigt werden. Zur Kräftigung wurden regelmäßig Zirkeltrainings durchgeführt. Zur Verbesserung des Gleichgewichtes wurden Übungen auf verschiedenen Untergründen, z.B. Therapiekissen, Hochsprungmatten oder Gleichgewichtskreiseln, im uni- und bipedalen Stand mit geöffneten und geschlossenen Augen durchgeführt. Das dynamische Gleichgewicht wurde zusätzlich mit Aerobicübungen mit und ohne „Step“ durchgeführt. Methodisch wurde das Prinzip der Systematik und Folgerichtigkeit (vom Einfachen zum Komplexen), das Prinzip der Anschaulichkeit (Anschauen und Nachahmen), die Konfrontationsmethode mit „trial and error“, die Zergliederungsmethode sowie die ganzheitliche Methode angewendet, um die jeweiligen Trainingsinhalte zu vermitteln und die Trainingsziele zu erreichen.

Den Abschluss einer jeden Übungseinheit bildete ein 5 -10-minütiges cool-down, in dem überwiegend stationäre Dehnungs- und Gleichgewichtsübungen ausgeführt wurden. Die Gleichgewichtsübungen wurden auch beim cool-down mit kognitiven Merkaufgaben, wie beispielsweise „Ich packe meinen Koffer“, kombiniert. Lockere Lauf- sowie Gleichgewichts- und Koordinationsspiele waren ebenfalls gelegentlich Bestandteil der letzten 15 Trainingsminuten.

Das Trainingsprogramm orientierte sich an den Angaben aus den Studien von Lord et al. (1996) und Kemmler et al. (2010). Die verschiedenen Gleichgewichtsübungen

sollten ca. 60-70% der Trainingseinheit in Anspruch nehmen, während auf das Kraft- und Ausdauertraining ca. 30-40% der Trainingszeit entfielen (Granacher et al., 2014). Das ausgearbeitete Trainingskonzept der Fitnessgruppe ist im Anhang dargestellt. Es umfasst 20 Trainingseinheiten, die jeweils zweimal durchgeführt wurden.

Nach jeder Stunde wurde ein Feedback zur Intensität und Auswahl der Übungen durch die Probanden gegeben. Die Intensität jeder Übung sollte direkt während der Übungseinheit von den Probanden geistig evaluiert und auf der BORG-Skala eingeordnet werden, die den Probanden zu Beginn der Studie nähergebracht wurde. Die Borg-Skala reicht von 6-20 und die Intensität der Übungen sollte im Bereich von 10-15 liegen (Borg, 1982; Granacher et al., 2014).

Ein großer Anteil der Trainingsinhalte wurde unter Einsatz des eigenen Körpergewichtes oder mit kleinen Hilfsmitteln durchgeführt, sodass die Übungen zumindest teilweise auch ohne große Umstände in der Häuslichkeit durchgeführt und wiederholt werden konnten. Die Durchführung von Trainingsstunden ohne Anleitung war jedoch kein Bestandteil des Interventionsprogramms.

Die Probanden der Kontrollgruppe wurden zu Beginn der Studie gebeten, ihre bisherigen sportlichen Aktivitäten in Quantität und Qualität über den Zeitraum der Studie beizubehalten. Die Probanden der CG erhielten während des Interventionszeitraums keinerlei kognitive oder körperliche Intervention seitens der Versuchsleiter.

Die Interventionen fanden über einen Zeitraum von 5 Monaten mit jeweils 2 Trainingseinheiten pro Woche á 60 Minuten in der Sporthalle der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg statt.

## 5.5. Statistische Verfahren

Unter Verwendung von Excel für Windows 10 der Firma Microsoft und SPSS 24 der Firma IBM wurden zunächst die deskriptiven Statistiken der einzelnen Gruppen erstellt.

Zur Überprüfung der Baselinebedingungen zwischen den Gruppen wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse mit Bonferroni Post Hoc Test und ein  $\chi^2$  - Test (Pearson) durchgeführt.

Die Tests auf Normalverteilung für die einzelnen Parameter wurden mit dem Kolmogorov-Smirnov Test durchgeführt. Betrachtet wurden die extremsten Differenzen und die asymptotische Signifikanz.

Zum Vergleich der Ergebnisse im Pretest und Posttest innerhalb der drei Gruppen wurde bei Vorliegen einer Normalverteilung ein T-Test für verbundene Stichproben durchgeführt. Lag keine Normalverteilung vor, wurde ein Wilcoxon-Test durchgeführt. Zum Vergleich der Gruppen untereinander im Pretest und im Posttest wurde bei Annahme einer Normalverteilung eine einfaktorielle Varianzanalyse mit Bonferroni Post Hoc Test durchgeführt. Bei nicht normalverteilten Parametern wurde ein H-Test nach Kruskal und Wallis angewendet.

## 6. Ergebnisdarstellung

### 6.1 Ergebnisse der Ganganalyse

Gemessen und ausgewertet wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen sowie die Variabilität der Gangparameter Schrittfrequenz (Kadenz), Ganggeschwindigkeit, die Unterstützungszeit für Einbein- und Zweibeinstand, Schrittzeit sowie Schrittlänge und Doppelschrittlänge.

Vor Durchführung der statistischen Tests zum Vergleich der Mittelwerte und Variabilität wurden die Werte mittels Kolmogorov-Smirnov Test auf Normalverteilung überprüft. Anschließend wurde für die normalverteilten Parameter zum Vergleich zwischen Pre- und Posttest innerhalb der Gruppen ein T-Test für verbundene Stichproben und für die nicht normalverteilten Parameter ein Wilcoxon-Tests durchgeführt.

Zum Vergleich der Pre- und Posttests zwischen den Gruppen wurde für die normalverteilten Parameter eine Varianzanalyse mit Bonferroni Post Hoc Test und für die nicht normalverteilten Parameter ein H-Test nach Kruskal und Wallis durchgeführt.

### 6.1.1. Vergleich der Mittelwerte

#### *Test auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov Test)*

In der KG weisen die Parameter Einbeinstandphase und Schrittlänge unter normalen Gangbedingungen im Pretest sowie die Schrittlänge unter CDT im Pretest bezüglich der asymptotischen Differenz im Kolmogorov-Smirnov-Test Werte  $p < 0.05$  auf. Somit kann in diesen Fällen nicht von einer Normalverteilung der gemessenen Parameter ausgegangen werden. Dasselbe gilt in der KG im Posttest für die Doppelschrittlänge unter CDT- und die Zweibeinstandphase unter MDT-Bedingungen.

Im Pretest der FG betrifft es die Gehgeschwindigkeit, die Einbeinstandphase und die Doppelschrittlänge unter normalen Gangbedingungen sowie die Doppelschrittlänge unter CDT- und MDT-Bedingungen und die Schrittlänge unter MDT-Bedingungen. Im Posttest sind die Einbeinstandphase, die Doppelschrittlänge sowie die Schrittlänge nicht normal verteilt. In der CG wiesen die Parameter Kadenz und Schrittlänge unter MDT-Bedingungen im Pre- und Posttest keine Normalverteilung auf. Zudem weisen die Parameter Zweibeinstandphase unter normalen Gangbedingungen im Pre- und Posttest keine Normalverteilung auf.

#### *Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test und der H-Test nach Kruskal und Wallis (Pretest)*

In der einfaktoriellen Varianzanalyse mit Bonferroni Post Hoc Test zeigten sich im Pretest für die normalverteilten Parameter keine signifikanten Unterschiede. Im Kruskal Wallis Test unterschieden sich die drei Versuchsgruppen hinsichtlich Zweibeinstandphase unter normalen Gangbedingungen signifikant voneinander (KG Pre  $M = 0,1923 \pm 0,05$ ; FG Pre  $M = 0,2063 \pm 0,03$ ; CG Pre  $M = 0,2271 \pm 0,05$ ;  $p = 0.041$ ). Mit Ausnahme der Zweibeinstandphase waren die Baselinekonditionen zu Beginn der Intervention in den Gruppen gleich (Tab. 6).

Tabelle 6: Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test (a) und der H-Test nach Kruskal und Wallis (b) (Pretest). (NW [normales Gehen], CDT [kognitive dual-task], MDT [motorische dual-task], Kadenz [Schritte/m]; Gehgeschwindigkeit [m/s]; Schrittzeit [s]; Einbeinstandzeit [s]; Zweibeinstandzeit [s]; Doppelschrittlänge [m], Schrittlänge [m])

Tab.: 6a

Gangbedingungen	Gruppe	N	Mittelwert	SD	Vergleich der Gruppen		Signifikanz nach Bonferronikorrektur
Kadenz NW pre	Karate	25	120,828	9,37	KG	FG	0,399
	Fitness	24	116,498	8,13		CG	0,229
	Kontrolle	19	115,368	12,51	FG	KG	0,399
	Gesamt	68	117,774	10,09		CG	1,000
					CG	KG	0,229
					FG	1,000	
Schrittzeit NW pre	Karate	25	0,496	0,04	KG	FG	0,355
	Fitness	24	0,516	0,04		CG	0,067
	Kontrolle	19	0,528	0,06	FG	KG	0,355
	Gesamt	68	0,512	0,05		CG	1,000
					CG	KG	0,067
					FG	1,000	
Kadenz CDT pre	Karate	25	111,576	13,73	KG	FG	1,000
	Fitness	24	109,815	8,15		CG	1,000
	Kontrolle	19	110,034	9,9	FG	KG	1,000
	Gesamt	68	110,524	10,83		CG	1,000
					CG	KG	1,000
					FG	1,000	
Gehgeschwindigkeit CDT pre	Karate	25	1,202	0,17	KG	FG	1,000
	Fitness	24	1,172	0,17		CG	1,000
	Kontrolle	19	1,188	0,17	FG	KG	1,000
	Gesamt	68	1,187	0,17		CG	1,000
					CG	KG	1,000
					FG	1,000	
Schrittzeit CDT pre	Karate	25	0,544	0,08	KG	FG	1,000
	Fitness	24	0,554	0,06		CG	1,000
	Kontrolle	19	0,554	0,05	FG	KG	1,000
	Gesamt	68	0,551	0,07		CG	1,000
					CG	KG	1,000
					FG	1,000	
Einbeinstandphase CDT pre	Karate	25	0,434	0,05	KG	FG	1,000
	Fitness	24	0,428	0,03		CG	1,000
	Kontrolle	19	0,435	0,06	FG	KG	1,000
	Gesamt	68	0,432	0,04		CG	1,000
					CG	KG	1,000
					FG	1,000	
Zweibeinstandphase CDT pre	Karate	25	0,233	0,06	KG	FG	1,000
	Fitness	24	0,244	0,04		CG	0,285
	Kontrolle	19	0,257	0,04	FG	KG	1,000
	Gesamt	68	0,244	0,05		CG	1,000
					CG	KG	0,285
					FG	1,000	

Kadenz MDT pre	Karate	25	119,764	11,19	KG	FG	1,000
	Fitness	24	117,085	8,33		CG	1,000
	Kontrolle	19	116,558	11,13	FG	KG	1,000
	Gesamt	68	117,923	10,2		CG	1,000
						CG	KG
						FG	1,000
Schrittzeit MDT pre	Karate	25	0,499	0,05	KG	FG	0,851
	Fitness	24	0,514	0,43		CG	0,598
	Kontrolle	19	0,518	0,05	FG	KG	0,851
	Gesamt	68	0,51	0,48		CG	1,000
						CG	KG
						FG	1,000
Gehgeschwindigkeit MDT pre	Karate	25	1,315	0,19	KG	FG	1,000
	Fitness	24	1,29	0,18		CG	1,000
	Kontrolle	19	1,296	0,18	FG	KG	1,000
	Gesamt	68	1,301	0,18		CG	1,000
						CG	KG
						FG	1,000
Einbeinstandphase MDT pre	Karate	25	0,404	0,03	KG	FG	1,000
	Fitness	24	0,413	0,03		CG	1,000
	Kontrolle	19	0,408	0,03	FG	KG	1,000
	Gesamt	68	0,408	0,03		CG	1,000
						CG	KG
						FG	1,000
Zweibeinstandphase MDT pre	Karate	25	0,208	0,05	KG	FG	1,000
	Fitness	24	0,205	0,04		CG	0,355
	Kontrolle	19	0,23	0,05	FG	KG	1,000
	Gesamt	68	0,213	0,05		CG	0,261
						CG	KG
						FG	0,261

Tab.: 6b

Gangbedingungen	Gruppe	N	Mittlerer Rang	df	Chi-Quadrat	Asymp. Sig.
Gehgeschwindigkeit NW pre	Karate	25	37,58	2	0,964	0,618
	Fitness	24	32,54			
	Kontrolle	19	32,92			
	Gesamt	68				
Einbeinstandphase NW pre	Karate	25	33,4	2	0,198	0,906
	Fitness	24	35,88			
	Kontrolle	19	34,21			
	Gesamt	68				
Zweibeinstandphase NW pre	Karate	25	28,14	2	6,395	0,041*
	Fitness	24	34,13			
	Kontrolle	19	43,34			
	Gesamt	68				
Doppelschrittlänge NW pre	Karate	25	33,72	2	0,08	0,961
	Fitness	24	35,31			
	Kontrolle	19	34,5			
	Gesamt	68				
Schrittlänge NW pre	Karate	25	34,02	2	0,178	0,915
	Fitness	24	35,83			
	Kontrolle	19	33,45			
	Gesamt	68				
Doppelschrittlänge CDT pre	Karate	25	34,3	2	0,015	0,992
	Fitness	24	34,33			
	Kontrolle	19	34,97			
	Gesamt	68				
Schrittlänge CDT pre	Karate	25	34,18	2	0,013	0,994
	Fitness	24	34,81			
	Kontrolle	19	34,53			
	Gesamt	68				
Doppelschrittlänge MDT pre	Karate	25	30,94	2	1,286	0,526
	Fitness	24	36,71			
	Kontrolle	19	36,39			
	Gesamt	68				
Schrittlänge MDT pre	Karate	25	31,48	2	0,969	0,616
	Fitness	24	36,83			
	Kontrolle	19	35,53			
	Gesamt	68				

*Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test und der H-Test nach Kruskal und Wallis (Posttest)*

Bei dem Vergleich der Daten aus dem Posttest der drei Versuchsgruppen untereinander zeigten sich in der einfaktoriellen Varianzanalyse mit Bonferroni Test keine signifikanten Unterschiede. Im Kruskal Wallis Test unterschieden sich die drei Versuchsgruppen in Bezug auf die Zweibeinstandphase unter normalen Gangbedingungen voneinander (KG Post M = 0,1842 ± 0,05; FG Post M = 0,2090 ± 0,03; CG Post M = 0,2107 ± 0,09; p = 0.031) (Tab. 7).

Tabelle 7: Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test (a) und der H-Test nach Kruskal und Wallis (b) (Posttest). (NW [normales Gehen], CDT [kognitive dual-task], MDT [motorische dual-task], Kadenz [Schritte/m]; Gehgeschwindigkeit [m/s]; Schrittzeit [s]; Einbeinstandzeit [s]; Zweibeinstandzeit [s]; Doppelschrittlänge [m], Schrittlänge [m])

Tab.: 7a

Gangbedingungen	Gruppe	N	Mittelwert	SD	Vergleich der Gruppen		Signifikanz nach Bonferronikorrektur
Kadenz NW post	Karate	25	123,904	9,67	KG	FG	0.447
	Fitness	24	119,96	8		CG	0.175
	Kontrolle	19	118,358	10,79	FG	KG	0.447
	Gesamt	68	120,963	9,6		CG	1.000
						CG	KG
						FG	1.000
Gehgeschwindigkeit NW post	Karate	25	1,438	0,15	KG	FG	0.736
	Fitness	24	1,385	0,12		CG	1.000
	Kontrolle	19	1,401	0,21	FG	KG	0.736
	Gesamt	68	1,409	0,16		CG	1.000
					CG	KG	1.000
					FG	1.000	
Schrittzeit NW post	Karate	25	0,486	0,04	KG	FG	0.872
	Fitness	24	0,499	0,03		CG	0.148
	Kontrolle	19	0,511	0,05	FG	KG	0.872
	Gesamt	68	0,498	0,04		CG	0.973
					CG	KG	0.148
					FG	0.973	
Kadenz CDT post	Karate	25	116,702	10,62	KG	FG	1.000
	Fitness	24	114,469	9,08		CG	0.448
	Kontrolle	19	112,279	10,12	FG	KG	1.000
	Gesamt	68	114,678	9,97		CG	1.000

					CG	KG	0.448
						FG	1.000
Gehgeschwindigkeit CDT post	Karate	25	1,304	0,15	KG	FG	1.000
	Fitness	24	1,275	0,14		CG	1.000
	Kontrolle	19	1,262	0,17	FG	KG	1.000
	Gesamt	68	1,282	0,15		CG	1.000
					CG	KG	1.000
						FG	1.000
Schrittzeit CDT post	Karate	25	0,515	0,04	KG	FG	1.000
	Fitness	24	0,526	0,05		CG	0.400
	Kontrolle	19	0,537	0,06	FG	KG	1.000
	Gesamt	68	0,525	0,05		CG	1.000
					CG	KG	0.400
						FG	1.000
Einbeinstandphase CDT post	Karate	25	0,411	0,03	KG	FG	1.000
	Fitness	24	0,409	0,03		CG	0.941
	Kontrolle	19	0,422	0,04	FG	KG	1.000
	Gesamt	68	0,413	0,04		CG	0.764
					CG	KG	0.941
						FG	0.764
Zweibeinstandphase CDT post	Karate	25	0,213	0,05	KG	FG	0.120
	Fitness	24	0,242	0,05		CG	0.227
	Kontrolle	19	0,24	0,05	FG	KG	0.120
	Gesamt	68	0,231	0,05		CG	1.000
					CG	KG	0.227
						FG	1.000
Schrittlänge CDT post	Karate	25	0,668	0,07	KG	FG	1.000
	Fitness	24	0,666	0,06		CG	1.000
	Kontrolle	19	0,674	0,08	FG	KG	1.000
	Gesamt	68	0,669	0,07		CG	1.000
					CG	KG	1.000
						FG	1.000
Gehgeschwindigkeit MDT post	Karate	25	1,343	0,17	KG	FG	1.000
	Fitness	24	1,352	0,12		CG	1.000
	Kontrolle	19	1,354	0,15	FG	KG	1.000
	Gesamt	68	1,349	0,15		CG	1.000
					CG	KG	1.000
						FG	1.000
Schrittzeit MDT post	Karate	25	0,493	0,04	KG	FG	1.000
	Fitness	24	0,501	0,04		CG	0.960
	Kontrolle	19	0,506	0,05	FG	KG	1.000
	Gesamt	68	0,499	0,04		CG	1.000
					CG	KG	0.960
						FG	1.000
Einbeinstandphase MDT post	Karate	25	0,396	0,03	KG	FG	1.000
	Fitness	24	0,395	0,02		CG	1.000
	Kontrolle	19	0,398	0,04	FG	KG	1.000

	Gesamt	68	0,396	0,03		CG	1.000
						CG	KG
							FG
							1.000
Doppelschrittlänge MDT post	Karate	25	1,325	0,13	KG	FG	0.693
	Fitness	24	1,354	0,09		CG	1.000
	Kontrolle	19	1,362	0,14	FG	KG	0.693
	Gesamt	68	1,346	0,12		CG	1.000
						CG	KG
							FG
							1.000

Tab.: 7b

Gangbedingungen	Gruppe	N	Mittlerer Rang	df	Chi-Quadrat	asympt. Sig.
Einbeinstandphase NW post	Karate	25	30,74	2	1,825	0.402
	Fitness	24	35			
	Kontrolle	19	38,82			
	Gesamt	68				
Zweibeinstandphase NW post	Karate	25	26,24	2	6,933	0.031*
	Fitness	24	38,81			
	Kontrolle	19	39,92			
	Gesamt	68				
Doppelschrittlänge NW post	Karate	25	33,66	2	0,095	0.954
	Fitness	24	35,4			
	Kontrolle	19	34,47			
	Gesamt	68				
Schrittlänge NW post	Karate	25	32,24	2	0,52	0.771
	Fitness	24	35,67			
	Kontrolle	19	36			
	Gesamt	68				
Doppelschrittlänge CDT post	Karate	25	34,2	2	0,01	0.995
	Fitness	24	34,77			
	Kontrolle	19	34,55			
	Gesamt	68				
Kadenz MDT post	Karate	25	36,88	2	0,686	0.709
	Fitness	24	34,02			
	Kontrolle	19	31,97			
	Gesamt	68				
Zweibeinstandphase MDT post	Karate	25	29,26	2	2,872	0.238
	Fitness	24	38,38			
	Kontrolle	19	36,5			
	Gesamt	68				
Schrittlänge MDT post	Karate	25	30,52	2	1,753	0.416
	Fitness	24	35,77			
	Kontrolle	19	38,13			
	Gesamt	68				

### T-Test für verbundene Stichproben und Wilcoxon-Test für die KG

Im Vergleich von Pre- und Posttest in der KG mit Hilfe des T-Tests für verbundene Stichproben zeigten sich folgende signifikante Verbesserungen: Unter normalen Gangbedingungen konnte die KG die Kadenz ( $p = 0.008$ ), die Gehgeschwindigkeit ( $p = 0.007$ ) und die Schrittlänge ( $p = 0.011$ ) erhöhen. Zudem konnte eine signifikante Reduktion der Schrittzeit ( $p = 0.043$ ) verzeichnet werden.

Unter CDT-Bedingungen konnte die KG die Kadenz ( $p = 0.003$ ) und die Gehgeschwindigkeit ( $p < 0.001$ ) erhöhen und die Schrittzeit ( $p = 0.012$ ), die Einbeinstandphase ( $p = 0.006$ ) sowie die Zweibeinstandphase ( $p = 0.027$ ) signifikant reduzieren.

Die Doppelschrittlänge ( $p = 0.004$ ) und die Schrittlänge ( $p = 0.005$ ) konnten unter MDT-Bedingungen signifikant gesteigert und die Einbeinstandphase ( $p = 0.041$ ) reduziert werden.

Im Wilcoxon-Test zeigen sich signifikante Zunahmen der Schrittlänge unter normalen Gangbedingungen (Pre  $M = 0,6735 \pm 0,07$ ; Post  $M = 0,6897 \pm 0,06$ ;  $p = 0.045$ ) und unter CDT-Bedingungen (Pre  $M = 0,6454 \pm 0,09$ ; Post  $M = 0,6676 \pm 0,04$ ,  $p = 0.010$ ) sowie der Doppelschrittlänge unter CDT-Bedingungen (Pre  $M = 1,30 \pm 0,14$ ; Post  $M = 1,37 \pm 0,19$ ;  $p = 0.006$ ). Die Einbeinstandphase unter normalen Gangbedingungen konnte zudem signifikant reduziert werden (Pre  $M = 0,4116 \pm 0,04$ ; Post  $M = 0,3946 \pm 0,03$ ;  $p = 0.010$ ) (Tab. 8).

Tabelle 8: Ergebnisse des T-Test für gepaarte Stichproben des Pretest und Posttest der KG (\*  $p < 0.05$ , # = Wilcoxon-Test). (NW [normales Gehen], CDT [kognitive dual-task], MDT [motorische dual-task], Kadenz [Schritte/m]; Gehgeschwindigkeit [m/s]; Schrittzeit [s]; Einbeinstandzeit [s]; Zweibeinstandzeit [s]; Doppelschrittlänge [m], Schrittlänge [m])

Gangbedingungen	Mittelwert	N	Standardabweichung	T/Z#	Sig. (2-seitig)
Kadenz NW pre	120,828	25	9,36613	-2,876	0.008*
Kadenz NW post	123,904	25	9,66759		
Gehgeschwindigkeit NW pre	1,361	25	0,13296	-2,971	0.007*
Gehgeschwindigkeit NW post	1,4376	25	0,14827		
Schrittzeit NW pre	0,4956	25	0,04009	2,132	0.043*
Schrittzeit NW post	0,486	25	0,03816		
Einbeinstand NW pre	0,4116	25	0,03871	-2,583	0.01*#
Einbeinstand NW post	0,3946	25	0,02693		

Zweibeinstand NW pre	0,1923	25	0,04672	1,907	0.069
Zweibeinstand NW post	0,1842	25	0,04679		
Doppelschrittlänge NW pre	1,3524	25	0,10457	-2,767	0.011*
Doppelschrittlänge NW post	1,3938	25	0,11373		
Schrittlänge NW pre	0,6735	25	0,06525	-2,005	0.045*#
Schrittlänge NW post	0,6897	25	0,05826		
Kadenz CDT pre	111,576	25	13,73052	-3,329	0.003*
Kadenz CDT post	116,702	25	10,62205		
Gehgeschwindigkeit CDT pre	1,2019	25	0,16967	-4,475	0.000*
Gehgeschwindigkeit CDT post	1,3044	25	0,1476		
Schrittzeit CDT pre	0,5442	25	0,08304	2,701	0.012*
Schrittzeit CDT post	0,5147	25	0,04329		
Einbeinstand CDT pre	0,4341	25	0,04623	2,984	0.006*
Einbeinstand CDT post	0,4109	25	0,0328		
Zweibeinstand CDT pre	0,233	25	0,05835	2,36	0.027*
Zweibeinstand CDT post	0,2134	25	0,04942		
Doppelschrittlänge CDT pre	1,3009	25	0,13989	-2,758	0.006*#
Doppelschrittlänge CDT post	1,3677	25	0,18601		
Schrittlänge CDT pre	0,6454	25	0,08865	-2,585	0.01*#
Schrittlänge CDT post	0,6676	25	0,06651		
Kadenz MDT pre	119,764	25	11,19037	-1,969	0.061
Kadenz MDT post	121,758	25	10,9189		
Gehgeschwindigkeit MDT pre	1,315	25	0,19397	-0,993	0.33
Gehgeschwindigkeit MDT post	1,3429	25	0,17125		
Schrittzeit MDT pre	0,4993	25	0,05089	1,423	0.168
Schrittzeit MDT post	0,4926	25	0,04268		
Einbeinstand MDT pre	0,4044	25	0,02842	2,155	0.041*
Einbeinstand MDT post	0,3961	25	0,03159		
Zweibeinstand MDT pre	0,2075	25	0,05233	-0,498	0.619#
Zweibeinstand MDT post	0,2036	25	0,05249		
Doppelschrittlänge MDT pre	1,2943	25	0,11352	-3,167	0.004*
Doppelschrittlänge MDT post	1,3252	25	0,13169		
Schrittlänge MDT pre	0,6439	25	0,06687	-3,051	0.005*
Schrittlänge MDT post	0,6601	25	0,06957		

### *T-Test für verbundene Stichproben und Wilcoxon-Test für die FG*

Im Vergleich der Ergebnisse des Pretests mit den Ergebnissen des Posttests zeigen sich unter normalen Gangbedingungen für die FG die Kadenz und die Schrittlänge signifikant gesteigert ( $p = 0.002$  &  $p = 0,007$ ) und die Schrittzeit reduziert ( $p = 0.003$ ). Unter CDT-Bedingungen konnte die Kadenz und die Gehgeschwindigkeit erhöht werden ( $p = 0.015$  bzw.  $p = 0.002$ ). Ebenso konnte die Schrittlänge signifikant

gesteigert werden ( $p = 0.001$ ). Zudem konnte eine signifikante Reduktion der Schrittzeit und der Einbeinstandphase verzeichnet werden ( $p = 0.041$  bzw.  $p = 0.008$ ). Im Wilcoxon-Test zeigte sich nach der Intervention eine signifikante Reduktion der Gehgeschwindigkeit unter normalen Gangbedingungen (Pre  $M = 1,49 \pm 0,83$ ; Post  $M = 1,39 \pm 0,12$ ;  $p = 0.021$ ). Des Weiteren zeigte sich eine Steigerung der Doppelschrittlänge (Pre  $M = 1,35 \pm 0,12$ , Post  $M = 1,39 \pm 0,09$ ;  $p = 0.008$ ) und eine Reduktion der Einbeinstandphase (Pre  $M = 0,4142 \pm 0,03$ ; Post  $M = 0,4063 \pm 0,04$ ;  $p = 0.031$ ). Unter CDT-Bedingungen konnte die Doppelschrittlänge signifikant gesteigert werden (Pre  $M = 1,27 \pm 0,13$ ; Post  $M = 1,33 \pm 0,10$ ;  $p = 0.003$ ) sowie unter MDT-Bedingungen die Kadenz (Pre  $M = 117,09 \pm 8,33$ ; Post  $M = 120,13 \pm 7,88$ ;  $p = 0.047$ ) (Tab. 9).

Tabelle 9: Ergebnisse des T-Test für gepaarte Stichproben des Pretest und Posttest der FG (\*  $p < 0.05$ , # = Wilcoxon-Test). (NW [normales Gehen], CDT [kognitive dual-task], MDT [motorische dual-task], Kadenz [Schritte/m]; Gehgeschwindigkeit [m/s]; Schrittzeit [s]; Einbeinstandzeit [s]; Zweibeinstandzeit [s]; Doppelschrittlänge [m], Schrittlänge [m])

Gangbedingungen	Mittelwert	N	Standardabweichung	T/Z#	Sig. (2-seitig)
Kadenz NW pre	116,4979	24	8,12898	-3,518	0.002*
Kadenz NW post	119,9604	24	7,9978		
Gehgeschwindigkeit NW pre	1,4933	24	1,4933	-2,316	0.021*#
Gehgeschwindigkeit NW post	1,385	24	1,385		
Schrittzeit NW pre	0,5164	24	0,04219	3,26	0.003*
Schrittzeit NW post	0,4986	24	0,03395		
Einbeinstand NW pre	0,4142	24	0,03091	-2,159	0.031*#
Einbeinstand NW post	0,4063	24	0,04202		
Zweibeinstand NW pre	0,2063	24	0,03386	-0,373	0.712
Zweibeinstand NW post	0,209	24	0,03121		
Doppelschrittlänge NW pre	1,3489	24	0,06259	-2,94	0.007*
Doppelschrittlänge NW	1,3879	24	0,4711		
Schrittlänge NW pre	0,6681	24	0,11889	-2,659	0.008*#
Schrittlänge NW post	0,6892	24	0,09223		
Kadenz CDT pre	109,8146	24	8,14724	-2,616	0.015*
Kadenz CDT post	114,4688	24	9,08427		
Gehgeschwindigkeit CDT pre	1,1716	24	0,1678	-3,48	0.002*
Gehgeschwindigkeit CDT post	1,2747	24	0,14223		
Schrittzeit CDT pre	0,554	24	0,05629	2,159	0.041*
Schrittzeit CDT post	0,5256	24	0,0486		

Einbeinstand CDT pre	0,4279	24	0,03182	2,892	0.008*
Einbeinstand CDT post	0,4094	24	0,03237		
Zweibeinstand CDT pre	0,2435	24	0,04156	0,145	0.886
Zweibeinstand CDT post	0,242	24	0,04618		
Doppelschrittlänge CDT pre	1,274	24	0,13144	-3,001	0.003*#
Doppelschrittlänge CDT post	1,3314	24	0,10394		
Schrittlänge CDT pre	0,6314	24	0,0685	-4,006	0.001*
Schrittlänge CDT post	0,6662	24	0,05777		
Kadenz MDT pre	117,0854	24	8,33162	-1,986	0.047*#
Kadenz MDT post	120,1333	24	7,88221		
Gehgeschwindigkeit MDT pre	1,2896	24	0,17841	-2,253	0.034*
Gehgeschwindigkeit MDT post	1,3523	24	0,12437		
Schrittzeit MDT pre	0,5143	24	0,04339	1,869	0.074
Schrittzeit MDT post	0,5008	24	0,03892		
Einbeinstand MDT pre	0,4129	24	0,03222	4,24	0.000*
Einbeinstand MDT post	0,3954	24	0,02421		
Zweibeinstand MDT pre	0,2051	24	0,04006	-1,431	0.166
Zweibeinstand MDT post	0,2189	24	0,03386		
Doppelschrittlänge MDT pre	1,3203	24	0,13205	-1,884	0.06*#
Doppelschrittlänge MDT post	1,3542	24	0,09196		
Schrittlänge MDT pre	0,6574	24	0,06642	-1,343	0.179#
Schrittlänge MDT post	0,6737	24	0,04818		

### *T-Test für verbundene Stichproben und Wilcoxon-Test für die CG*

Im Vergleich der Ergebnisse des Pretests mit dem Posttest zeigen sich für die CG unter normalen Bedingungen signifikante Steigerungen der Doppelschrittlänge ( $p = 0.042$ ) und Schrittlänge ( $p = 0.024$ ) sowie eine Abnahme der Schrittzeit ( $p = 0.029$ ). Unter CDT-Bedingungen zeigte sich eine signifikante Zunahme der Gehgeschwindigkeit ( $p = 0.011$ ), der Doppelschritt- ( $p = 0.002$ ) und der Schrittlänge ( $p = 0.021$ ) sowie eine Abnahme der Schrittzeit ( $p = 0.033$ ). Unter MDT-Bedingungen zeigte sich eine Abnahme der Kadenz ( $p = 0.003$ ). Ansonsten zeigen sich signifikante Verbesserungen des Gehgeschwindigkeit ( $p = 0,024$ ), der Schrittzeit ( $p = 0,019$ ), der Einbein- ( $p = 0,043$ ) und der Zweibeinstandphase ( $p = 0,016$ ) sowie der Doppelschrittlänge ( $p = 0,029$ ) und der Schrittlänge ( $0,018$ ). Im Wilcoxon-Test zeigen sich keine signifikanten Ergebnisse (Tab. 10).

Tabelle 10: Ergebnisse des T-Test für gepaarte Stichproben des Pretest und Posttest der CG (\*  $p < 0.05$ , # = Wilcoxon-Test). (NW [normales Gehen], CDT [kognitive dual-task], MDT [motorische dual-task], Kadenz [Schritte/m]; Gehgeschwindigkeit [m/s]; Schrittzeit [s]; Einbeinstandzeit [s]; Zweibeinstandzeit [s]; Doppelschrittlänge [m], Schrittlänge [m])

Gangbedingungen	Mittelwert	N	Standardabweichung	T/Z#	Sig. (2-seitig)
Kadenz NW pre	115,3684	19	12,50933	-2,02	0.058
Kadenz NW post	118,3579	19	10,78532		
Gehgeschwindigkeit NW pre	1,3045	19	0,20482	-1,797	0.089
Gehgeschwindigkeit NW post	1,4011	19	0,20553		
Schrittzeit NW pre	0,5284	19	0,05677	-1,166	0.259
Schrittzeit NW post	0,5373	19	0,05574		
Einbeinstand NW pre	0,4121	19	0,04124	0,356	0.726
Einbeinstand NW post	0,4098	19	0,03684		
Zweibeinstand NW pre	0,2271	19	0,05013	1,63#	0.103
Zweibeinstand NW post	0,2476	19	0,1511		
Doppelschrittlänge NW pre	1,3524	19	0,15548	-2,114	0.049*
Doppelschrittlänge NW post	1,3979	19	0,17219		
Schrittlänge NW pre	0,6669	19	0,08833	-2,464	0.024*
Schrittlänge NW post	0,6991	19	0,08262		
Kadenz CDT pre	110,0342	19	9,90135	-1,752	0.097
Kadenz CDT post	112,2789	19	10,11855		
Gehgeschwindigkeit CDT pre	1,1878	19	0,16976	-2,833	0.011*
Gehgeschwindigkeit CDT post	1,2622	19	0,1688		
Schrittzeit CDT pre	0,5544	19	0,05175	2,312	0.033*
Schrittzeit CDT post	0,5373	19	0,05574		
Einbeinstand CDT pre	0,4345	19	0,05549	1,13	0.274
Einbeinstand CDT post	0,4218	19	0,04105		
Zweibeinstand CDT pre	0,2574	19	0,0359	1,965	0.065
Zweibeinstand CDT post	0,2396	19	0,04702		
Doppelschrittlänge CDT pre	1,2945	19	0,14729	-3,566	0.002*
Doppelschrittlänge CDT post	1,3508	19	0,16407		
Schrittlänge CDT pre	0,6405	19	0,08782	-2,524	0.021*
Schrittlänge CDT post	0,6736	19	0,08011		
Kadenz MDT pre	116,5579	19	11,12817	-3,371	0.003*
Kadenz MDT post	119,2421	19	11,10053		
Gehgeschwindigkeit MDT pre	1,2962	19	0,18184	-2,468	0.024*
Gehgeschwindigkeit MDT post	1,3537	19	0,15275		
Schrittzeit MDT pre	0,5184	19	0,05079	2,587	0.019*
Schrittzeit MDT post	0,5058	19	0,04889		
Einbeinstand MDT pre	0,4081	19	0,03424	2,18	0.043*
Einbeinstand MDT post	0,3977	19	0,03809		
Zweibeinstand MDT pre	0,2298	19	0,0454	2,663	0.016*

Zweibeinstand MDT post	0,2166	19	0,04315		
Doppelschrittlänge MDT pre	1,3255	19	0,14268	-2,374	0.029*
Doppelschrittlänge MDT post	1,3616	19	0,1449		
Schrittlänge MDT pre	0,6549	19	0,08244	-2,608	0.018*
Schrittlänge MDT post	0,6877	19	0,07402		

## 6.1.2. Vergleich der Variabilität

### *Test auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov Test)*

In der KG wiesen im Pretest die Parameter Schrittzeit, Einbein- und Zweibeinstandphase unter normalen Gangbedingungen, Kadenz, Gehgeschwindigkeit, Schrittzeit, Schrittlänge und Einbeinstandphase unter CDT-Bedingungen sowie Schrittlänge unter MDT-Bedingungen keine Normalverteilung auf. Im Posttest bestand keine Normalverteilung bei Kadenz, Gehgeschwindigkeit, Schrittlänge, Ein- und Zweibeinstandphase und die Doppelschrittlänge unter normalen Gangbedingungen, die Schrittlänge, Zweibeinstandphase und Doppelschrittlänge unter CDT-Bedingungen sowie Schrittlänge und die Einbeinstandphase unter MDT-Bedingungen.

Im Test auf Normalverteilung wiesen für die FG im Pretest die Parameter Schrittlänge und Zweibeinstandphase unter normalen Gangbedingungen, die Kadenz, Gehgeschwindigkeit, Schrittzeit und -länge sowie die Ein- und Zweibeinstandphase unter CDT-Bedingungen sowie die Ein- und Zweibeinstandphase unter MDT-Bedingungen keine Normalverteilung auf. Im Posttest waren die Parameter Schrittlänge sowie die Ein- und Zweibeinstandphase unter normalen Gangbedingungen, die Kadenz und Schrittlänge unter CDT-Bedingungen sowie die Schrittlänge und Einbeinstandphase unter MDT-Bedingungen nicht normalverteilt.

In der CG waren im Pretest die Parameter Schrittzeit und -länge und Einbeinstandphase unter normalen Gangbedingungen nicht normalverteilt. Des Weiteren waren die Parameter Kadenz, Schrittlänge, Einbeinstandphase und Doppelschrittlänge unter CDT-Bedingungen sowie Kadenz und Gehgeschwindigkeit unter MDT-Bedingungen nicht normalverteilt.

### *Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test und der H-Test nach Kruskal und Wallis (Pretest)*

In der einfaktoriellen Varianzanalyse zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen der FG und CG (FG  $M = 3,59 \pm 1,49$ ; CG  $M = 2,53 \pm 1,28$ ;  $p = 0.049$ ) bei der Variabilität der Doppelschrittlänge unter normalen Gangbedingungen. Im Kruskal Wallis Test ließen sich keine signifikanten Unterschiede finden (Tab. 11).

Tabelle 11: Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test (a) und der H-Test nach Kruskal und Wallis (b) (Pretest) (NW [normales Gehen], CDT [kognitive dual-task], MDT [motorische dual-task], V [Variabilität], Kadenz [Schritte/m]; Gehgeschwindigkeit [m/s]; Schrittzeit [s]; Einbeinstandzeit [s]; Zweibeinstandzeit [s]; Doppelschrittlänge [m], Schrittlänge [m])

Tab.: 11a

Gangbedingungen	Gruppe	N	Mittelwert	SD	Vergleich der Gruppen		Signifikanz nach Bonferroni
V_Kadenz NW pre	Karate	25	1,686	0,82	KG	FG	1.000
	Fitness	24	1,714	0,65		CG	1.000
	Kontrolle	19	1,755	0,74	FG	KG	1.000
	Gesamt	68	1,715	0,73		CG	1.000
						CG	KG
						FG	1.000
V_Gehgeschwindigkeit NW pre	Karate	25	4,067	1,66	KG	FG	1.000
	Fitness	24	3,895	1,42		CG	1.000
	Kontrolle	19	3,7	1,71	FG	KG	1.000
	Gesamt	68	3,904	1,58		CG	1.000
						CG	KG
						FG	1.000
V_Doppelschrittlänge NW pre	Karate	25	3,32	1,46	KG	FG	1.000
	Fitness	24	3,593	1,49		CG	0.206
	Kontrolle	19	2,527	1,22	FG	KG	1.000
	Gesamt	68	3,194	1,45		CG	0.049*
						CG	KG
						FG	0.049*
V_Einbeinstandphase MDT pre	Karate	25	2,615	1,38	KG	FG	0.972
	Fitness	24	3	1,59		CG	1.000
	Kontrolle	19	2,59	0,95	FG	KG	0.972
	Gesamt	68	2,744	1,35		CG	0.986
						CG	KG
						FG	0.986
V_Doppelschrittlänge MDT pre	Karate	25	2,9	1,16	KG	FG	1.000
	Fitness	24	2,937	1,34		CG	1.000
	Kontrolle	19	2,604	1,24	FG	KG	1.000
	Gesamt	68	2,83	1,24		CG	1.000
						CG	KG
						FG	1.000

Tab.: 11b

Gangbedingungen	N	Mittlerer Rang	df	Chi-Quadrat	Asymp. Sig.
V_Schrittzeit NW pre	25	32	2	0,877	0.645
	24	34,63			
	19	37,63			
	68				
V_Schrittlänge NW pre	25	33,76	2	0,061	0.97
	24	35,13			
	19	34,68			
	68				
V_Einbeinstandphase NW pre	25	33,92	2	0,209	0.901
	24	35,96			
	19	33,42			
	68				
V_Zweibeinstandphase NW pre	25	30,4	2	3,197	0.202
	24	40,17			
	19	32,74			
	68				
V_Kadenz CDT pre	25	34,9	2	0,666	0.717
	24	32,1			
	19	37			
	68				
V_Gehgeschwindigkeit CDT pre	25	37,1	2	1,188	0.552
	24	31,08			
	19	35,39			
	68				
V_Schrittzeit CDT pre	25	32,28	2	0,73	0.694
	24	34,5			
	19	37,42			
	68				
V_Schrittlänge CDT pre	25	37,72	2	4,583	0.101
	24	27,58			
	19	39			
	68				
V_Einbeinstandphase CDT pre	25	32,46	2	1,112	0.573
	24	37,92			
	19	32,87			
	68				
V_Zweibeinstandphase CDT pre	25	35,28	2	0,547	0.761
	24	35,92			
	19	31,68			
	68				
V_Doppelschrittlänge CDT pre	25	38,02	2	1,31	0.519
	24	31,81			
	19	33,26			
	68				

V_Kadenz MDT pre	25	36,6	2	5,538	0.063
	24	39,33			
	19	25,63			
	68				
V_Gehgeschwindigkeit MDT pre	25	40,56	2	3,853	0.146
	24	31,98			
	19	29,71			
	68				
V_Schrittlänge MDT pre	25	39,78	2	2,874	0.238
	24	32,06			
	19	30,63			
	68				
V_Einbeinstandphase MDT pre	25	31,62	2	0,92	0.631
	24	36,94			
	19	35,21			
	68				
V_Zweibeinstandphase MDT pre	25	33,52	2	1,095	0.578
	24	37,75			
	19	31,68			
	68				

*Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test und der H-Test nach Kruskal und Wallis (Posttest)*

Bei der einfaktoriellen Varianzanalyse zeigte sich im Posttest ein signifikanter Unterschied zwischen der KG und FG (KG M = 2,55 ± 0,96; FG M = 3,43 ± 1,31; p = 0.042) bezüglich der Variabilität der Schrittzeit unter MDT-Bedingungen (Tab. 12).

Tabelle 12: Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test (a) und der H-Test nach Kruskal und Wallis (b) (Posttest). (NW [normales Gehen], CDT [kognitive dual-task], MDT [motorische dual-task], V [Variabilität], Kadenz [Schritte/m]; Gehgeschwindigkeit [m/s]; Schrittzeit [s]; Einbeinstandzeit [s]; Zweibeinstandzeit [s]; Doppelschrittlänge [m], Schrittlänge [m])

Tab.: 12a

Gangbedingungen	Gruppe	N	Mittelwert	SD	Vergleich der Gruppen		Korrektur nach Bonferroni
V_Schrittzeit NW post	Karate	25	2,877	0,99	KG	FG	0.192
	Fitness	24	3,446	1,2		CG	1.000
	Kontrolle	19	3,112	0,93	FG	KG	0.192
	Gesamt	68	3,143	1,07		CG	0.920
						CG	1.000
V_Schrittzeit CDT post	Karate	25	3,204	1,36	KG	FG	1.000
	Fitness	24	3,457	1,19		CG	0.187
	Kontrolle	19	3,997	1,6	FG	KG	1.000
	Gesamt	68	3,515	1,39		CG	0.615
					CG	KG	0.187
V_Einbeinstandphase CDT post	Karate	25	2,722	1,13	KG	FG	1.000
	Fitness	24	2,869	1,24		CG	0.720
	Kontrolle	19	3,213	1,73	FG	KG	1.000
	Gesamt	68	2,911	1,35		CG	1.000
					CG	KG	0.720
V_Gehgeschwindigkeit MDT post	Karate	25	3,454	1,52	KG	FG	1.000
	Fitness	24	3,462	1,39		CG	1.000
	Kontrolle	19	3,379	1,81	FG	KG	1.000
	Gesamt	68	3,436	1,54		CG	1.000
					CG	KG	1.000
V_Schrittzeit MDT post	Karate	25	2,554	0,96	KG	FG	0.042*
						FG	1.000

	Fitness	24	3,432	1,31		CG	0.518
	Kontrolle	19	3,065	1,39	FG	KG	0.042*
	Gesamt	68	3,007	1,26		CG	0.992
						CG	0.518
						FG	0.992
V_Einbeinstandphase MDT post	Karate	25	8,351	3,26	KG	FG	1.000
	Fitness	24	7,917	2,85		CG	1.000
	Kontrolle	19	8,544	2,99	FG	KG	1.000
	Gesamt	68	8,252	3,01		CG	1.000
						CG	1.000
						FG	1.000
V_Doppelschrittlänge MDT post	Karate	25	2,803	1,28	KG	FG	1.000
	Fitness	24	2,465	1,57		CG	1.000
	Kontrolle	19	2,699	1,63	FG	KG	1.000
	Gesamt	68	2,654	1,47		CG	1.000
						CG	1.000
						FG	1.000

Tab.: 12b

Gangbedingungen	Gruppe	N	Mittlerer Rang	df	Chi-Quadrat	Asymp. Sig.
V_Kadenz NW post	Karate	25	33,52	2	0,178	0.915
	Fitness	24	35,83			
	Kontrolle	19	34,11			
	Gesamt	68				
V_Gehgeschwindigkeit NW post	Karate	25	33,54	2	2,758	0.252
	Fitness	24	39,44			
	Kontrolle	19	29,53			
	Gesamt	68				
V_Einbeinstandphase NW post	Karate	25	35,34	2	0,587	0.746
	Fitness	24	35,94			
	Kontrolle	19	31,58			
	Gesamt	68				
V_Zweibeinstandphase NW post	Karate	25	38,12	2	4,77	0.092
	Fitness	24	37,38			
	Kontrolle	19	26,11			
	Gesamt	68				
V_Doppelschrittlänge NW post	Karate	25	31,06	2	1,493	0.474
	Fitness	24	37,96			
	Kontrolle	19	34,66			
	Gesamt	68				
V_Schrittlänge NW post	Karate	25	30,28	2	4,267	0.118
	Fitness	24	41,17			
	Kontrolle	19	31,63			
	Gesamt	68				
V_Kadenz CDT post	Karate	25	34,76	2	0,975	0.614
	Fitness	24	31,71			
	Kontrolle	19	37,68			
	Gesamt	68				
V_Gehgeschwindigkeit CDT post	Karate	25	34,44	2	0,015	0.993
	Fitness	24	34,85			
	Kontrolle	19	34,13			
	Gesamt	68				
V_Schrittzeit CDT post	Karate	25	29,76	2	3,492	0.174
	Fitness	24	34,29			
	Kontrolle	19	41			
	Gesamt	68				
V_Zweibeinstandphase CDT post	Karate	25	34,08	2	0,066	0.968
	Fitness	24	35,33			
	Kontrolle	19	34			
	Gesamt	68				
V_Doppelschrittzeit CDT post	Karate	25	37,54	2	2,514	0.284
	Fitness	24	36,1			
	Kontrolle	19	28,47			

*T-Test für verbundene Stichproben und Wilcoxon-Test für die KG*

Für die KG zeigt sich im Pre-/Postvergleich eine signifikante Reduktion der Schrittzeit unter MDT-Bedingungen (Pre M = 3,59 ± 1,51; Post M = 2,55 ± 0,96, p = 0.002). Im Wilcoxon-Test fanden sich signifikante Unterschiede für die Gehgeschwindigkeit (Pre M = 4,07 ± 1,66; Post M = 3,32 ± 1,28; p = 0.028) und die Schrittlänge (Pre M = 3,65 ± 1,77; Post M = 3,07 ± 1,73; p = 0.030) unter normalen Gangbedingungen sowie für die Kadenz (Pre M = 3,27 ± 2,44; Post M = 2,01 ± 0,82; p = 0.006), die Gehgeschwindigkeit (Pre M = 6,15 ± 2,82; Post M = 4,45 ± 1,26; p = 0.007), Schrittzeit (Pre M = 5,21 ± 3,07; Post M = 3,20 ± 1,36; p = 0.002), Schrittlänge (Pre M = 5,34 ± 2,74; Post M = 3,99 ± 2,47; p = 0.042), Einbeinstandphase (Pre M = 4,20 ± 3,09; Post M = 2,72 ± 1,13; p = 0.046) und Zweibeinstandphase (Pre M = 11,74 ± 4,85; Post M = 8,96 ± 4,17; p = 0.005) unter CDT-Bedingungen und die Schrittlänge (Pre M = 4,03 ± 2,12; Post M = 3,10 ± 1,99; p = 0.004) unter MDT-Bedingungen (Tab. 13).

Tabelle 13: Ergebnisse des T-Test für gepaarte Stichproben der Variabilität aus dem Pretest und Posttest der KG (\* p < 0.05, # = Wilcoxon-Test). (NW [normales Gehen], CDT [kognitive dual-task], MDT [motorische dual-task], V [Variabilität], Kadenz [Schritte/m]; Gehgeschwindigkeit [m/s]; Schrittzeit [s]; Einbeinstandzeit [s]; Zweibeinstandzeit [s]; Doppelschrittlänge [m], Schrittlänge [m])

Gangbedingungen	Mittelwert	N	Standardabweichung	T/Z	Sig. (2-seitig)
V_Kadenz NW pre	1,686	25	0,82074	-0,767	0.443#
V_Kadenz NW post	1,4696	25	0,65982		
V_Gehgeschwindigkeit NW pre	4,0668	25	1,66193	-2,2	0.028*#
V_Gehgeschwindigkeit NW post	3,3146	25	1,2803		
V_Schrittzeit NW pre	3,462	25	1,28461	-1,789	0.074#
V_Schrittzeit NW post	2,8769	25	0,99336		
V_Einbeinstand NW pre	3,6506	25	1,77152	-2,166	0.03*#
V_Einbeinstand NW post	3,0708	25	1,73022		
V_Zweibeinstand NW pre	3,1012	25	1,70998	-1,52	0.128#
V_Zweibeinstand NW post	2,544	25	1,15466		
V_Doppelschrittlänge NW pre	9,4529	25	3,65943	-0,202	0.84#
V_Doppelschrittlänge NW post	9,6608	25	4,9989		
V_Schrittlänge NW pre	3,3198	25	1,46268	-1,857	0.063#
V_Schrittlänge NW post	2,8209	25	1,17347		
V_Kadenz CDT pre	3,2692	25	2,43881	-2,758	0.006*#
V_Kadenz CDT post	2,0111	25	0,81984		
V_Gehgeschwindigkeit CDT pre	6,1534	25	2,82353	-2,677	0.007*#
V_Gehgeschwindigkeit CDT post	4,4454	25	1,25585		

V_Schrittzeit CDT pre	5,2084	25	3,06918	-3,027	0.002*#
V_Schrittzeit CDT post	3,2043	25	1,35885		
V_Einbeinstand CDT pre	5,3402	25	2,74007	-2,031	0.042*#
V_Einbeinstand CDT post	3,9953	25	2,47157		
V_Zweibeinstand CDT pre	4,1996	25	3,08553	-2	0.046*#
V_Zweibeinstand CDT post	2,7221	25	1,12518		
V_Doppelschrittlänge CDT pre	11,7401	25	4,85337	-2,8	0.005*#
V_Doppelschrittlänge CDT post	8,9649	25	4,17286		
V_Schrittlänge CDT pre	3,9193	25	1,30125	-1,332	0.183#
V_Schrittlänge CDT post	3,5367	25	1,47592		
V_Kadenz MDT pre	1,5219	25	0,49258	1,029	0.314
V_Kadenz MDT post	1,412	25	0,53085		
V_Gehgeschwindigkeit MDT pre	3,889	25	0,772	1,238	0.228
V_Gehgeschwindigkeit MDT post	3,4541	25	1,51771		
V_Schrittzeit MDT pre	3,5859	25	1,50554	3,505	0.002*
V_Schrittzeit MDT post	2,5541	25	0,96316		
V_Einbeinstand MDT pre	4,0308	25	2,12112	-2,919	0.004*#
V_Einbeinstand MDT post	3,1018	25	1,98654		
V_Zweibeinstand MDT pre	2,6145	25	1,37819	-0,629	0.53#
V_Zweibeinstand MDT post	2,6003	25	2,30205		
V_Doppelschrittlänge MDT pre	9,2923	25	4,09947	1,089	0.287
V_Doppelschrittlänge MDT post	8,3508	25	3,26202		
V_Schrittlänge MDT pre	2,8996	25	1,1619	0,273	0.787
V_Schrittlänge MDT post	2,8025	25	1,28495		

#### *T-Test für verbundene Stichproben und Wilcoxon-Test für die FG*

Im T-Test für verbundene Stichproben traten keine signifikanten Unterschiede im Pre-/Postvergleich auf. Im Wilcoxon-Test zeigten sich signifikante Unterschiede für die Zweibeinstandphase (Pre  $M = 11,09 \pm 4,21$ ; Post  $M = 8,98 \pm 3,99$ ;  $p = 0.007$ ) unter normalen Gangbedingungen, die Kadenz (Pre  $M = 2,74 \pm 1,62$ ; Post  $M = 1,97 \pm 0,95$ ;  $p = 0.005$ ), Schrittzeit (Pre  $M = 5,52 \pm 2,66$ ; Post  $M = 3,45 \pm 1,19$ ;  $p = 0.001$ ), Einbeinstandphase (Pre  $M = 4,23 \pm 2,10$ ; Post  $M = 2,87 \pm 1,24$ ;  $p = 0.012$ ) und Zweibeinstandphase (Pre  $M = 12,28 \pm 5,98$ ; Post  $M = 8,77 \pm 3,18$ ;  $p = 0.030$ ) unter CDT-Bedingungen sowie für die Einbeinstandphase (Pre  $M = 3,00 \pm 1,59$ ; Post  $M = 1,97 \pm 0,83$ ;  $p = 0.008$ ) und Zweibeinstandphase (Pre  $M = 11,03 \pm 6,08$ ; Post  $M = 7,92 \pm 2,85$ ;  $p = 0.014$ ) unter MDT-Bedingungen (Tab. 14).

Tabelle 14: Ergebnisse des T-Test für gepaarte Stichproben der Variabilität aus dem Pretest und Posttest der FG (\* p < 0.05, # = Wilcoxon-Test). (NW [normales Gehen], CDT [kognitive dual-task], MDT [motorische dual-task], V [Variabilität], Kadenz [Schritte/m]; Gehgeschwindigkeit [m/s]; Schrittzeit [s]; Einbeinstandzeit [s]; Zweibeinstandzeit [s]; Doppelschrittlänge [m], Schrittlänge [m])

Gangbedingungen	Mittelwert	N	Standardabweichung	T/Z#	Sig. (2-seitig)
V_Kadenz NW pre	1,7137	24	0,6544	1,682	0.106
V_Kadenz NW post	1,4681	24	0,44447		
V_Gehgeschwindigkeit NW pre	3,8945	24	1,42115	0,62	0.542
V_Gehgeschwindigkeit NW post	3,7045	24	0,8564		
V_Schrittzeit NW pre	3,5188	24	0,94912	0,318	0.753
V_Schrittzeit NW post	3,4461	24	1,2013		
V_Einbeinstand NW pre	3,5925	24	1,48872	1,588	0.126
V_Einbeinstand NW post	3,0475	24	1,00915		
V_Zweibeinstand NW pre	3,3918	24	1,01875	-0,371	0.71#
V_Zweibeinstand NW post	3,6676	24	2,07449		
V_Doppelschrittlänge NW pre	3,1849	24	1,75574	-1,086	0.278#
V_Doppelschrittlänge NW post	2,7036	24	1,64358		
V_Schrittlänge NW pre	11,0896	24	4,21161	-2,714	0.007*#
V_Schrittlänge NW post	8,9828	24	3,98624		
V_Kadenz CDT pre	2,7405	24	1,62246	-2,8	0.005*#
V_Kadenz CDT post	1,9728	24	0,95185		
V_Gehgeschwindigkeit CDT pre	5,5456	24	2,63528	-1,743	0.081#
V_Gehgeschwindigkeit CDT post	4,3131	24	1,66792		
V_Schrittzeit CDT pre	5,5168	24	2,66332	-3,4	0.001*#
V_Schrittzeit CDT post	3,457	24	1,18725		
V_Einbeinstand CDT pre	4,1771	24	2,22713	1,2	0.242
V_Einbeinstand CDT post	3,5173	24	1,59387		
V_Zweibeinstand CDT pre	4,2322	24	2,09888	-2,514	0.012*#
V_Zweibeinstand CDT post	2,8686	24	1,24371		
V_Doppelschrittlänge CDT pre	12,2881	24	5,98384	-2,171	0.03*#
V_Doppelschrittlänge CDT post	7,9172	24	2,84688		
V_Schrittlänge CDT pre	3,6261	24	1,61502	0,967	0.344
V_Schrittlänge CDT post	3,288	24	1,05702		
V_Kadenz MDT pre	1,5757	24	0,435	1,387	0.179
V_Kadenz MDT post	1,3951	24	0,49833		
V_Gehgeschwindigkeit MDT pre	3,5274	24	1,17858	0,235	0.817
V_Gehgeschwindigkeit MDT post	3,4616	24	1,3946		
V_Schrittzeit MDT pre	3,7532	24	1,17139	0,874	0.391
V_Schrittzeit MDT post	3,4316	24	1,30947		
V_Einbeinstand MDT pre	3,1097	24	0,88043	-0,229	0.819#
V_Einbeinstand MDT post	3,3736	24	1,94677		
V_Zweibeinstand MDT pre	3,0001	24	1,58731	-2,657	0.008*#

V_Zweibeinstand MDT post	1,9706	24	0,83013		
V_Doppelschrittlänge MDT pre	11,0315	24	6,0834	-2,457	0.014*#
V_Doppelschrittlänge MDT post	7,9172	24	2,84688		
V_Schrittlänge MDT pre	2,9373	24	1,344	1,369	0.184
V_Schrittlänge MDT post	2,4651	24	1,56548		

### T-Test für verbundene Stichproben und Wilcoxon-Test für die CG

Im T-Test zeigten sich für die CG signifikante Unterschiede für die Zweibeinstandphase (Pre M = 10,02 ± 4,04; Post M = 6,76 ± 2,42; p = 0.005) unter normalen Gangbedingungen und die Schrittzeit (Pre M = 5,45 ± 1,86; Post M = 4,00 ± 1,60; p = 0.003) unter CDT-Bedingungen. Im Wilcoxon-Test zeigten sich signifikante Unterschiede bei der Kadenz (Pre M = 2,85 ± 1,26; Post M = 2,21 ± 1,08; p = 0.006), der Gehgeschwindigkeit (Pre M = 5,36 ± 1,44; Post M = 4,56 ± 1,56; p = 0.040), Schrittlänge (Pre M = 5,43 ± 2,67; Post M = 3,37 ± 1,29; p = 0.003) und Einbeinstandphase (Pre M = 3,85 ± 1,99; Post M = 3,21 ± 1,73; p = 0.040) unter CDT-Bedingungen (Tab. 15).

Tabelle 15: Ergebnisse des T-Test für gepaarte Stichproben der Variabilität aus dem Pretest und Posttest der CG (\* p < 0.05, # = Wilcoxon-Test). (NW [normales Gehen], CDT [kognitive dual-task], MDT [motorische dual-task], V [Variabilität], Kadenz [Schritte/m]; Gehgeschwindigkeit [m/s]; Schrittzeit [s]; Einbeinstandzeit [s]; Zweibeinstandzeit [s]; Doppelschrittlänge [m], Schrittlänge [m])

Gangbedingungen	Mittelwert	N	Standardabweichung	T/Z#	Sig. (2-seitig)
V_Kadenz NW pre	1,7548	19	0,7355	1,849	0.081
V_Kadenz NW post	1,4329	19	0,46302		
V_Gehgeschwindigkeit NW pre	3,7003	19	1,71021	0,953	0.353
V_Gehgeschwindigkeit NW post	3,2949	19	0,9818		
V_Schrittzeit NW pre	3,9141	19	1,74544	-1,328	0.184#
V_Schrittzeit NW post	3,1117	19	0,93298		
V_Einbeinstand NW pre	3,8866	19	2,37661	-1,891	0.059#
V_Einbeinstand NW post	2,8751	19	0,69729		
V_Zweibeinstand NW pre	3,5092	19	3,16052	-1,288	0.198#
V_Zweibeinstand NW post	2,3658	19	1,16324		
V_Doppelschrittlänge NW pre	10,0179	19	4,04352	3,19	0.005*
V_Doppelschrittlänge NW post	6,762	19	2,42163		
V_Schrittlänge NW pre	2,5265	19	1,21725	-1,405	0.177
V_Schrittlänge NW post	3,01	19	0,81873		

V_Kadenz CDT pre	2,8477	19	1,26245	-2,736	0.006*#
V_Kadenz CDT post	2,2107	19	1,07635		
V_Gehgeschwindigkeit CDT pre	5,3557	19	1,43777	-2,052	0.04*#
V_Gehgeschwindigkeit CDT post	4,5584	19	1,55792		
V_Schrittzeit CDT pre	5,4473	19	1,86108	3,414	0.003*
V_Schrittzeit CDT post	3,997	19	1,59653		
V_Einbeinstand CDT pre	5,4263	19	2,67167	-2,938	0.003*#
V_Einbeinstand CDT post	3,3649	19	1,28537		
V_Zweibeinstand CDT pre	3,8473	19	1,98511	-2,052	0.04*#
V_Zweibeinstand CDT post	3,2126	19	1,73179		
V_Doppelschrittlänge CDT pre	10,571	19	3,69276	1,868	0.78
V_Doppelschrittlänge CDT post	8,5224	19	2,92459		
V_Schrittlänge CDT pre	3,6039	19	2,14932	-1,569	0.117#
V_Schrittlänge CDT post	2,7943	19	1,30989		
V_Kadenz MDT pre	1,2829	19	0,50626	-0,121	0.904#
V_Kadenz MDT post	1,4776	19	0,85153		
V_Gehgeschwindigkeit MDT pre	3,2942	19	1,35098	-0,283	0.777#
V_Gehgeschwindigkeit MDT post	3,3788	19	1,8128		
V_Schrittzeit MDT pre	3,4791	19	1,04677	1,02	0.321
V_Schrittzeit MDT post	3,065	19	1,38833		
V_Einbeinstand MDT pre	3,1544	19	1,16404	1,275	0.219
V_Einbeinstand MDT post	2,8009	19	1,12654		
V_Zweibeinstand MDT pre	2,5897	19	0,94982	0,775	0.448
V_Zweibeinstand MDT post	2,3609	19	0,86124		
V_Doppelschrittlänge MDT pre	8,523	19	2,39384	-0,027	0.979
V_Doppelschrittlänge MDT post	8,5438	19	2,98821		
V_Schrittlänge MDT pre	2,6041	19	1,23597	-0,248	0.807
V_Schrittlänge MDT post	2,6985	19	1,63052		

### 6.1.3. Auswertung der kognitiven dual-task-Leistung

Zur Auswertung der Teilaufgabe „Kopfrechnen“, die während der kognitiven dual-task-Aufgabe durchgeführt werden musste, wurden zunächst die Anzahl der gemachten Rechenoperationen und der gemachten Fehler aufgeführt. Die KG erreichte im Pretest im Durchschnitt 68,57 Rechenoperationen und machte durchschnittlich 4,39 Rechenfehler. Im Posttest waren es 65,65 Rechenoperationen mit 2,37 Fehlern. Die FG konnte während der CDT im Pretest durchschnittlich 70,23 Rechenoperationen durchführen bei 3,58 Fehlern. Im Posttest waren es 68,08 Rechenoperationen bei 2,81 Fehlern. Durchschnittlich 78,96 Rechenoperationen bei 4,0 Fehlern machte die CG im Pretest. Im Posttest waren es 73,96 Rechenoperationen bei 1,96 Fehlern. Da sich jedoch die Teststrecken der Ganganalyse im Pre- und Posttest unterschieden und der Parcours im Pretest insgesamt länger war als im Posttest (Pretest = 280 m bei 10 Runden; Posttest = 202 m bei 10 Runden), wurden die erbrachten Rechenoperationen sowie die gemachten Fehler auf die Gehstrecke bezogen und als Quotient dargestellt (Tab. 16) (Strecke angegeben in Metern).

Tabelle 16: Darstellung der Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der Rechenleistungen (RO), der Rechenoperationen pro Strecke (RO/Strecke) und Fehler sowie Fehler pro Strecke (Fehler/Strecke) der drei Gruppen (KG = Karategruppe, FG = Fitnessgruppe, CG = Kontrollgruppe) im Pre- und Posttest.

KG		Pre					Post				
	Strecke	Fehler	RO	RO/Strecke	Fehler/Strecke	Strecke	Fehler	RO	RO/Strecke	Fehler/Strecke	
MW	269,92	4,52	68,92	0,26	0,02	198,36	2,32	66,24	0,34	0,01384	
SD	26,35	6,76	21,21	0,1	0,02	11,25	2,44	19,3	0,11	0,015474926	

FG		Pre					Post				
	Strecke	Fehler	RO	RO/Strecke	Fehler/Strecke	Strecke	Fehler	RO	RO/Strecke	Fehler/Strecke	
MW	268,95	3,58	72,74	0,28	0,01	200,41	2,26	68,79	0,35	0,01	
SD	22,66	4,06	20,31	0,09	0,01	6,95	3,65	18,03	0,10	0,02	

CG		Pre					Post				
	Strecke	Fehler	RO	RO/Strecke	Fehler/Strecke	Strecke	Fehler	RO	RO/Strecke	Fehler/Strecke	
MW	254,95	4,89	78,00	0,32	0,02	197,75	2,32	72,32	0,37	0,01	
SD	41,37	6,54	15,28	0,12	0,02	11,33	2,50	15,10	0,09	0,01	

Die Quotienten wurden unter Verwendung des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Normalverteilung geprüft. Darunter ergab sich für die KG eine Normalverteilung für die Rechenoperationen pro Strecke (RO/Strecke) im Pretest. Die übrigen Parameter waren nicht normalverteilt. In der FG waren die RO/Strecke im Pre- und Posttest normalverteilt. Diese Parameter waren ebenfalls in der CG normalverteilt. Für die normalverteilten Parameter wurde ein Vergleich der Ergebnisse des Pretests und des Posttests mittels T-Test für gepaarte Stichproben bzw. ein Wilcoxon-Test für die nicht normalverteilten Parameter durchgeführt.

Im Wilcoxon-Test zeigte sich für die RO/Strecke im Vergleich von Pre- und Posttest für die KG eine signifikante Steigerung nach der Intervention (Pre  $M = 0,26 \pm 0,10$ ; Post  $M = 0,34 \pm 0,11$ ;  $p = 0.000$ ). Eine signifikante Steigerung der RO/Strecke fand sich ebenfalls bei der FG (Pre  $M = 0,26 \pm 0,09$ ; Post  $M = 0,34 \pm 0,09$ ;  $p = 0.000$ ). Auch die CG konnte die RO/Strecke im Posttest signifikant steigern (Pre  $M = 0,32 \pm 0,03$ ; Post  $M = 0,37 \pm 0,09$ ;  $p = 0.004$ ). Die gemachten Fehler pro Strecke (Fehler/Strecke) konnten in keiner Gruppe signifikant gesenkt werden.

Der Vergleich der drei Versuchsgruppen untereinander wurde mit Hilfe des Kruskal Wallis Test durchgeführt.

Im Vergleich der Ergebnisse des Pretests zeigten sich in der Varianzanalyse für die RO/Strecke keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Versuchsgruppen. Das Gleiche gilt für die RO/Strecke im Posttest, die mittels Kruskal Wallis Test überprüft wurden. Im Kruskal Wallis Test konnten für die Parameter Fehler/Strecke weder im Pretest noch im Posttest signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden werden (Tab. 17).

Tabelle 17: Pre- und Posttestvergleiche der Rechenoperationen pro Strecke (RO/Strecke) und Fehler pro Strecke (Fehler/Strecke) der drei Gruppen (KG = Karategruppe, FG = Fitnessgruppe, CG = Kontrollgruppe)

<i>KG (Wilcoxon)</i>	N	Mittelwert	Standardabweichung	Z	Asymp. Sig.
RO/Strecke pre	25	0,26	0,1	-4,076	0.000*
RO/Strecke post	25	0,34	0,11		
Fehler/Strecke pre	25	0,02	0,02	-0,061	0.951
Fehler/Strecke post	25	0,01	0,01		
<i>FG (T-Test)</i>					
				T	Sig. (2-seitig)
RO/Strecke pre	24	0,26	0,09	-7,557	0.000*
RO/Strecke post	24	0,34	0,09		
<i>FG (Wilcoxon)</i>					
				Z	Asmp. Sig.
Fehler/Strecke pre	24	0,01	0,01	-0,296	0.768
Fehler/Strecke post	24	0,01	0,02		
<i>CG (T-Test)</i>					
				T	Sig. (2-seitig)
RO/Strecke pre	19	0,32	0,12	-3,25	0.004*
RO/Strecke post	19	0,37	0,09		
<i>CG (Wilcoxon)</i>					
				Z	Asymp. Sig.
Fehler/Strecke pre	19	0,02	0,02	-1,539	0.124
Fehler/Strecke post	19	0,01	0,01		

#### 6.1.4. Auswertung der dual-task-Kosten

Um den Einfluss der dual-task-Aufgabe auf die Gangleistung bzw. die Verbesserung der Gangleistung durch die Intervention besser beurteilen zu können, wurden die dual-task-Kosten (DTC) mittels folgender Formel berechnet (Auvient, 2016):

$$\text{DTC (\%)} = (\text{single-task gait value} - \text{dual-task gait value}) / \text{single-task gait value} * 100$$

Zu Deutsch:

$$\text{Dual-task-Kosten (\%)} = (\text{Wert des Gangparameters single-task} - \text{Wert des Gangparameters dual-task}) / \text{Wert des Gangparameters single-task} * 100$$

Nach Berechnung der DTC für die Mittelwerte wurde die Prüfung auf Normalverteilung der Daten mittels Kolmogorov-Smirnov-Test durchgeführt (Signifikanzniveau von  $p = 0.05$ ). Die folgenden DTC, die anhand der Mittelwerte berechnet wurden, waren nicht normalverteilt: Im Pretest betraf es die Gehgeschwindigkeit NW/MDT, Schrittzeit NW/CDT und NW/MDT, die Einbeinstandphase NW/CDT und NW/MDT, die Zweibeinstandphase NW/CDT und die Schrittlänge NW/CDT. Im Posttest waren die Parameter Kadenz NW/CDT und NW/MDT, die Schrittzeit NW/MDT, die Einbeinstandphase NW/CDT und NW/MDT sowie die Doppelschrittlänge NW/CDT nicht normalverteilt.

Im Vergleich des Pretests mit dem Posttest der KG für die DTC Mittelwerte konnten keine signifikanten Veränderungen gesehen werden. Das Gleiche galt für den Vergleich der nicht normalverteilten Parameter im Wilcoxon-Test.

Für die FG gab der Wilcoxon-Test eine signifikante Reduktion der DTC zwischen dem Pretest und dem Posttest bezüglich der Schrittlänge NW/CDT an (Pre  $M = 5,50 \pm 4,45$ ; Post  $M = 3,36 \pm 4,45$ ;  $p = 0.043$ ). Alle anderen Parameter waren ohne signifikante Unterschiede im Pre-/Postvergleich (Abb.8; (\* $p < 0.05$ )).

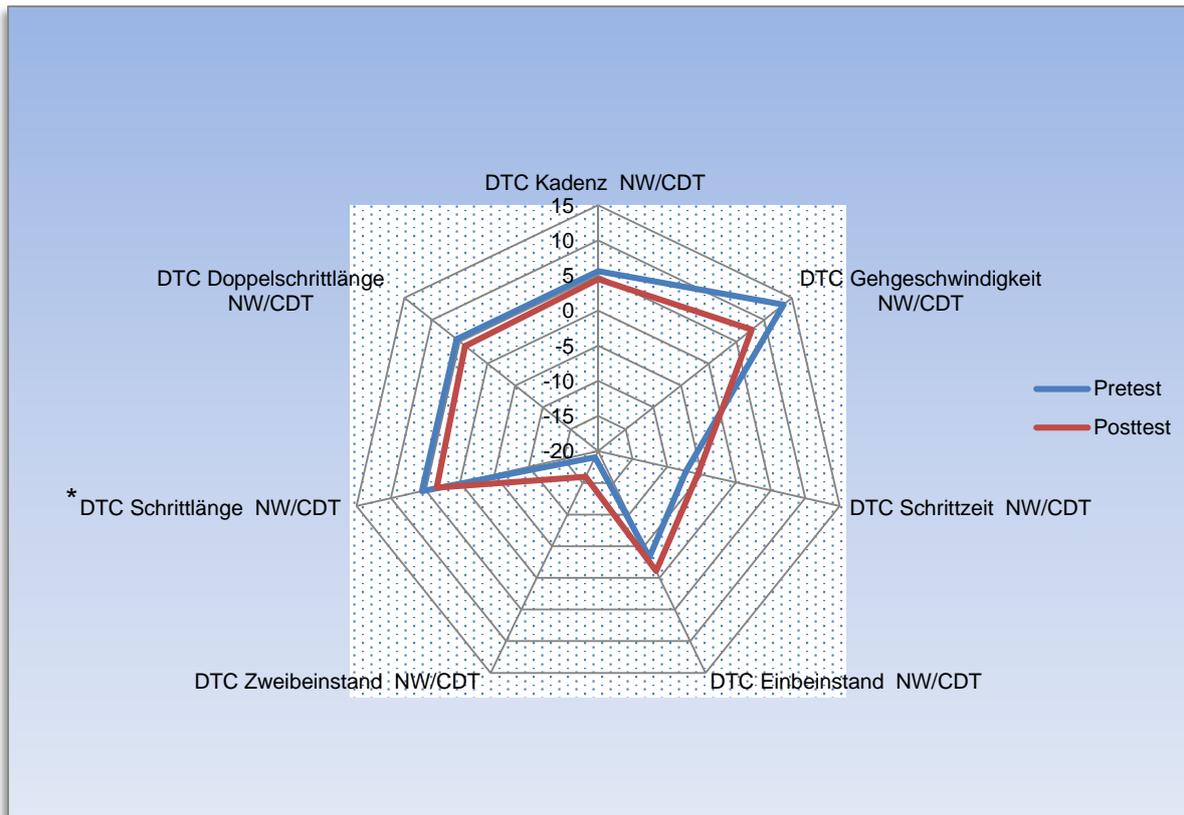


Abb. 8: Vergleich der Ergebnisse des Pre- und Posttests der KG mit einer signifikanten Reduktion der DTC für die Schrittlänge bei dem Vergleich von NW/CDT

Im Vergleich der drei Gruppen untereinander zeigte sich in der einfaktoriellen ANOVA ein signifikanter Unterschied bei den DTC der Zweibeinstandphase NW/MDT zwischen der Karate- und der Kontrollgruppe im Posttest (KG  $M = -10,17 \pm 9,08$ ; CG  $M = 0,74 \pm 22,72$ ;  $p = 0.050$ ). Im Kruskal Wallis Test fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Gruppen.

Bei dem Test auf Normalverteilung der DTC der Variabilität zeigten sich die Parameter Kadenz NW/MDT, Gehgeschwindigkeit NW/MDT, Schrittzeit NW/MDT und Doppelschrittlänge NW/MDT des Pretests normalverteilt. Die restlichen Parameter inklusive aller Parameter des Posttests wiesen keine Normalverteilung auf.

In der FG konnte im Vergleich der Pre- und Posttests ein signifikanter Unterschied für die DTC Variabilität der Schrittzeit NW/CDT gefunden werden (Pre  $M = -63,93 \pm 84,07$ ; Post  $M = -11,28 \pm 53,16$ ;  $p = 0.007$ ) (Abb. 9; (\* $p < 0.05$ )).

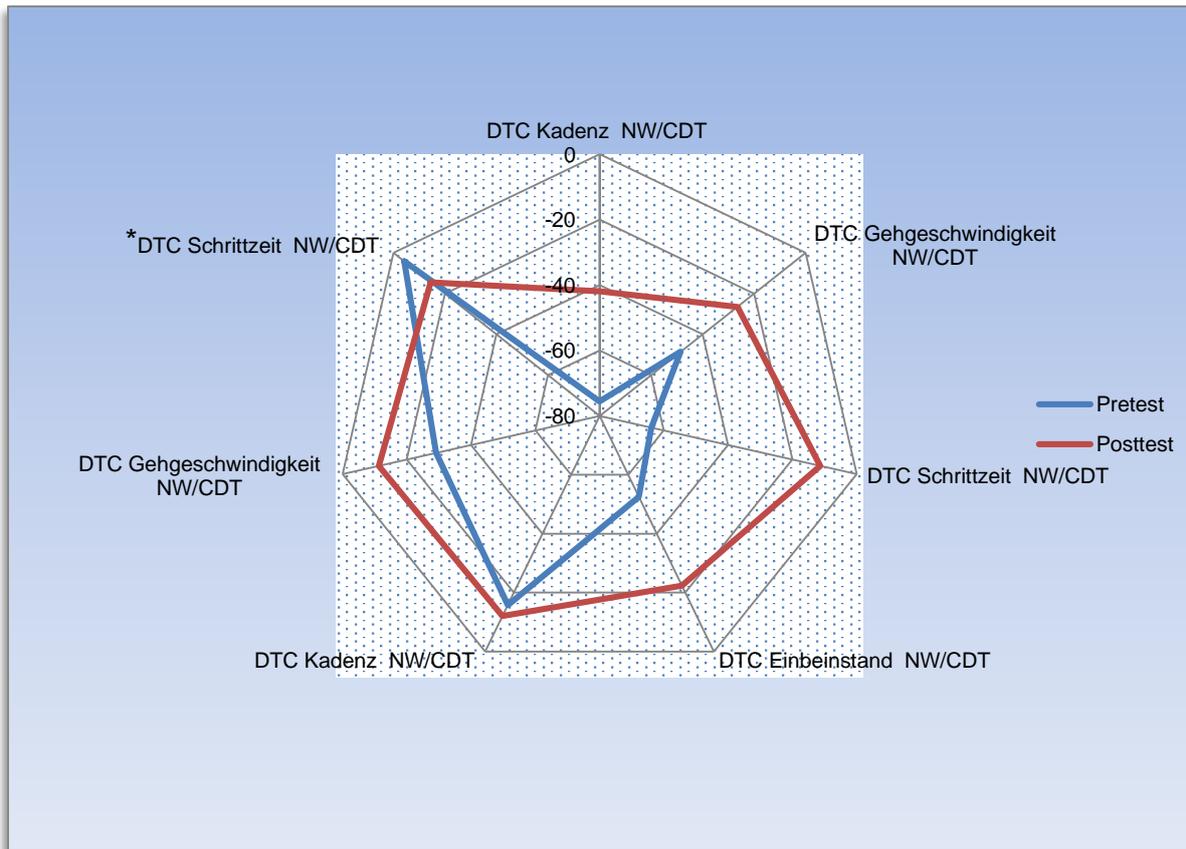


Abb. 9: Grafische Darstellung der dual-task-Kosten (DTC) in Bezug auf die Variabilität der Gangparameter der FG im Pre- / Postvergleich für NW/CDT

Für die CG konnte im Wilcoxon-Test ein signifikanter Unterschied für den Parameter Zweibeinstandphase NW/MDT der DTC Variabilität gefunden werden (Pre  $M = 2,35 \pm 44,96$ ; Post  $M = -43,06 \pm 75,21$ ;  $p = 0.044$ ) (Abb. 10; (\* $p < 0.05$ )).

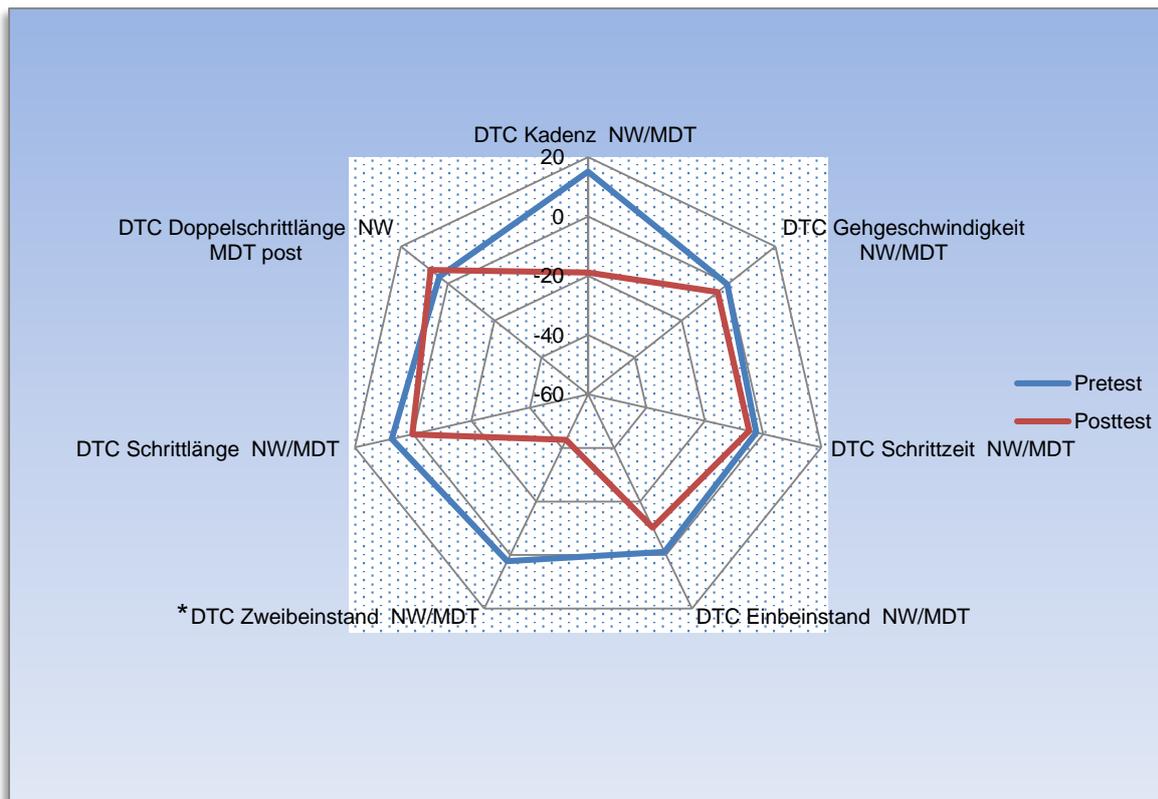


Abb. 10: Grafische Darstellung der dual-task-Kosten (DTC) in Bezug auf die Variabilität der Gangparameter der CG im Pre- / Postvergleich für NW/MDT

Im Vergleich der drei Gruppen untereinander mit Hilfe der einfaktoriellen Varianzanalyse zeigten sich keine signifikanten Unterschiede bei den DTC Variabilität. Im Kruskal Wallis Test zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen der KG und der CG hinsichtlich des Zweibeinstands (KG  $M = 4,48 \pm 37,38$ ; CG  $M = -43,06 \pm 75,21$ ;  $p = 0.015$ ).

## 6.2. Ergebnisse des SMART Balance Master

### 6.2.1. Sensory Organization Test (SOT)

#### *Test auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov Test)*

In der Karategruppe waren die gemessenen Parameter mit Ausnahme der Präferenz des visuellen Systems im Pretest normalverteilt. Im Kolmogorov-Smirnov Test zeigte die Präferenz des visuellen Systems eine asymptotische Signifikanz von  $p = 0.026$ . Obwohl die extremste Differenz (0,180) der Präferenz des visuellen Systems den Referenzwert von 0,25437 für das Signifikanzniveau von  $p = 0.05$  nicht überschritt, wurde von der Annahme der Normalverteilung abgesehen.

Für alle gemessenen Parameter des SOT lag bei der FG im Pre- und Posttest eine Normalverteilung vor.

In der Kontrollgruppe waren die Werte für die Strategie Knöchel/Hüfte im Pretest ( $p = 0.021$ ) sowie das somatosensorische System ( $p = 0.029$ ) und das visuelle System ( $p = 0.018$ ) im Posttest aufgrund der asymptotischen Signifikanz nicht normalverteilt. Obwohl die extremste Differenz in keinem der Fälle den Referenzwert von 0,2693 überschritt, wurde nicht von einer Normalverteilung für die drei Parameter ausgegangen.

#### *Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test und der H-Test nach Kruskal und Wallis*

Zum Vergleich der Gruppen untereinander wurde jeweils für normalverteilten Parameter aus dem Pretest und dem Posttest eine einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung durchgeführt.

Für den Pretest betraf das die Parameter des zusammengesetzten Gleichgewichts, des somatosensorischen Systems sowie des visuellen und vestibulären Systems. Nach Durchführung des Bonferroni Post Hoc Tests ließen sich zwischen den drei Gruppen für die o.g. Parameter keine signifikanten Änderungen feststellen. Der H-Test nach Kruskal und Wallis für die nicht normalverteilten Parameter Strategie Knöchel/Hüfte und Präferenz des visuellen Systems wies ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Gruppen im Pretest auf (Tab. 18).

Tabelle 18: Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test (a) und der H-Test nach Kruskal und Wallis (b) für den SOT (Pretest)

Tab.: 18a

Gleichgewichtssystem	Gruppe	N	Mittelwert	SD	Vergleich der Gruppen		Sig. nach Bonferroni
Zusammengesetztes Gleichgewicht (%) Pre	Karate	27	75,333	5,48	KG	FG	1.000
	Fitness	23	76,13	6,35		CG	1.000
	Kontrolle	24	76,583	4,02	FG	KG	1.000
	Total	74	75,987	5,31		CG	1.000
						CG	KG
Somatosensorisches System (%) Pre	Karate	27	95,562	4,41	KG	FG	1.000
	Fitness	23	95,71	3,36		CG	1.000
	Kontrolle	24	96,261	2,22	FG	KG	1.000
	Total	74	95,835	3,46		CG	1.000
					CG	KG	1.000
Visuelles System (%) Pre	Karate	27	91,621	4,88	KG	FG	1.000
	Fitness	23	91,978	4,29		CG	1.000
	Kontrolle	24	91,034	3,94	FG	KG	1.000
	Total	74	91,541	4,37		CG	1.000
					CG	KG	1.000
Vestibuläres System (%) Pre	Karate	27	60,118	15,9	KG	FG	1.000
	Fitness	23	62,047	12,4		CG	1.000
	Kontrolle	24	63,491	12,8	FG	KG	1.000
	Total	74	61,812	13,8		CG	1.000
					CG	KG	1.000
					FG	1.000	

Tab.: 18b

Gleichgewichtssystem	Gruppe	N	mittlerer Rang	df	Chi-Quadrat	asyp. Sig.
Strategie Knöchel/Hüfte Pre	Karate	27	36,22	2	0,465	0.792
	Altersfitness	23	36,43	2		
	Kontrolle	24	39,96	2		
	Total	74				
Präferenz des visuellen Systems (%) Pre	Karate	27	38,37	2	0,27	0.874
	Altersfitness	23	38,43	2		
	Kontrolle	24	35,63	2		
	Total	74				

Im Posttest zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen der FG und der CG nach Durchführung der einfaktoriellen Varianzanalyse mit Bonferroni Post Hoc Test für die Präferenz des visuellen Systems (FG M = 98,17 % ± 10,22; CG M = 104,08 % ± 6,02; p = 0.046). Die Werte des visuellen Systems, der Strategie Knöchel/Hüfte und des zusammengesetzten Gleichgewichts weichen im Intergruppenvergleich des Posttests nicht signifikant voneinander ab. Der H-Test nach Kruskal und Wallis zeigt keine signifikanten Unterschiede der Parameter somatosensorisches System und visuelles System im Posttest zwischen den drei Gruppen.

Die dargestellten Werte, die die Probanden im Pre- und Posttest erreicht haben, sind die erreichten Prozent der Referenzwerte vom Balance Master. Ein hoher Wert bedeutet, dass die Probanden Werte nahe den Referenzwerten erzielt haben (Tab. 19).

Tabelle 19: Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test (a) und der H-Test nach Kruskal und Wallis (b) für den SOT (Posttest) (\*p < 0.05).

Tab.: 19a

Gleichgewichtssystem	Gruppe	N	Mittelwerte	SD	Vergleich der Gruppen		Sig. nach Bonferroni
Zusammengesetztes Gleichgewicht (%) Post	Karate	27	78,63	5	KG	FG	0.796
	Fitness	23	80,087	5		CG	0.125
	Kontrolle	24	81,292	3	FG	KG	0.796
	Total	74	79,946	5		CG	1.000
						CG	KG
						FG	1.000
Strategie Knöchel/Hüfte Post	Karate	27	82,786	6	KG	FG	1.000
	Fitness	23	83,089	6		CG	0.409
	Kontrolle	24	84,866	3	FG	KG	1.000
	Total	74	83,555	5		CG	0.660
						CG	KG
						FG	0.660
Vestibuläres System (%) Post	Karate	27	66,55	13	KG	FG	0.666
	Fitness	23	70,573	11		CG	0.937
	Kontrolle	24	69,836	10	FG	KG	0.666
	Total	74	68,866	12		CG	1.000
						CG	KG
						FG	1.000
Präferenz des visuellen	Karate	27	100,305	8	KG	FG	1.000

Systems (%) Post	Fitness	23	98,167	10		CG	0.310	
	Kontrolle	24	104,075	6	FG	KG	1.000	
	Total	74	100,863	8		CG	0.046*	
						CG	KG	0.310
							FG	0.046*

Tab.: 19b

Gleichgewichtssystem	Gruppe	N	mittlerer Rang	df	Chi-Quadrat	asymp. Sig.
Somatosensorisches System (%) Post	Karate	27	34,94	2	4,38	0.112
	Fitness	23	32,74	2		
	Kontrolle	24	44,94	2		
	Total	74				
Visuelles System (%) Post	Karate	27	38,48	2	1,224	0.542
	Fitness	23	33,52	2		
	Kontrolle	24	40,21	2		
	Total	74				

*T-Test für verbundene Stichproben und Wilcoxon-Test für die KG*

Im Vergleich von Pretest vs. Posttest für die KG zeigten sich unter Verwendung des T-Tests für verbundene Stichproben signifikante Steigerungen für das zusammengesetzte Gleichgewicht (Pre M = 75,33 % ± 5,48; Post M = 78,63 % ± 5,39; p = 0.000) und für das vestibuläre System (Pre M = 60,12 % ± 15,91; Post M = 66,55 % ± 13,29; p = 0.050). Die Strategie Knöchel/Hüfte, das somatosensorische System und das visuelle System zeigten keine signifikanten Änderungen. Nach Durchführung des Wilcoxon-Tests für nicht normalverteilte Werte zeigte sich keine signifikante Änderung der Präferenz des visuellen Systems für die KG (Tab. 20).

Tabelle 20: Vergleich der Ergebnisse aus dem Pretest und dem Posttest für den SOT der KG mittels T-Test und Wilcoxon-Test (#) (\* p < 0.05)

Gleichgewichtssystem	Mittelwert	N	Standardabweichung	t/Z#	2-seitige Sig.
Zusammengesetztes Gleichgewicht (%) Pre	75,3333	27	5,48424	-5,42	0.000*
Zusammengesetztes Gleichgewicht (%) Post	78,6296	27	5,38622		
Strategie Knöchel/Hüfte Pre	82,5963	27	4,84624	-0,382	0.705
Strategie Knöchel/Hüfte Post	82,7856	27	5,6353		
Somatosensorisches System (%) Pre	95,5619	27	4,40529	-0,917	0.368

Somatosensorisches System (%) Post	96,3024	27	2,24819		
Visuelles System (%) Pre	91,6207	27	4,87631	-1,417	0.168
Visuelles System (%) Post	92,881	27	4,48674		
Vestibuläres System (%) Pre	60,1181	27	15,90983	-2,051	0.05*
Vestibuläres System (%) Post	66,5499	27	13,29101		
Präferenz des visuellen Systems (%) Pre	101,0685	27	12,46395	-0,24	0.981#
Präferenz des visuellen Systems (%) Post	100,3053	27	7,78853		

### T-Test für verbundene Stichproben für die FG

Der Pre- vs. Posttestvergleich der Parameter des SOT für die FG zeigte ebenfalls eine Verbesserung des zusammengesetzten Gleichgewichtes (Pre M = 76,13 % ± 6,35; Post M = 80,09 % ± 4,81; p = 0.000) und des vestibulären Systems (Pre M = 62,05 % ± 12,44; Post M = 70,57 % ± 10,56; p = 0.000). Für die Werte der Strategie Knöchel/Hüfte, des somatosensorischen Systems, des visuellen Systems und der Präferenz des visuellen Systems ließen sich keine signifikanten Veränderungen feststellen (Tab. 21).

Tabelle 21: Vergleich der Ergebnisse aus dem Pretest und dem Posttest für den SOT der FG mittels T-Test und Wilcoxon-Test (#) (\* p < 0.05)

Gleichgewichtssystem	Mittelwert	N	Standardabweichung	t/Z#	2-seitige Sig.
Zusammengesetztes Gleichgewicht (%) Pre	76,1304	23	6,34826	-5,641	0.000*
Zusammengesetztes Gleichgewicht (%) Post	80,087	23	4,80448		
Strategie Knöchel/Hüfte Pre	82,5235	23	5,59517	-0,829	0.416
Strategie Knöchel/Hüfte Post	83,0891	23	5,57413		
Somatosensorisches System (%) Pre	95,71	23	3,36264	-0,807	0.428
Somatosensorisches System (%) Post	96,1093	23	2,38892		
Visuelles System (%) Pre	91,9778	23	4,29308	-0,064	0.949
Visuelles System (%) Post	92,0433	23	4,52277		
Vestibuläres System (%) Pre	62,047	23	12,43446	-5,26	0.000*
Vestibuläres System (%) Post	70,5733	23	10,55485		
Präferenz des visuellen Systems (%) Pre	100,3357	23	9,58033	1,171	0.254
Präferenz des visuellen Systems (%) Post	98,1666	23	10,22296		

*T-Test für verbundene Stichproben und Wilcoxon-Test für die CG*

Signifikante Verbesserungen im Vergleich von Pre- vs. Posttest zeigte die CG beim zusammengesetzten Gleichgewicht (Pre M = 76,58 % ± 4,02; Post M = 81,29 % ± 3,11; p = 0.000) und dem vestibulären System (Pre M = 63,49 % ± 12,76; Post M = 69,84 % ± 10,13; p = 0.009) und einen Trend bei der Präferenz des visuellen Systems (Pre M = 100,54 % ± 9,62; Post M = 104,08 % ± 6,02; p = 0.078). Im Wilcoxon-Test konnte eine signifikante Änderung der Strategie Knöchel/Hüfte (Pre M = 83,30 % ± 3,87; Post M = 84,87 % ± 3,01; p = 0.011) sowie des visuellen Systems (Pre M = 91,03 % ± 3,94; Post M = 93,64 % ± 2,99; p = 0.013) ermittelt werden. Das somatosensorische System wies keine signifikante Veränderung auf (Tab. 22).

Tabelle 22: Vergleich der Ergebnisse aus dem Pretest und dem Posttest für den SOT der CG mittels T-Test und Wilcoxon-Test (#) (\* p < 0.05)

Gleichgewichtssystem	Mittelwert	N	Standardabweichung	t/Z#	2-seitige Sig.
Zusammengesetztes Gleichgewicht (%) Pre	76,5833	24	4,02078	-7,217	0.000*
Zusammengesetztes Gleichgewicht (%) Post	81,2917	24	3,11349		
Strategie Knöchel/Hüfte Pre	83,2954	24	3,86497	-2,543	0.011*#
Strategie Knöchel/Hüfte Post	84,8663	24	3,02862		
Somatosensorisches System (%) Pre	96,2613	24	2,22336	-1,529	0.126#
Somatosensorisches System (%) Post	97,2944	24	1,64834		
Visuelles System (%) Pre	91,0338	24	3,94076	-2,486	0.013*#
Visuelles System (%) Post	93,6444	24	2,99048		
Vestibuläres System (%) Pre	63,4908	24	12,76416	-2,869	0.009*
Vestibuläres System (%) Post	69,8358	24	10,12522		
Präferenz des visuellen Systems (%) Pre	100,5408	24	9,61854	-1,844	0.078
Präferenz des visuellen Systems (%) Post	104,0746	24	6,01847		

## 6.2.2. Limits of Stability (LOS)

### *Test auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov Test)*

Beim Test auf Normalverteilung überschritt die extremste Differenz bei keinem Parameter der KG den Tabellenwert von 0,25437. Jedoch konnte aufgrund der asymptotischen Signifikanz bei den Parametern Reaktionszeit rückwärts im Pretest, Reaktionszeit gesamt im Posttest, Reaktionszeit vorwärts und rechts seitwärts im Pre- und Posttest sowie Bewegungsgeschwindigkeit vorwärts im Posttest, rechts seitwärts und rückwärts im Posttest, Endpunkt der Auslenkung vorwärts und rückwärts im Pre- und Posttest, rechts seitwärts im Posttest, maximale Auslenkung gesamt im Pre- und Posttest, vorwärts und rechts seitwärts im Pretest, Richtungskontrolle gesamt im Posttest sowie der Richtungskontrolle vorwärts im Pre- und Posttest nicht von einer Normalverteilung ausgegangen werden.

Beim Test auf Normalverteilung zeigte sich für die FG, dass es in keinem Fall zu einer Überschreitung des Referenzwertes (0,28086) durch die extremste Differenz der einzelnen Parameter kommt. Aufgrund der asymptotischen Signifikanz musste jedoch bei der Reaktionszeit rückwärts im Pretest, rechts und links seitwärts im Posttest, der Bewegungsgeschwindigkeit vorwärts und links seitwärts im Pretest, rechts seitwärts im Posttest, der Richtungskontrolle gesamt und vorwärts im Pretest, rückwärts und links seitwärts im Posttest von der Annahme auf Normalverteilung abgesehen werden (Tab. 10):

Beim Test auf Normalverteilung für die CG kam es bei dem Parameter Richtungskontrolle links seitwärts im Posttest zu einem Überschreiten des Referenzwertes (0,2693) durch die extremste Differenz (0,287). Bei den Parametern Reaktionszeit vorwärts und rechts seitwärts im Posttest, links seitwärts im Pre- und Posttest, Bewegungsgeschwindigkeit rückwärts und links seitwärts im Pretest und vorwärts im Posttest, Endpunkt der Auslenkung rechts seitwärts im Pretest und links seitwärts im Posttest sowie der Richtungskontrolle vorwärts, rechts und links seitwärts im Pre- und Posttest musste aufgrund der asymptotischen Signifikanz von der Annahme einer Normalverteilung abgesehen werden.

*Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test und der H-Test nach Kruskal und Wallis*

Beim Vergleich der normalverteilten Parameter der drei Gruppen im Pretest unterschieden sich die Werte nicht signifikant voneinander. Im Kruskal Wallis Test fand sich ein Trend bei der Reaktionszeit nach vorn (KG Mittlerer Rang (MR) = 30,63; FG MR = 43,59; CG MR 38,13;  $M = 1,10 \text{ s} \pm 0,56$ ;  $p = 0.099$ ) (Tab. 23).

Tabelle 23: Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test (a) und der H-Test nach Kruskal und Wallis (b) für den LOS (Pretest) (\* $p < 0.05$ )

Tab.: 23a

Gleichgewichtswerte und Richtung	Gruppe	N	Mittelwert	SD	Vergleich der Gruppen		Signifikanz nach Bonferroni
Reaktionszeit Gesamt (s)	Karate	27	0,82	0,26	KG	FG	0.194
	Fitness	22	0,946	0,22		CG	1.000
	Kontrolle	24	0,839	0,21	FG	KG	0.194
	Total	73	0,864	0,24		CG	0.375
					CG	KG	1.000
					FG	0.375	
Bewegungsgeschw. Gesamt (°/s)	Karate	27	3,874	1,27	KG	FG	1.000
	Fitness	22	3,636	1,42		CG	1.000
	Kontrolle	24	3,708	1,19	FG	KG	1.000
	Total	73	3,748	1,28		CG	1.000
					CG	KG	1.000
					FG	1.000	
Bewegungsgeschw. Vorwärts (°/s)	Karate	27	3,1	1,59	KG	FG	1.000
	Fitness	22	3,023	1,83		CG	0.435
	Kontrolle	24	2,467	1,1	FG	KG	1.000
	Total	73	2,869	1,54		CG	0.668
					CG	KG	0.435
					FG	0.668	
Bewegungsgeschw. Rechts seitwärts (°/s)	Karate	27	4,011	1,7	KG	FG	0.333
	Fitness	22	4,918	2,5		CG	1.000
	Kontrolle	24	4,171	1,65	FG	KG	0.333
	Total	73	4,337	1,97		CG	0.600
					CG	KG	1.000
					FG	0.600	
Endpkt.Ausl. Gesamt (%)	Karate	27	65,037	10,53	KG	FG	1.000
	Fitness	22	65,955	9,59		CG	1.000
	Kontrolle	24	65,667	8,18	FG	KG	1.000

	Total	73	65,521	9,4		CG	1.000
						CG	KG
							FG
Endpkt.Ausl. Links seitwärts (%)	Karate	27	80,407	19,26	KG	FG	1.000
	Fitness	22	80,273	20,45		CG	1.000
	Kontrolle	24	77,458	11,81	FG	KG	1.000
	Total	73	79,397	17,39		CG	1.000
						CG	KG
							FG
Max.Ausl. Rückwärts (%)	Karate	27	76,111	13,89	KG	FG	1.000
	Fitness	22	80,318	12,25		CG	1.000
	Kontrolle	24	77,917	19,66	FG	KG	1.000
	Total	73	77,973	15,49		CG	1.000
						CG	KG
							FG
Max.Ausl. Links seitwärts (%)	Karate	27	89,296	11,93	KG	FG	0.712
	Fitness	22	92,909	11,56		CG	1.000
	Kontrolle	24	90,458	7,49	FG	KG	0.712
	Total	73	90,767	10,52		CG	1.000
						CG	KG
							FG
Richtungskontr. Rückwärts (%)	Karate	27	74,111	9,32	KG	FG	1.000
	Fitness	22	73,818	12,19		CG	1.000
	Kontrolle	24	74,125	13,58	FG	KG	1.000
	Total	73	74,027	11,56		CG	1.000
						CG	KG
							FG

Tab.: 23b

Gleichgewichtswerte und Richtung	Gruppe	N	Mittlerer Rang	df	Chi-Quadrat	Asymp. Sig.
Reaktionszeit Vorwärts (s)	Karate	27	30,63	2	4,625	0.099
	Fitness	22	43,59	2		
	Kontrolle	24	38,13	2		
	Total	73				
Reaktionszeit Rechts seitwärts (s)	Karate	27	32,76	2	2,751	0.253
	Fitness	22	42,82	2		
	Kontrolle	24	36,44	2		
	Total	73				
Reaktionszeit Rückwärts (s)	Karate	27	34	2	0,966	0.617
	Fitness	22	39,84	2		
	Kontrolle	24	37,77	2		
	Total	73				
Reaktionszeit Links seitwärts (s)	Karate	27	36,7	2	3,042	0.218
	Fitness	22	42,86	2		
	Kontrolle	24	31,96	2		
	Total	73				
Bewegungsgeschw. Rückwärts (°/s)	Karate	27	32,81	2	4,555	0.103
	Fitness	22	33,91	2		
	Kontrolle	24	44,54	2		
	Total	73				
Bewegungsgeschw. Links seitwärts (°/s)	Karate	27	37,83	2	0,536	0.765
	Fitness	22	34,27	2		
	Kontrolle	24	38,56	2		
	Total	73				
Endpkt.Ausl. Rechts seitwärts (%)	Karate	27	39,65	2	0,676	0.713
	Fitness	22	35,73	2		
	Kontrolle	24	35,19	2		
	Total	73				
Endpkt.Ausl. Rückwärts (%)	Karate	27	35,24	2	0,888	0.642
	Fitness	22	40,55	2		
	Kontrolle	24	35,73	2		
	Total	73				
Endpkt.Ausl. Vorwärts (%)	Karate	27	41,54	2	1,977	0.372
	Fitness	22	34,75	2		
	Kontrolle	24	33,96	2		
	Total	73				
Max.Ausl. Gesamt (%)	Karate	27	35,15	2	0,355	0.837
	Fitness	22	38,64	2		
	Kontrolle	24	37,58	2		
	Total	73				
Max.Ausl. Vorwärts (%)	Karate	27	36,65	2	0,565	0.754

	Fitness	22	39,64	2		
	Kontrolle	24	34,98	2		
	Total	73				
Max.Ausl. Rechts seitwärts (%)	Karate	27	37,48	2	1,333	0.513
	Fitness	22	40,45	2		
	Kontrolle	24	33,29	2		
	Total	73				
Richtungskontr. Gesamt (%)	Karate	27	35,04	2	0,479	0.787
	Fitness	22	37,07	2		
	Kontrolle	24	39,15	2		
	Total	73				
Richtungskontr. Vorwärts (%)	Karate	27	34,46	2	2,786	0.248
	Fitness	22	33,68	2		
	Kontrolle	24	42,9	2		
	Total	73				
Richtungskontr. Rechts seitwärts (%)	Karate	27	38	2	0,685	0.71
	Fitness	22	33,91	2		
	Kontrolle	24	38,71	2		
	Total	73				
Richtungskontr. Links seitwärts (%)	Karate	27	32,5	2	2,105	0.349
	Fitness	22	40,95	2		
	Kontrolle	24	38,44	2		
	Total	73				

Im Posttestvergleich der drei Gruppen untereinander ergab die einfaktorielle Varianzanalyse mit Bonferroni-Korrektur einen Unterschied zu Gunsten der FG im Vergleich zur KG für den Parameter der maximalen Auslenkung nach rückwärts im Trend (KG M = 77,67 % ± 18,12; FG M = 87,64 % ± 8,17; p = 0.061) sowie einen signifikanten Unterschied zwischen der FG und der CG zu Gunsten der FG für den Parameter der maximalen Auslenkung nach links (FG M = 96,55 % ± 6,00; CG M = 90,21 % ± 6,33, p = 0.013). Im Kruskal Wallis Test erschienen signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen für die Parameter der maximalen Auslenkung gesamt (KG M = 84,26 ± 8,99, MR = 32,70; FG M = 89,36 ± 6,60, MR = 44,95; CG M = 85,05 ± 7,01, MR = 31,09; p = 0.047), der Richtungskontrolle gesamt (KG M = 73,33 ± 8,04, MR = 28,83; FG M = 79,86 ± 6,08, MR = 46,93; CG M = 77,46 ± 8,10, MR = 33,86 ; p = 0.008), der Richtungskontrolle nach vorn (KG M = 79,04 ± 18,55, MR = 34,02; FG M = 88,41 ± 5,42, MR = 46,61; CG M = 82,08 ± 9,96, MR = 31,43; p = 0.036) sowie der Reaktionszeit nach rechts im Trend (KG M = 0,76 ± 0,33, MR = 36,67; FG M = 0,89 ± 0,31, MR = 44,73; CG M = 0,70 ± 0,39, MR = 30,29; p = 0.070) (Tab. 24).

Tabelle 24: Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test (a) und der H-Test nach Kruskal und Wallis (b) für den LOS (Posttest) (\*p < 0.05)

Tab.: 24a

Gleichgewichtswerte und Richtung	Gruppe	N	Mittelwert	SD	Vergleich der Gruppen		Signifikanz nach Bonferroni
Reaktionszeit Rückwärts (s) Post	Karate	27	0,7319	0,443	KG	FG	1.000
	Fitness	22	0,6414	0,449		CG	1.000
	Kontrolle	23	0,6196	0,425	FG	KG	1.000
	Total	72	0,6683	0,436		CG	1.000
						CG	KG
Bewegungsgeschw. Gesamt (°/s) Post	Karate	27	3,9763	1,362	KG	FG	0.154
	Fitness	22	3,2909	1,025		CG	0.581
	Kontrolle	22	3,5227	1,156	FG	KG	0.154
	Total	71	3,6234	1,221		CG	1.000
						CG	KG
Bewegungsgeschw. Links seitwärts (°/s) Post	Karate	27	5,2852	2,581	KG	FG	0.345
	Fitness	22	4,2909	1,945		CG	1.000
	Kontrolle	24	4,8083	1,828	FG	KG	0.345
	Total	73	4,8288	2,178		CG	1.000
						CG	KG
Endpkt.Ausl. Gesamt (%) Post	Karate	27	65,963	9,792	KG	FG	0.983
	Fitness	22	68,6364	9,781		CG	1.000
	Kontrolle	22	65,7273	8,614	FG	KG	0.983
	Total	71	66,7183	9,395		CG	0.931
						CG	KG
Max.Ausl. Vorwärts (%) Post	Karate	27	68,8889	14,43	KG	FG	1.000
	Fitness	22	72,0909	13,86		CG	1.000
	Kontrolle	24	66,1667	17,57	FG	KG	1.000
	Total	73	68,9589	15,34		CG	0.588
						CG	KG
Max.Ausl. Rechts seitwärts (%) Post	Karate	27	90,4444	10,67	KG	FG	1.000
	Fitness	22	91,4091	6,239		CG	1.000
	Kontrolle	24	90,5	7,627	FG	KG	1.000
	Total	73	90,7534	8,442		CG	1.000
						CG	KG
Max.Ausl. Rückwärts (%) Post	Karate	27	77,6667	18,12	KG	FG	0.061
						FG	1.000

	Fitness	22	87,6364	8,168		CG	0.262
	Kontrolle	23	84,8696	14,83	FG	KG	0.061
	Total	72	83,0139	15,06		CG	1.000
						CG	0.262
						FG	1.000
Max.Ausl. Links seitwärts (%) Post	Karate	27	92,1852	8,867	KG	FG	0.123
	Fitness	22	96,5455	5,998		CG	1.000
	Kontrolle	24	90,2083	6,331	FG	KG	0.123
	Total	73	92,8493	7,639		CG	0.013*
						CG	1.000
						FG	0.013*

Tab.: 24b

Gleichgewichtswerte und Richtung	Gruppe	N	Mittlerer Rang	df	Chi-Quadrat	Asymp. Sig.
Reaktionszeit Gesamt (s) Post	Karate	27	35,81	2	2,247	0.325
	Fitness	22	40,77	2		
	Kontrolle	24	31,45	2		
	Total	71				
Reaktionszeit Vorwärts (s) Post	Karate	27	39,61	2	0,7	0.705
	Fitness	22	36,2	2		
	Kontrolle	24	34,79	2		
	Total	73				
Reaktionszeit Rechts seitwärts (s) Post	Karate	27	36,67	2	5,327	0.07
	Fitness	22	44,73	2		
	Kontrolle	24	30,29	2		
	Total	73				
Reaktionszeit Links seitwärts (s) Post	Karate	27	35,74	2	1,352	0.509
	Fitness	22	34,16	2		
	Kontrolle	24	41,02	2		
	Total	73				
Bewegungsgeschw. Vorwärts (°/s) Post	Karate	27	40,91	2	3,802	0.149
	Fitness	22	39,7	2		
	Kontrolle	24	30,13	2		
	Total	73				
Bewegungsgeschw. Rückwärts (°/s) Post	Karate	27	39,43	2	1,611	0.447
	Fitness	22	31,95	2		
	Kontrolle	24	37,41	2		
	Total	72				
Bewegungsgeschw. Rechts seitwärts (°/s) Post	Karate	27	38,56	2	0,256	0.88
	Fitness	22	35,57	2		
	Kontrolle	24	36,56	2		
	Total	73				
Endpkt.Ausl. Vorwärts (%) Post	Karate	27	37,28	2	0,036	0.982

	Fitness	22	37,39	2		
	Kontrolle	24	36,33	2		
	Total	73				
Endpkt.Ausl. Rückwärts (%) Post	Karate	27	34,83	2	0,496	0.781
	Fitness	22	36	2		
	Kontrolle	24	38,93	2		
	Total	72				
Endpkt.Ausl. Rechts seitwärts (%) Post	Karate	27	42,76	2	4,166	0.125
	Fitness	22	36,89	2		
	Kontrolle	24	30,63	2		
	Total	73				
Endpkt.Ausl. Links seitwärts (%) Post	Karate	27	37,06	2	2,53	0.282
	Fitness	22	42,16	2		
	Kontrolle	24	32,21	2		
	Total	73				
Max.Ausl. Gesamt (%) Post	Karate	27	32,7	2	6,098	0.047*
	Fitness	22	44,95	2		
	Kontrolle	24	31,09	2		
	Total	71				
Richtungskontr. Gesamt (%) Post	Karate	27	28,83	2	9,688	0.008*
	Fitness	22	46,93	2		
	Kontrolle	24	33,86	2		
	Total	71				
Richtungskontr. Vorwärts (%) Post	Karate	27	34,02	2	6,665	0.036*
	Fitness	22	46,61	2		
	Kontrolle	24	31,54	2		
	Total	73				
Richtungskontr. Rückwärts (%) Post	Karate	27	30,11	2	4,26	0.119
	Fitness	22	41,86	2		
	Kontrolle	24	38,87	2		
	Total	72				
Richtungskontr. Rechts seitwärts (%) Post	Karate	27	35,63	2	0,576	0.75
	Fitness	22	35,75	2		
	Kontrolle	24	39,69	2		
	Total	73				
Richtungskontr. Links seitwärts (%) Post	Karate	27	32,3	2	2,893	0.235
	Fitness	22	42,64	2		
	Kontrolle	24	37,13	2		
	Total	73				

### *T-Test für verbundene Stichproben und Wilcoxon-Test für die KG*

Im Vergleich von Pretest vs. Posttest zeigte sich unter Verwendung des T-Test für verbundene Stichproben für die normalverteilten Parameter eine signifikante Abnahme der Richtungskontrolle in Rückwärtsrichtung (Pre M = 74,11 % ± 9,33; Post M = 66,96

% ± 15,45; p = 0.021). Für die nicht normalverteilten Parameter zeigte sich unter Anwendung des Wilcoxon-Tests eine signifikante Abnahme der Bewegungsgeschwindigkeit in Vorwärtsrichtung (Pre M = 3,10 °/s ± 1,59; Post M = 2,50 °/s ± 1,84; p = 0.033), des Endpunktes der Auslenkung nach vorn (Pre M = 48,37 % ± 15,00; Post M = 36,67 % ± 17,10; p = 0.006) und einer Abnahme der Richtungskontrolle gesamt (Pre M = 76,70 % ± 6,03; Post M = 73,33 % ± 8,04; p = 0.006). Für die anderen Parameter ergaben sich keine signifikanten Änderungen im Pre-/ Postvergleich (Tab. 25).

Tabelle 25: Vergleich der Ergebnisse aus dem Pretest und dem Posttest für den LOS der KG mittels T-Test und Wilcoxon-Test (#) (\* p < 0.05)

Gleichgewichtsaufgabe und Richtung	N	Mittelwerte	Standard- abweichung	T/Z#	Sig. (2- seitig)
Reaktionszeit Gesamt (s) Pre	27	0,8204	0,26132	-0,841	0.400#
Reaktionszeit Gesamt (s) Post	27	0,7778	0,22787		
Reaktionszeit Vorwärts (s) Pre	27	0,9741	0,55227	-0,036	0.971#
Reaktionszeit Vorwärts (s) Post	27	0,9419	0,61337		
Reaktionszeit Rechts seitwärts (s)-Pre	27	0,8378	0,51724	-0,48	0.962#
Reaktionszeit Rechts seitwärts (s) Post	27	0,7615	0,32518		
Reaktionszeit Rückwärts (s) Pre	27	0,6885	0,44378	-0,204	0.838#
Reaktionszeit Rückwärts (s) Post	27	0,7319	0,44292		
Reaktionszeit Links seitwärts (s) Pre	27	0,8259	0,40433	1,238	0.227
Reaktionszeit Links seitwärts (s) Post	27	0,7126	0,36253		
Bewegungsgeschw. Gesamt (°/s) Pre	27	3,8741	1,27146	-0,773	0.446
Bewegungsgeschw. Gesamt (°/s) Post	27	3,9763	1,36176		
Bewegungsgeschw. Vorwärts (°/s) Pre	27	3,1	1,58769	-2,134	0.033*#
Bewegungsgeschw. Vorwärts (°/s) Post	27	2,5	1,84057		
Bewegungsgeschw. Rechts seitwärts (°/s) Pre	27	4,0111	1,69623	-0,292	0.770#
Bewegungsgeschw. Rechts seitwärts (°/s) Post	27	4,1444	1,97218		
Bewegungsgeschw. Rückwärts (°/s) Pre	27	2,8704	1,23438	-0,962	0.336#
Bewegungsgeschw. Rückwärts (°/s) Post	27	3,3444	1,91177		
Bewegungsgeschw. Links seitwärts (°/s) Pre	27	4,8519	2,07371	-1,345	0.19
Bewegungsgeschw. Links seitwärts (°/s) Post	27	5,2852	2,5811		
Endpkt.Ausl. Gesamt (%) Pre	27	65,037	10,53376	-0,48	0.635
Endpkt.Ausl. Gesamt (%) Post	27	65,963	9,792		
Endpkt.Ausl. Vorwärts (%) Pre	27	48,3704	14,99782	-2,74	0.006*#
Endpkt.Ausl. Vorwärts (%) Post	27	36,6667	17,09926		
Endpkt.Ausl. Rechts seitwärts (%) Pre	27	77,8148	15,93505	-0,498	0.618#
Endpkt.Ausl. Rechts seitwärts (%) Post	27	78,5926	17,85036		
Endpkt.Ausl. Rückwärts (%) Pre	27	49,3333	18,53479	-1,094	0.274#
Endpkt.Ausl. Rückwärts (%) Post	27	53,1481	22,05012		
Endpkt.Ausl. Links seitwärts (%) Pre	27	80,4074	19,26188	-0,267	0.792

Endpkt.Ausl. Links seitwärts (%) Post	27	81,4074	14,93385		
Max.Ausl. Gesamt (%) Pre	27	82,0741	10,37722	-1,169	0.242#
Max.Ausl. Gesamt (%) Post	27	84,2593	8,98971		
Max.Ausl. Vorwärts (%) Pre	27	68,4074	14,07196	-0,229	0.819#
Max.Ausl. Vorwärts (%) Post	27	68,8889	14,42576		
Max.Ausl. Rechts seitwärts (%) Pre	27	87,963	11,82072	-1,635	0.102#
Max.Ausl. Rechts seitwärts (%) Post	27	90,4444	10,67468		
Max.Ausl. Rückwärts (%) Pre	27	76,1111	13,88783	-0,49	0.628
Max.Ausl. Rückwärts (%) Post	27	77,6667	18,12351		
Max.Ausl. Links seitwärts (%) Pre	27	89,2963	11,93191	-1,214	0.236
Max.Ausl. Links seitwärts (%) Post	27	92,1852	8,86669		
Richtungskontr. Gesamt (%) Pre	27	76,7037	6,03079	-2,756	0.006*#
Richtungskontr. Gesamt (%) Post	27	73,3333	8,03837		
Richtungskontr. Vorwärts (%) Pre	27	80,8889	14,8151	-0,148	0.882#
Richtungskontr. Vorwärts (%) Post	27	79,037	18,54616		
Richtungskontr. Rechts seitwärts (%) Pre	27	84,1481	6,71797	-1,048	0.304
Richtungskontr. Rechts seitwärts (%) Post	27	85,5185	6,7674		
Richtungskontr. Rückwärts (%) Pre	27	74,1111	9,32463	2,462	0.021*
Richtungskontr. Rückwärts (%) Post	27	66,963	15,44838		
Richtungskontr. Links seitwärts (%) Pre	27	84,2963	5,12021	-0,48	0.635
Richtungskontr. Links seitwärts (%) Post	27	84,8519	6,40735		

#### *T-Test für verbundene Stichproben und Wilcoxon-Test für die FG*

Nach Anwendung des T-Tests für verbundene Stichproben kam es im Vergleich des Pretest und Posttest zu einer signifikanten Abnahme der Reaktionszeit in Vorwärtsrichtung (Pre M = 1,30 s ± 0,68; Post M = 0,84 s ± 0,51; p = 0.022) und zu einer Abnahme der Endpunktauslenkung nach vorn im Trend (Pre M = 45,18 % ± 19,52; Post M = 37,00 % ± 17,51; p = 0.084) sowie zu einer signifikanten Steigerung der maximalen Auslenkung gesamt (Pre M = 84,00 % ± 9,72; Post M = 89,36 % ± 6,60; p = 0.007) und in Rückwärtsrichtung (Pre M = 80,32 % ± 12,25; Post M = 87,64 % ± 8,17; p = 0.022) sowie einer Verbesserung der Richtungskontrolle nach rechts im Trend (Pre M = 82,32 % ± 8,18; Post M = 85,82 % ± 5,27; p = 0.094). Im Wilcoxon-Test zeigte sich beim Vergleich des Pretest vs. Posttest für die nicht normalverteilten Parameter eine Verbesserung der Reaktionszeit nach links im Trend (Pre M = 0,92 s ± 0,37; Post M = 0,74 s ± 0,47; p = 0.085), eine Verbesserung der Richtungskontrolle gesamt (Pre M = 76,95 % ± 6,43; Post M = 79,86 % ± 6,08; p = 0.035) und nach vorn (Pre M = 79,50 % ± 19,19; Post M = 88,41 % ± 5,42; p = 0.010) und eine Abnahme der Bewegungsgeschwindigkeit nach rechts (Pre M = 4,92 %/s ± 2,50; Post M = 3,70 %/s ± 1,33; p = 0.049) (Tab. 26).

Tabelle 26: Vergleich der Ergebnisse aus dem Pretest und dem Posttest für den LOS der FG mittels T-Test und Wilcoxon-Test (#) (\*  $p < 0.05$ )

Gleichgewichtsaufgabe und Richtung	N	Mittelwerte	Standard- abweichung	T/Z#	Sig. (2- seitig)
Reaktionszeit Gesamt (s) Pre	22	0,9455	0,21758	1,411	0.173
Reaktionszeit Gesamt (s) Post	22	0,8385	0,25618		
Reaktionszeit Vorwärts (s) Pre	22	1,2959	0,67546	2,467	0.022*
Reaktionszeit Vorwärts (s) Post	22	0,835	0,50661		
Reaktionszeit Rechts seitwärts (s) Pre	22	0,9764	0,41823	-1,185	0.236#
Reaktionszeit Rechts seitwärts (s) Post	22	0,8845	0,31286		
Reaktionszeit Rückwärts (s) Pre	22	0,7727	0,38562	-1,008	0.313#
Reaktionszeit Rückwärts (s) Post	22	0,6414	0,44917		
Reaktionszeit Links seitwärts (s) Pre	22	0,9218	0,36566	-1,721	0.085#
Reaktionszeit Links seitwärts (s) Post	22	0,7441	0,46901		
Bewegungsgeschw. Gesamt (°/s) Pre	22	3,6364	1,42312	1,032	0.314
Bewegungsgeschw. Gesamt (°/s) Post	22	3,2909	1,02489		
Bewegungsgeschw. Vorwärts (°/s) Pre	22	3,0227	1,83301	-1,55	0.121#
Bewegungsgeschw. Vorwärts (°/s) Post	22	2,2727	1,23102		
Bewegungsgeschw. Rechts seitwärts (°/s) Pre	22	4,9182	2,49545	-1,965	0.49*#
Bewegungsgeschw. Rechts seitwärts (°/s) Post	22	3,7045	1,32646		
Bewegungsgeschw. Rückwärts (°/s) Pre	22	2,9818	1,50543	0,726	0.476
Bewegungsgeschw. Rückwärts (°/s) Post	22	2,6455	1,03543		
Bewegungsgeschw. Links seitwärts (°/s) Pre	22	4,8364	2,9154	-0,157	0.876#
Bewegungsgeschw. Links seitwärts (°/s) Post	22	4,2909	1,94518		
Endpkt.Ausl. Gesamt (%) Pre	22	65,9545	9,59403	-1,291	0.211
Endpkt.Ausl. Gesamt (%) Post	22	68,6364	9,78116		
Endpkt.Ausl. Vorwärts (%) Pre	22	45,1818	19,52199	1,816	0.084
Endpkt.Ausl. Vorwärts (%) Post	22	37	17,50646		
Endpkt.Ausl. Rechts seitwärts (%) Pre	22	77,5	9,45541	-0,188	0.853
Endpkt.Ausl. Rechts seitwärts (%) Post	22	77,9545	12,53748		
Endpkt.Ausl. Rückwärts (%) Pre	22	52,7727	15,94016	0,096	0.924
Endpkt.Ausl. Rückwärts (%) Post	22	52,4545	15,18372		
Endpkt.Ausl. Links seitwärts (%) Pre	22	80,2727	20,4478	-1,104	0.282
Endpkt.Ausl. Links seitwärts (%) Post	22	85,1364	11,26011		
Max.Ausl. Gesamt (%) Pre	22	84	9,71499	-2,96	0.007*
Max.Ausl. Gesamt (%) Post	22	89,3636	6,60119		
Max.Ausl. Vorwärts (%) Pre	22	70,6364	18,4405	-0,351	0.729
Max.Ausl. Vorwärts (%) Post	22	72,0909	13,85609		
Max.Ausl. Rechts seitwärts (%) Pre	22	90,8636	7,05283	-0,382	0.706
Max.Ausl. Rechts seitwärts (%) Post	22	91,4091	6,23858		
Max.Ausl. Rückwärts (%) Pre	22	80,3182	12,24506	-2,474	0.022*
Max.Ausl. Rückwärts (%) Post	22	87,6364	8,16815		
Max.Ausl. Links seitwärts (%) Pre	22	92,9091	11,56311	-1,687	0.106
Max.Ausl. Links seitwärts (%) Post	22	96,5455	5,99784		
Richtungskontr. Gesamt (%) Pre	22	76,9545	6,42523	-2,114	0.034*#

Richtungskontr. Gesamt (%) Post	22	79,8636	6,08116		
Richtungskontr. Vorwärts (%) Pre	22	79,5	19,19263	-2,583	0.010*#
Richtungskontr. Vorwärts (%) Post	22	88,4091	5,42182		
Richtungskontr. Rechts seitwärts (%) Pre	22	82,3182	8,17887	-1,755	0.094
Richtungskontr. Rechts seitwärts (%) Post	22	85,8182	5,27019		
Richtungskontr. Rückwärts (%) Pre	22	73,8182	12,18757	-0,341	0.733#
Richtungskontr. Rückwärts (%) Post	22	74,3182	14,31079		
Richtungskontr. Links seitwärts (%) Pre	22	86,1818	3,74975	-1,428	0.168
Richtungskontr. Links seitwärts (%) Post	22	87,7273	4,61036		

### T-Test für verbundene Stichproben und Wilcoxon-Test für die CG

Im T-Test für verbundene Stichproben zeigte sich bei der Kontrollgruppe im Vergleich des Pre- und Posttests eine Verbesserung der Gesamtreaktionszeit (Pre M = 0,85 s ± 0,21; Post M = 0,72 ± 0,17; p = 0.028) sowie eine Verbesserung des Endpunktes der Auslenkung in Rückwärtsrichtung im Trend (Pre M = 49,48 % ± 17,34; Post M = 57,43 % ± 23,00; p = 0.066). Zudem zeigte sich eine Verschlechterung der Richtungskontrolle gesamt (Pre M = 77,32 % ± 8,44; Post M = 74,64 % ± 8,97; p = 0.064). Im Wilcoxon-Test ließ sich eine signifikante Abnahme der Bewegungsgeschwindigkeit in Vorwärtsrichtung feststellen (Pre M = 2,47 °/s ± 1,10; Post M = 1,88 °/s ± 1,10; p = 0.005) (Tab. 27).

Tabelle 27: Vergleich der Ergebnisse aus dem Pretest und dem Posttest für den LOS der CG mittels T-Test und Wilcoxon-Test (#) (\* p < 0.05)

Gleichgewichtsaufgabe und Richtung	N	Mittelwerte	Standardabweichung	T/Z#	Sig. (2-seitig)
Reaktionszeit Gesamt (s) Pre	24	0,8514	0,21205	2,368	0.028*
Reaktionszeit Gesamt (s) Post	24	0,7245	0,17364		
Reaktionszeit Vorwärts (s) Pre	24	1,0688	0,39902	-1,6	0.110#
Reaktionszeit Vorwärts (s) Post	24	0,8029	0,50143		
Reaktionszeit Rechts seitwärts (s) Pre	24	0,8654	0,41856	-1,343	0.179#
Reaktionszeit Rechts seitwärts (s) Post	24	0,7021	0,38864		
Reaktionszeit Rückwärts (s) Pre	24	0,7261	0,28646	0,955	0.35
Reaktionszeit Rückwärts (s) Post	24	0,6196	0,42487		
Reaktionszeit Links seitwärts (s) Pre	24	0,7313	0,31572	-0,229	0.819
Reaktionszeit Links seitwärts (s) Post	24	0,8104	0,44077		
Bewegungsgeschw. Gesamt (°/s) Pre	24	3,7182	1,21641	0,764	0.453
Bewegungsgeschw. Gesamt (°/s) Post	24	3,5227	1,15591		
Bewegungsgeschw. Vorwärts (°/s) Pre	24	2,4667	1,10322	-2,83	0.005*#
Bewegungsgeschw. Vorwärts (°/s) Post	24	1,875	1,09792		

Bewegungsgeschw. Rechts seitwärts (°/s) Pre	24	4,1708	1,65042	0,466	0.645
Bewegungsgeschw. Rechts seitwärts (°/s) Post	24	3,9875	2,01199		
Bewegungsgeschw. Rückwärts (°/s) Pre	24	3,9833	2,51598	-1,165	0.244#
Bewegungsgeschw. Rückwärts (°/s) Post	23	3,3478	1,94092		
Bewegungsgeschw. Links seitwärts (°/s) Pre	24	5,05	2,35667	-0,214	0.830#
Bewegungsgeschw. Links seitwärts (°/s) Post	24	4,8083	1,82755		
Endpkt.Ausl. Gesamt (%) Pre	24	65,6364	8,35832	-0,063	0.95
Endpkt.Ausl. Gesamt (%) Post	24	65,7273	8,61439		
Endpkt.Ausl. Vorwärts (%) Pre	24	43,25	14,16134	1,686	0.105
Endpkt.Ausl. Vorwärts (%) Post	24	35,4333	16,92805		
Endpkt.Ausl. Rechts seitwärts (%) Pre	24	73,9583	17,35682	-0,4	0.689#
Endpkt.Ausl. Rechts seitwärts (%) Post	24	73,7958	18,13573		
Endpkt.Ausl. Rückwärts (%) Pre	24	49,4783	17,33853	-1,933	0.066
Endpkt.Ausl. Rückwärts (%) Post	24	57,4348	22,99966		
Endpkt.Ausl. Links seitwärts (%) Pre	24	77,4583	11,8137	-0,086	0.932#
Endpkt.Ausl. Links seitwärts (%) Post	24	76,5417	18,74307		
Max.Ausl. Gesamt (%) Pre	24	84,8182	9,05873	-0,119	0.906
Max.Ausl. Gesamt (%) Post	24	85,0455	7,01344		
Max.Ausl. Vorwärts (%) Pre	24	68,75	12,88832	0,721	0.478
Max.Ausl. Vorwärts (%) Post	24	66,1667	17,56644		
Max.Ausl. Rechts seitwärts (%) Pre	24	87,875	8,37861	-1,345	0.192
Max.Ausl. Rechts seitwärts (%) Post	24	90,5	7,62718		
Max.Ausl. Rückwärts (%) Pre	24	78,4348	19,93359	-1,519	0.143
Max.Ausl. Rückwärts (%) Post	24	84,8696	14,83026		
Max.Ausl. Links seitwärts (%) Pre	24	90,4583	7,489	0,131	0.897
Max.Ausl. Links seitwärts (%) Post	24	90,2083	6,33128		
Richtungskontr. Gesamt (%) Pre	24	77,3182	8,44245	1,956	0.064
Richtungskontr. Gesamt (%) Post	24	74,6364	8,97375		
Richtungskontr. Vorwärts (%) Pre	24	85,4583	8,15597	-1,63	0.103#
Richtungskontr. Vorwärts (%) Post	24	82,0833	9,95606		
Richtungskontr. Rechts seitwärts (%) Pre	24	84,375	6,88926	-0,8	0.424#
Richtungskontr. Rechts seitwärts (%) Post	24	84,5417	12,28282		
Richtungskontr. Rückwärts (%) Pre	24	74,5217	13,74068	1,194	0.245
Richtungskontr. Rückwärts (%) Post	24	70,9565	18,08686		
Richtungskontr. Links seitwärts (%) Pre	24	84,7917	6,29685	-0,277	0.782#
Richtungskontr. Links seitwärts (%) Post	24	84,0417	9,83551		

### 6.3. Zusammenfassung der Ergebnisse der Ganganalyse und des Balance Masters

In der Ganganalyse konnten bezüglich der ausgewerteten Mittelwerte folgende signifikante Änderungen festgestellt werden:

Die Karategruppe hat im Vergleich zu den Ergebnissen des Pretests die Kadenz, die Gehgeschwindigkeit, die Schritt- sowie die Doppelschrittlänge signifikant unter NW- und CDT-Bedingungen verbessern können. Dazu kam eine signifikante Reduktion der Schrittzeit und der Zeit der Einbeinunterstützungsphase unter den genannten Bedingungen sowie eine Reduktion der Zeit der Zweibeinunterstützung unter CDT-Bedingungen. Unter MDT-Bedingungen zeigten sich signifikante Steigerungen der Schritt- und Doppelschrittlänge sowie die Reduktion der Einbeinunterstützungsphase (Abb. 11 – 17).

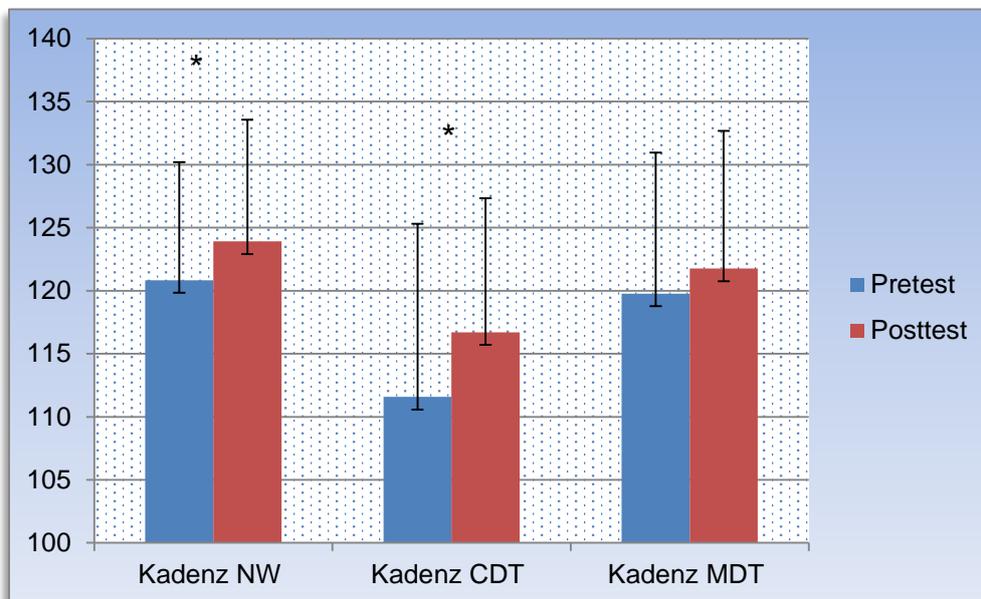


Abb. 11: Kadenz aller Gangaufgaben für die KG in Schritten/min (\*p < 0.05)

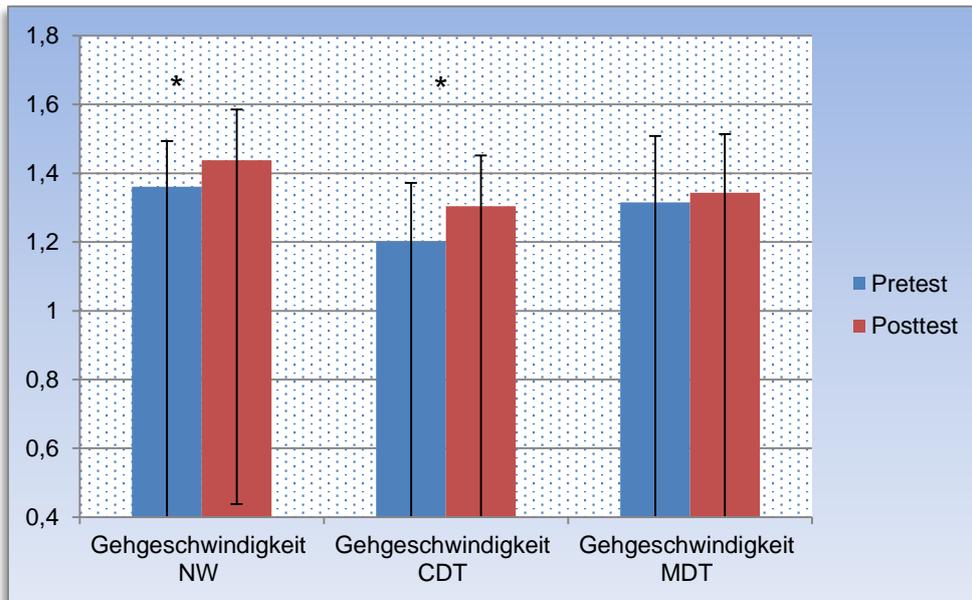


Abb. 12: Gehgeschwindigkeit aller Gangaufgaben für die KG in m/s (\*p < 0.05)

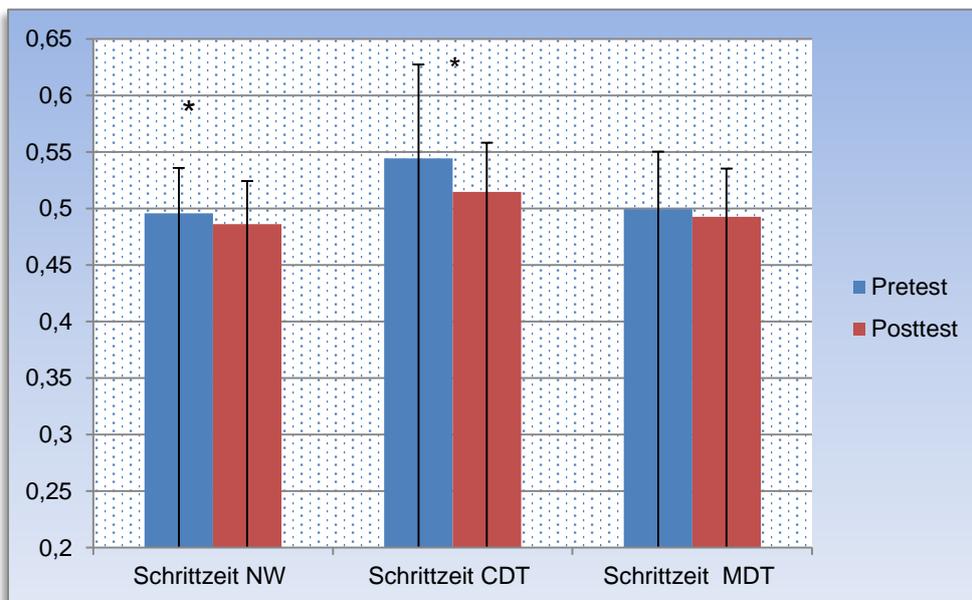


Abb. 13: Schrittzeit aller Gangaufgaben für die KG in sec. (\*p < 0.05)

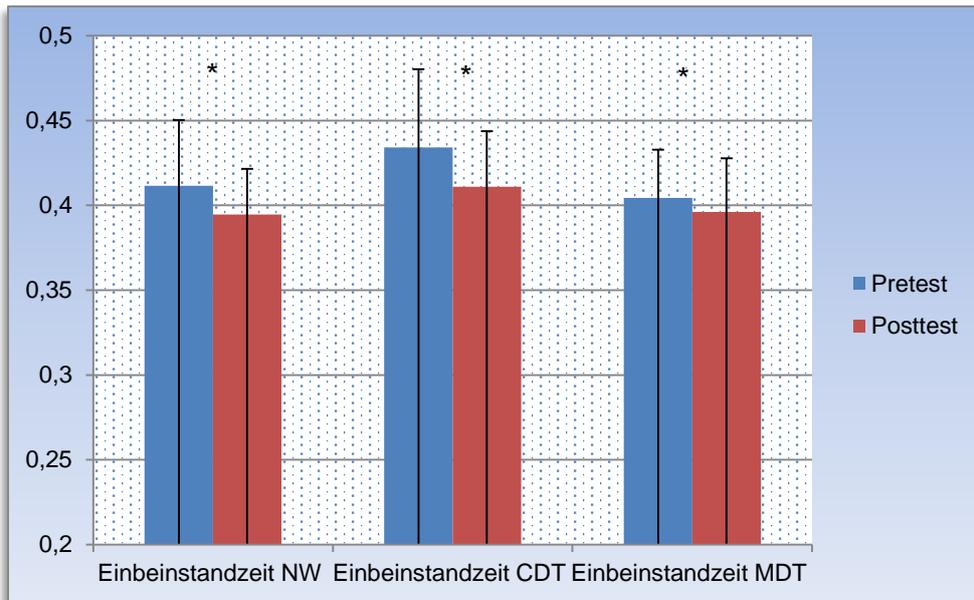


Abb. 14: Einbeinstandzeit aller Gangaufgaben für die KG in sec. (\*p < 0.05)

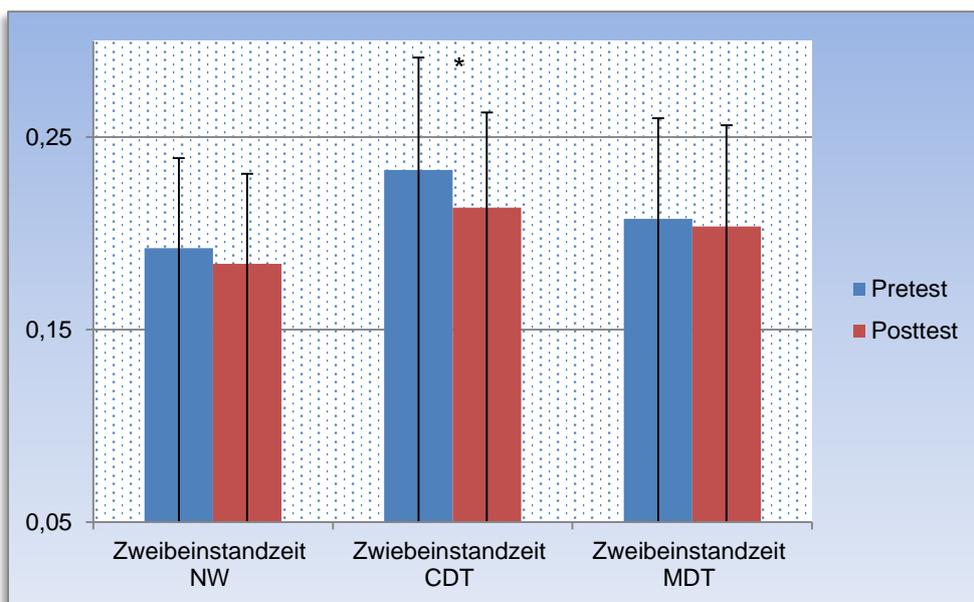


Abb. 15: Zweibeinstandzeit aller Gangaufgaben für die KG in sec. (\*p < 0.05)

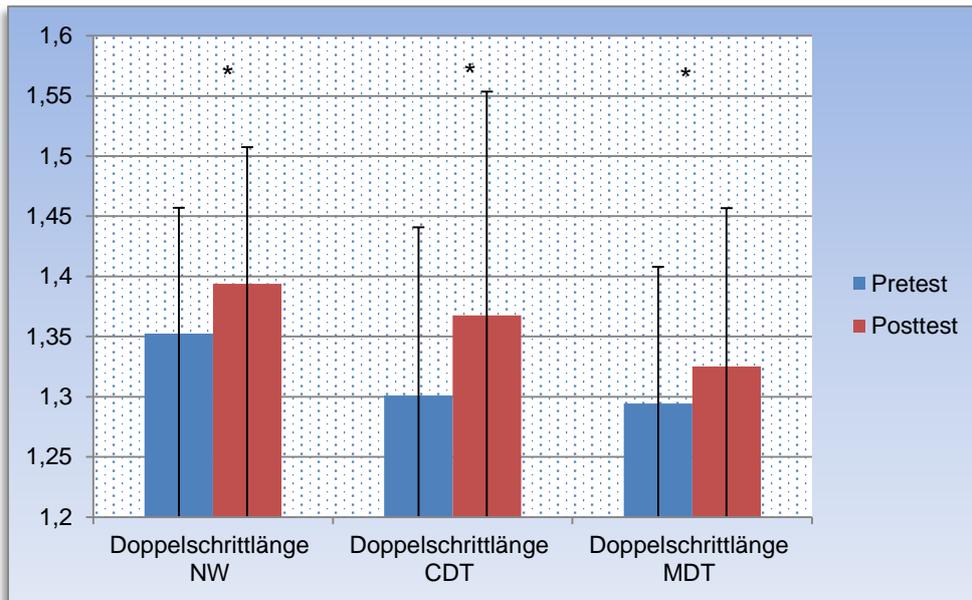


Abb. 16: Doppelschrittlänge aller Gangaufgaben für die KG in Meter (\*p < 0.05)

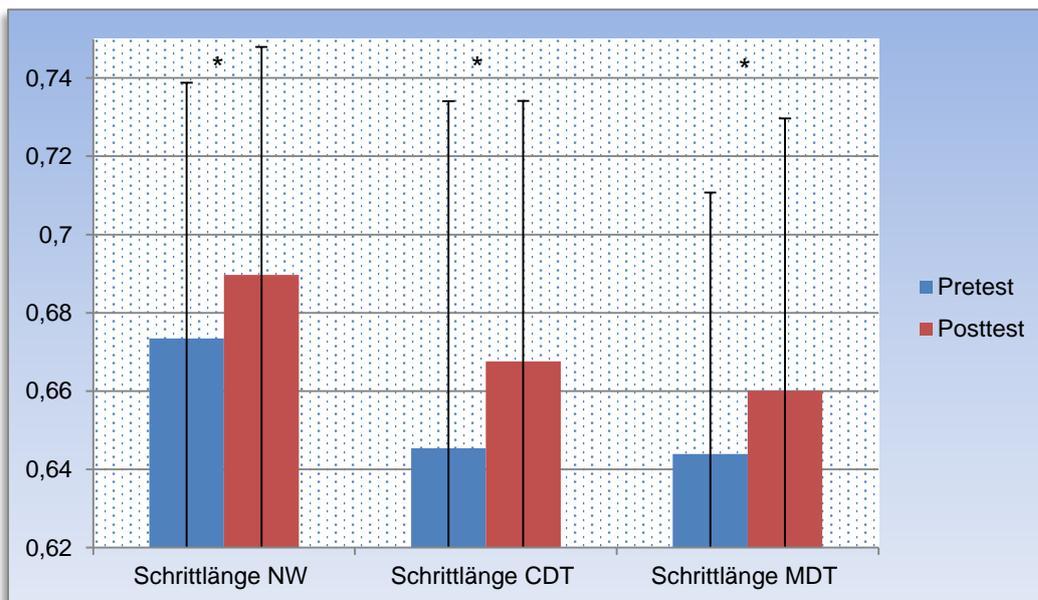


Abb. 17: Schrittlänge aller Gangaufgaben für die KG in Meter (\*p < 0.05)

Die FG konnte nach der Intervention die Kadenz, die Gehgeschwindigkeit und die Doppelschrittlänge unter NW- und CDT-Bedingungen verbessern und die Schrittzeit und die Einbeinunterstützungsphase signifikant reduzieren sowie die Schrittlänge unter normalen Gangbedingungen steigern. Zudem zeigte sich eine signifikante Zunahme der Schrittlänge unter CDT-Bedingungen. Unter MDT-Bedingungen konnte lediglich die Kadenz signifikant verbessert werden (Abb. 18 – 23).

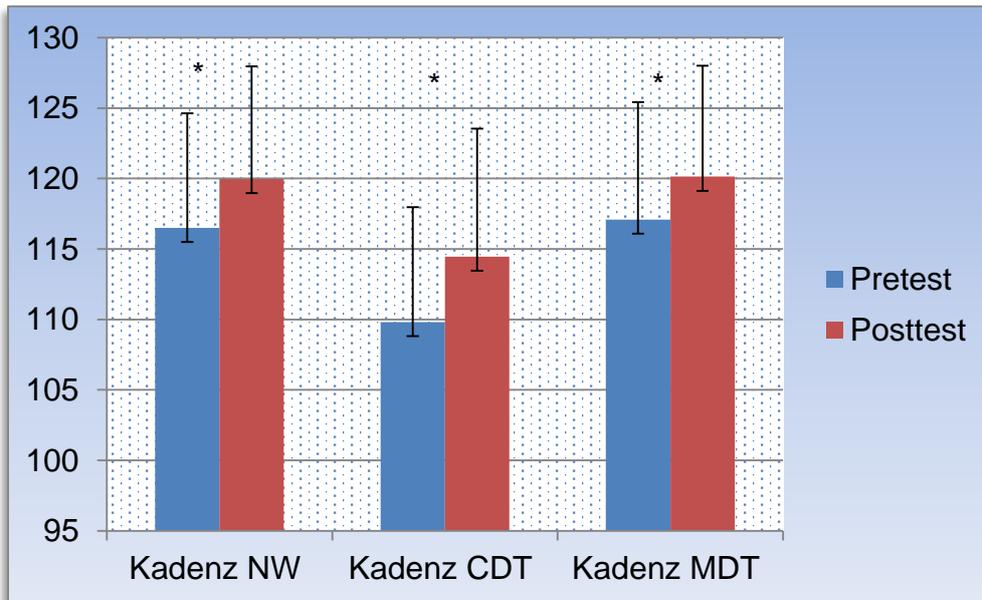


Abb. 18: Kadenz aller Gangaufgaben für die FG in Schritten/Minute (\*p < 0.05)

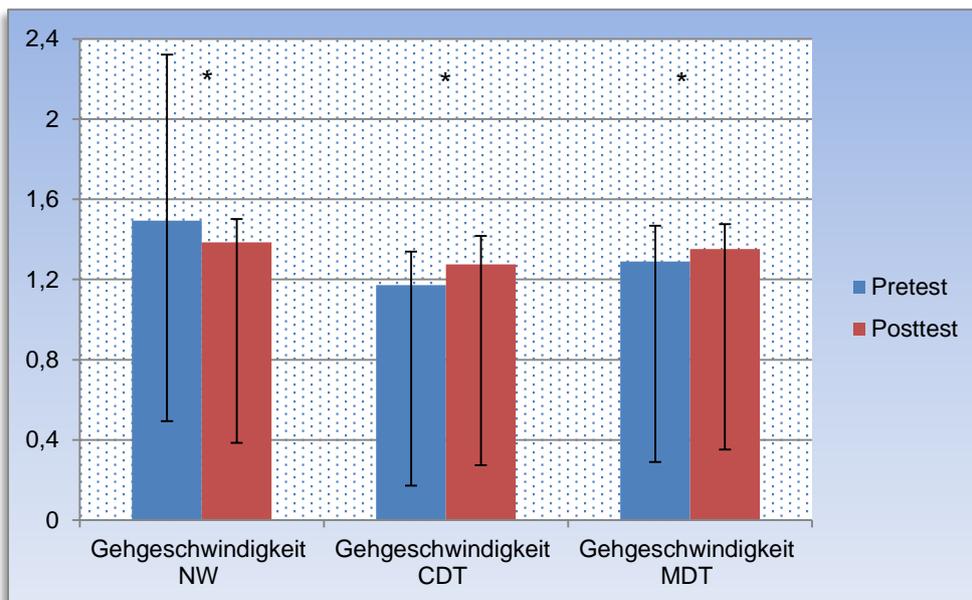


Abb. 19: Gehgeschwindigkeit aller Gangaufgaben für die FG in m/s (\*p < 0.05)

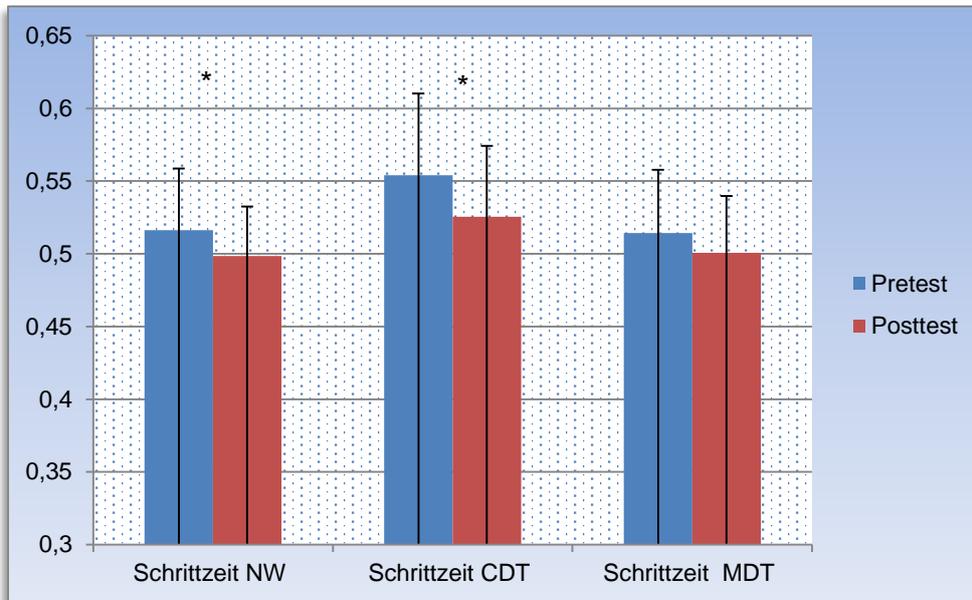


Abb. 20: Schrittzeit aller Gangaufgaben für die FG in sec. (\*p < 0.05)

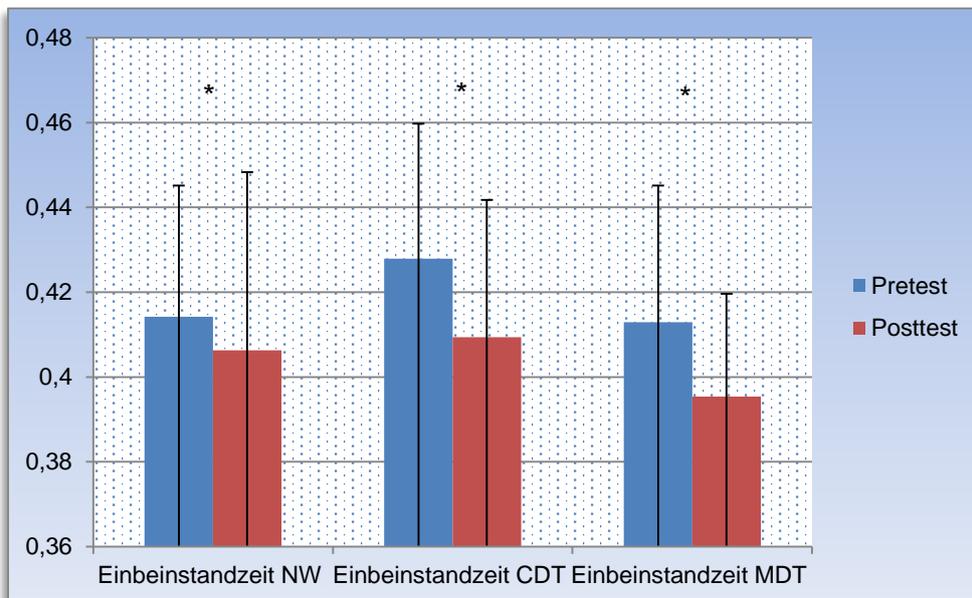


Abb. 21: Einbeinstandzeit aller Gangaufgaben für die FG in sec. (\*p < 0.05)

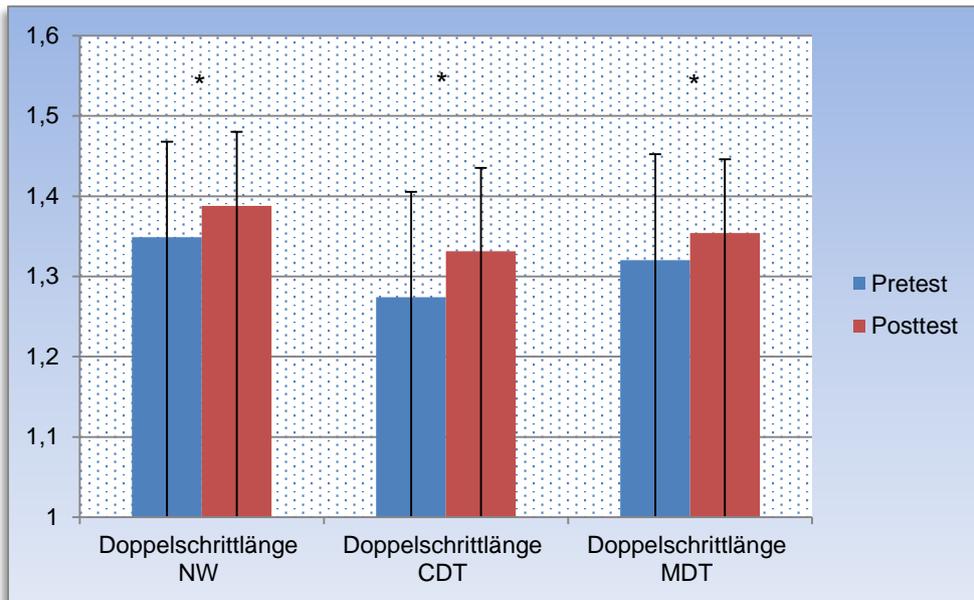


Abb. 22: Doppelschrittlänge aller Gangaufgaben für die FG in Meter (\*p < 0.05)

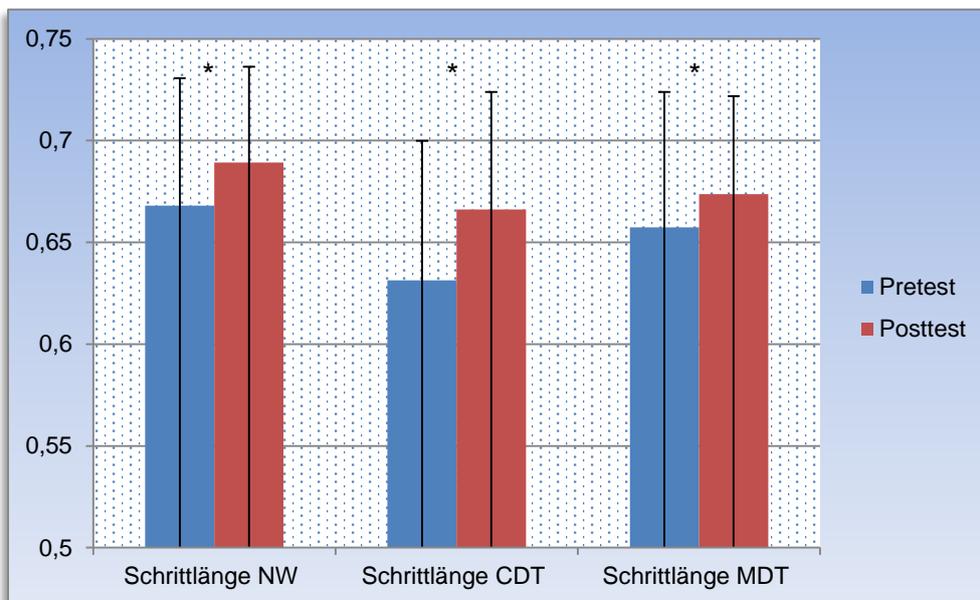


Abb. 23: Schrittlänge aller Gangaufgaben für die FG in Meter (\*p < 0.05)

Die CG wies ohne Interventionsprogramm im Posttest signifikante Steigerungen der Schritt- und Doppelschrittlänge unter NW- und CDT-Bedingungen auf sowie eine Reduktion der Schrittzeit. Zusätzlich konnte unter CDT-Bedingungen eine Verbesserung der Gehgeschwindigkeit festgestellt werden. Unter MDT-Bedingungen zeigten sich eine Abnahme der Kadenz und eine Steigerung aller anderen Gangparameter (Abb. 24 – 30).

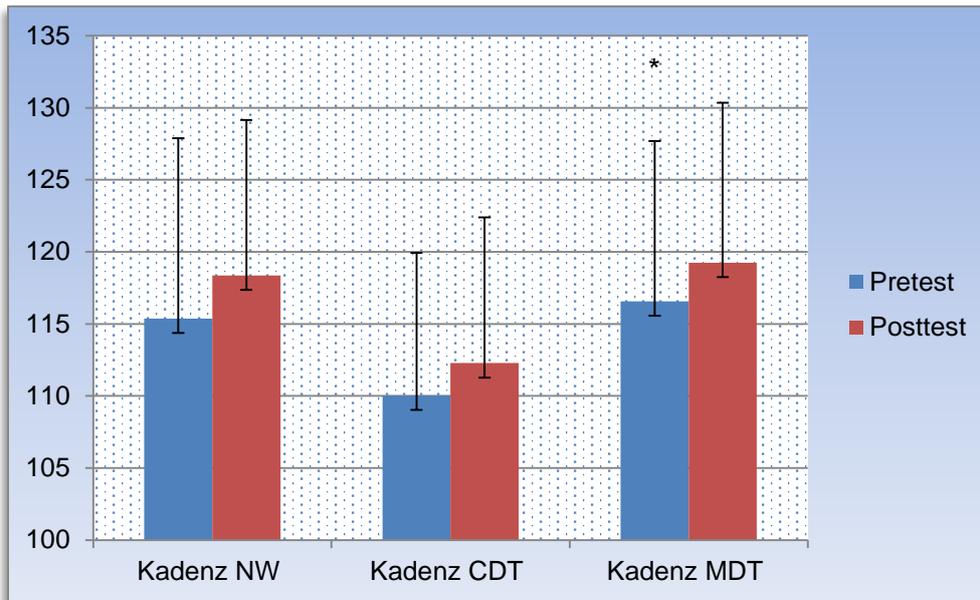


Abb. 24: Kadenz aller Gangaufgaben für die CG in Schritte/Minute (\*p < 0.05)

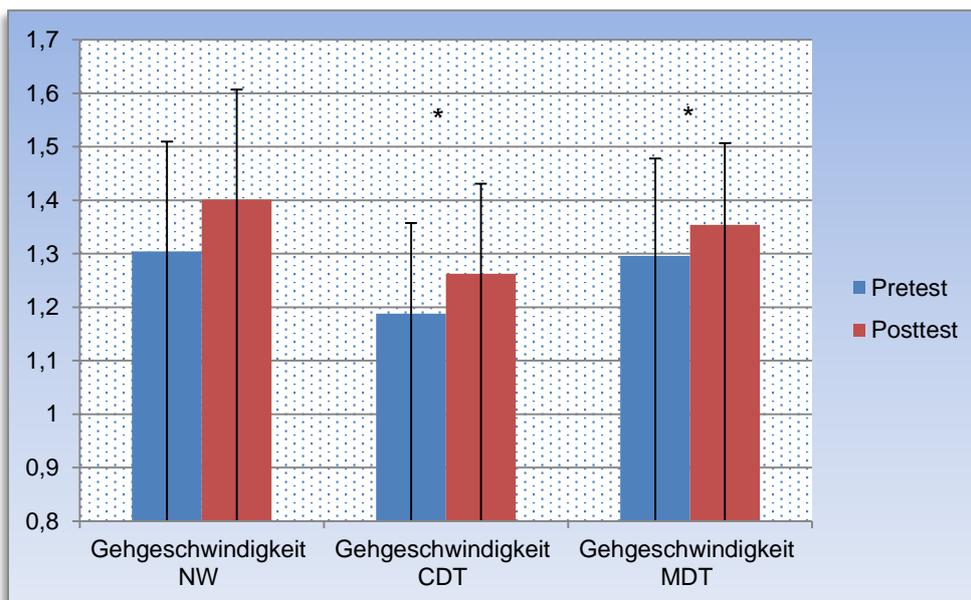


Abb. 25: Gehgeschwindigkeit aller Gangaufgaben für die CG in m/s (\*p < 0.05)

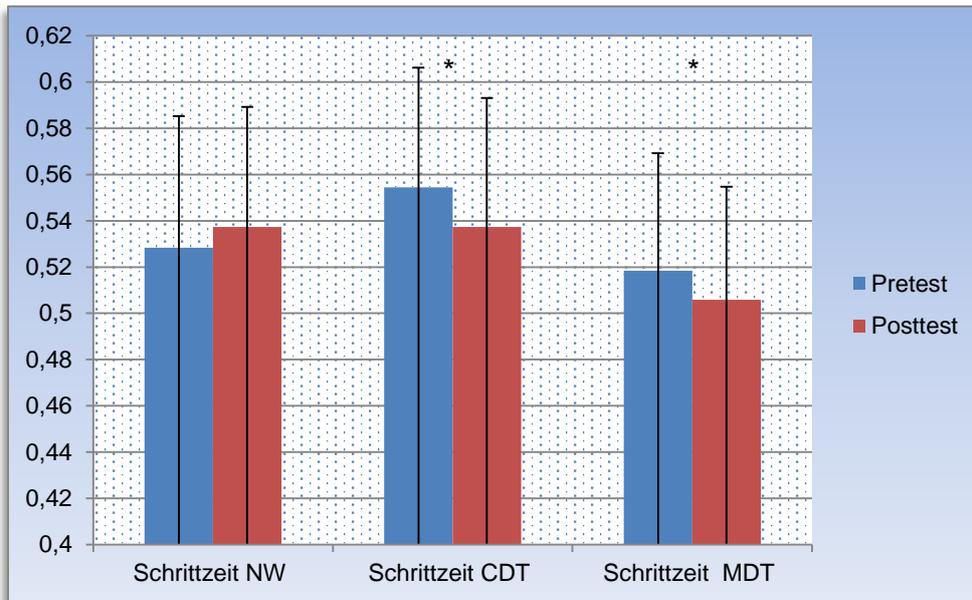


Abb. 26: Schrittzeit aller Gangaufgaben für die CG in sec. (\*p < 0.05)

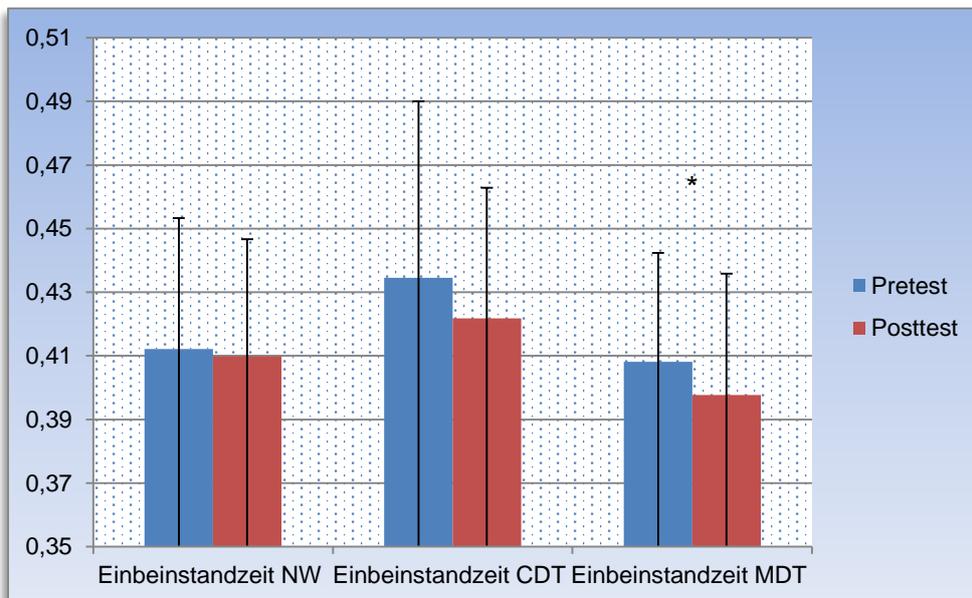


Abb. 27: Einbeinstand aller Gangaufgaben für die CG in sec. (\*p < 0.05)

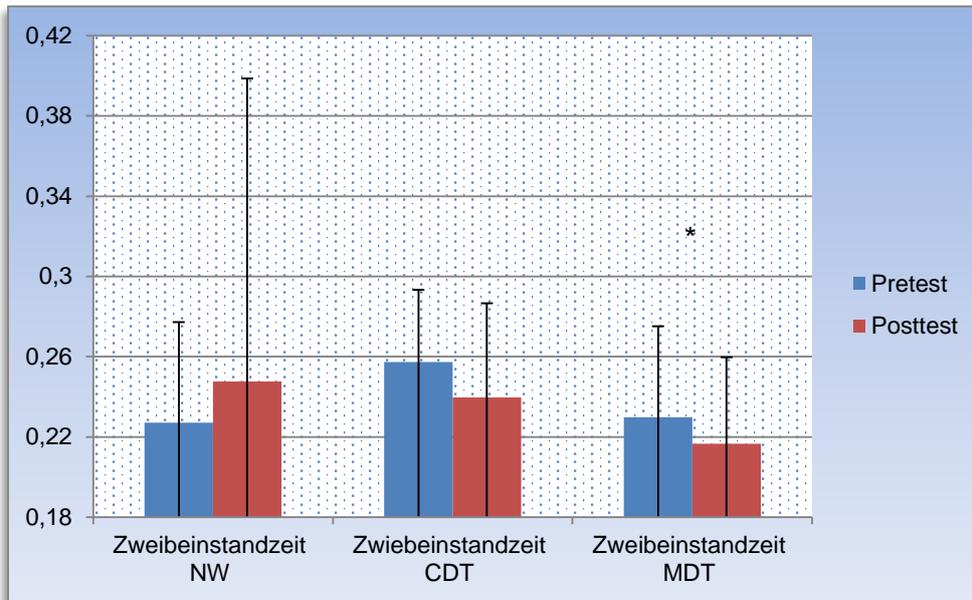


Abb. 28: Zweibeinstand aller Gangaufgaben für die CG in sec. (\*p < 0.05)

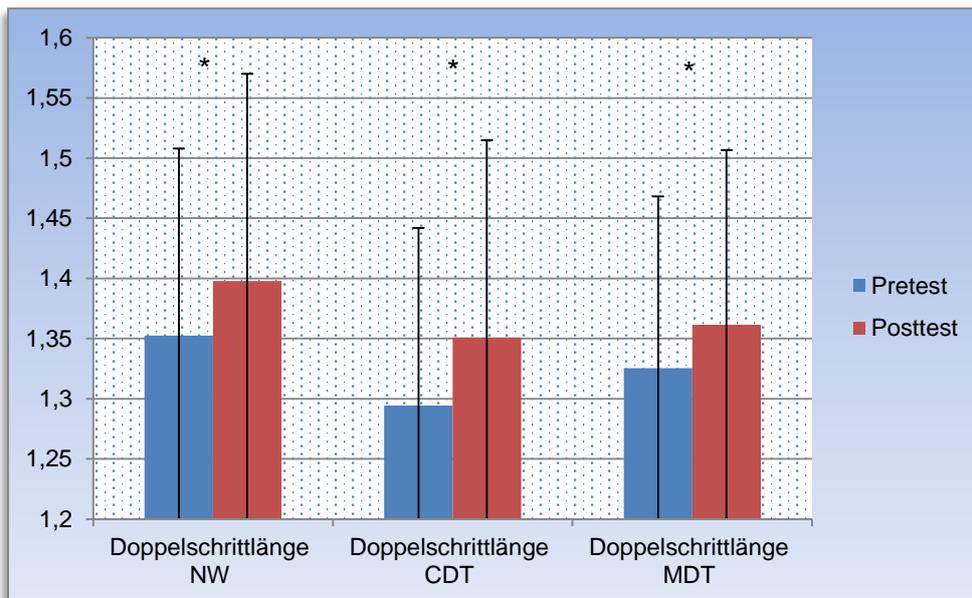


Abb. 29: Doppelschrittlänge aller Gangaufgaben für die CG in Meter (\*p < 0.05)

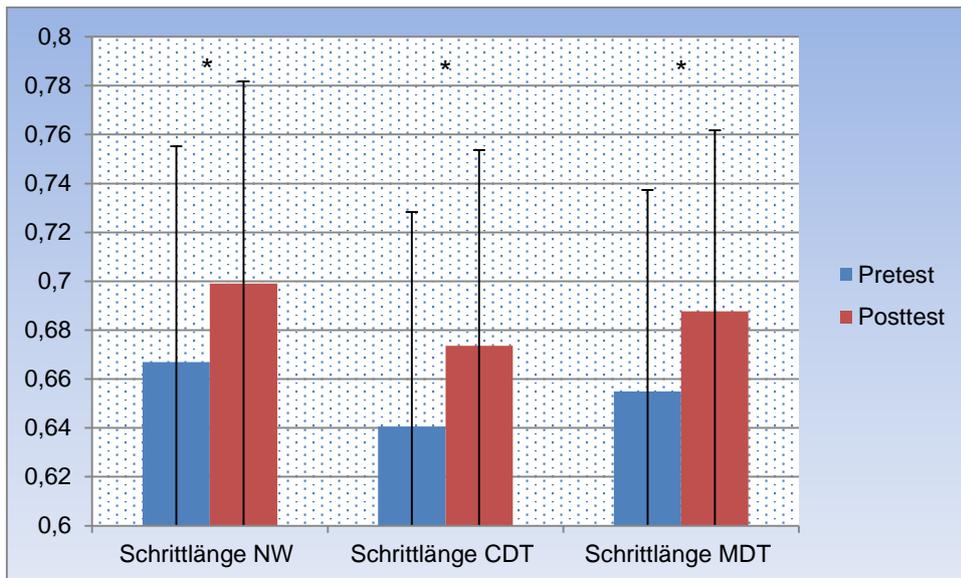


Abb. 30: Schrittlänge aller Gangaufgaben für die CG in Meter (\* $p < 0,05$ )

Im Vergleich der drei Gruppen untereinander konnte sowohl im Pre- als auch im Posttest ein signifikanter Unterschied bezüglich Zweibeinunterstützungsphase festgestellt werden. Die Probanden der KG wiesen die geringste Zeit der Zweibeinunterstützungsphase auf, die Probanden der CG die längste (Abb. 31 – 32).

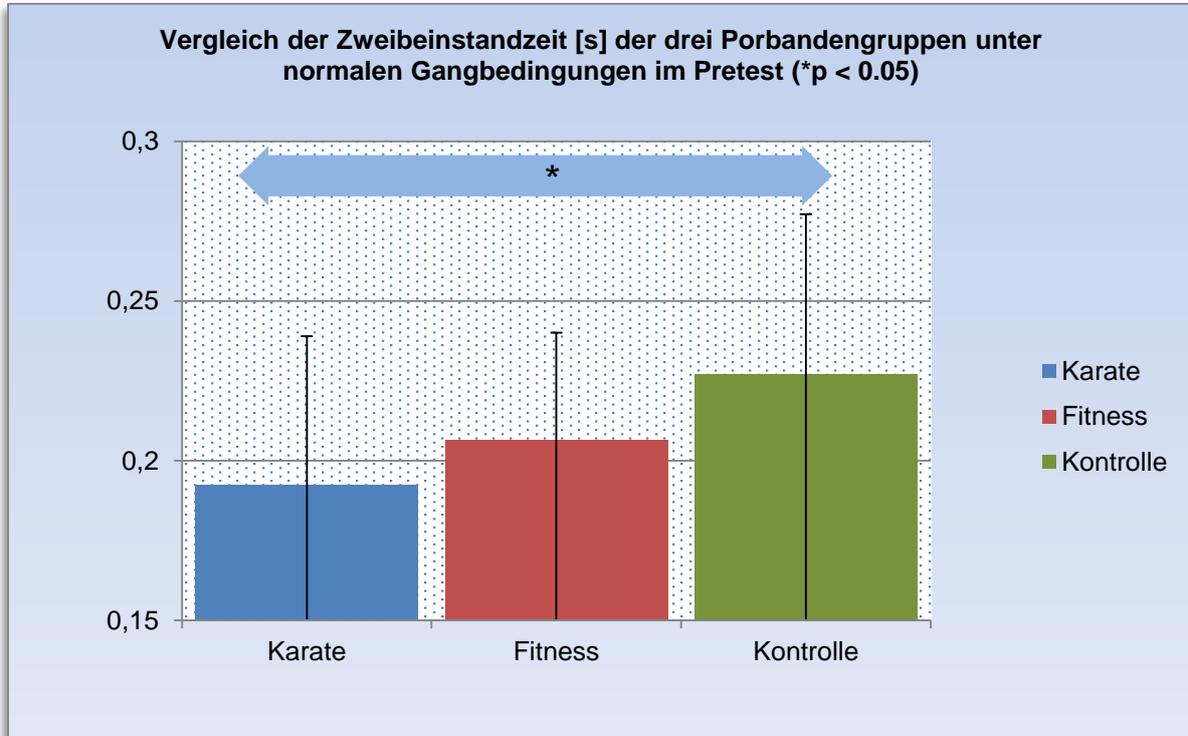


Abb. 31: Vergleich der Zweibeinstandzeit der drei Probandengruppen unter normalen Gangbedingungen im Pretest

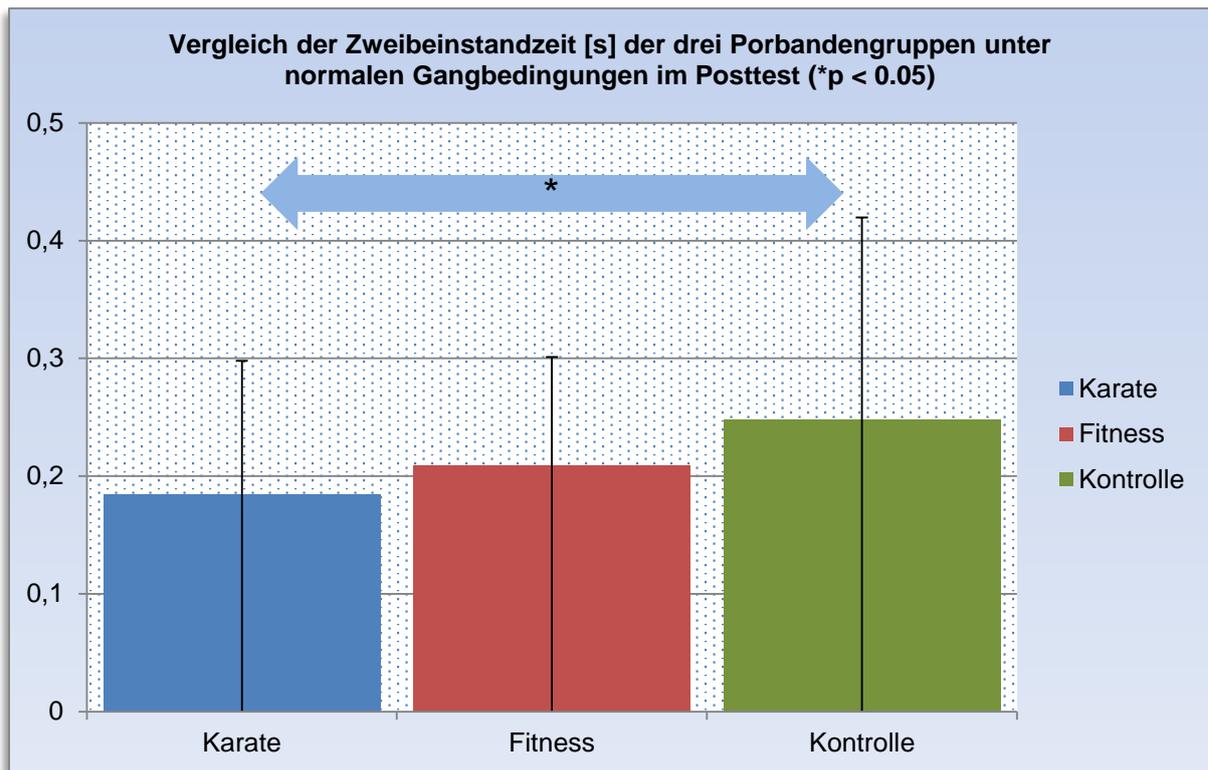


Abb. 32: Vergleich der Zweibeinstandzeit der drei Probandengruppen unter normalen Gangbedingungen im Posttest

Die Gangvariabilität zeigte nach Ablauf der 5-monatigen Intervention folgende signifikante Änderungen:

Die KG konnte unter NW-Bedingungen die Variabilität der Gehgeschwindigkeit sowie der Schrittlänge verringern. Unter CDT-Bedingungen gelang eine Reduktion der Variabilität der Kadenz, der Gehgeschwindigkeit, der Schrittlänge sowie der Zeit der Einbein- und Zweibeinunterstützungsphase. Unter MDT-Bedingungen konnte die Reduktion der Variabilität der Schrittzeit und -länge festgestellt wurden (Abb. 33 – 38).

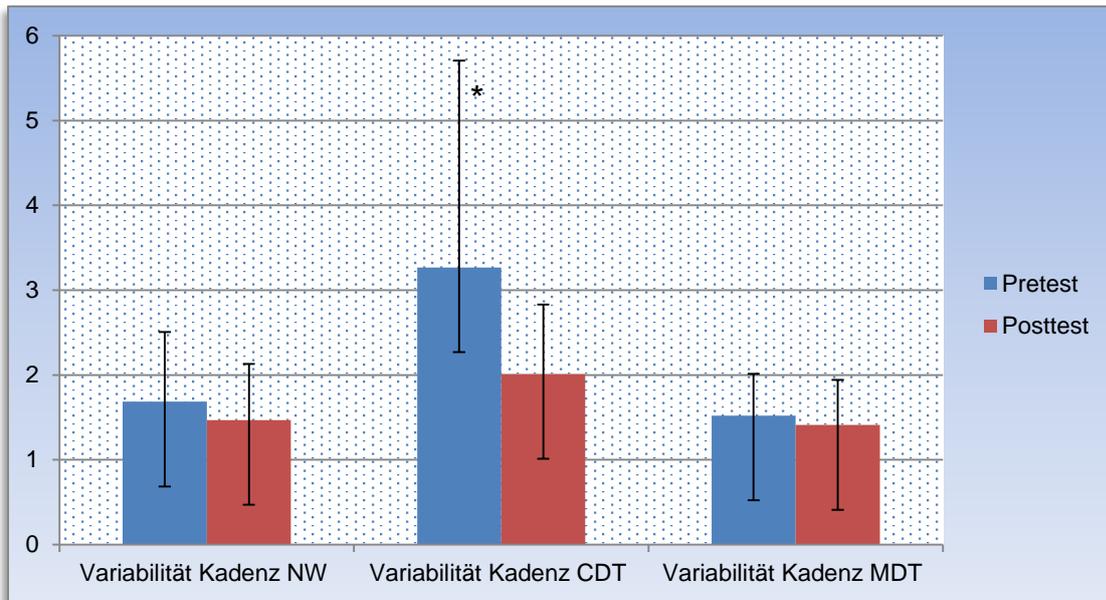


Abb. 33: Variabilität der Kadenz aller Gangaufgaben für die KG in Schritte/Minute (\*p < 0.05)

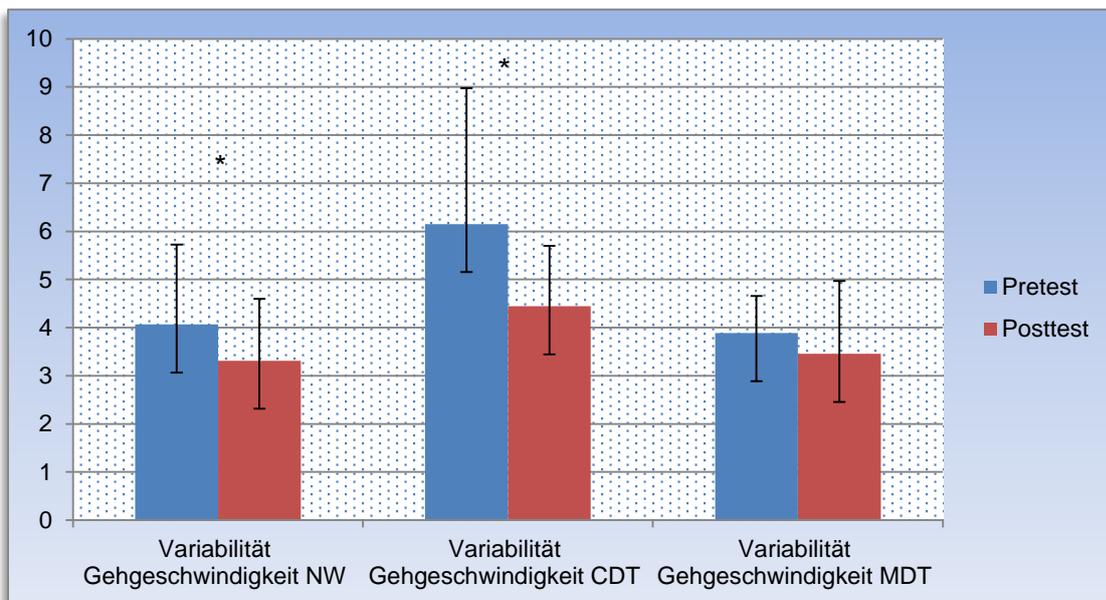


Abb. 34: Variabilität der Gehgeschwindigkeit aller Gangaufgaben für die KG in m/s (\*p < 0.05)

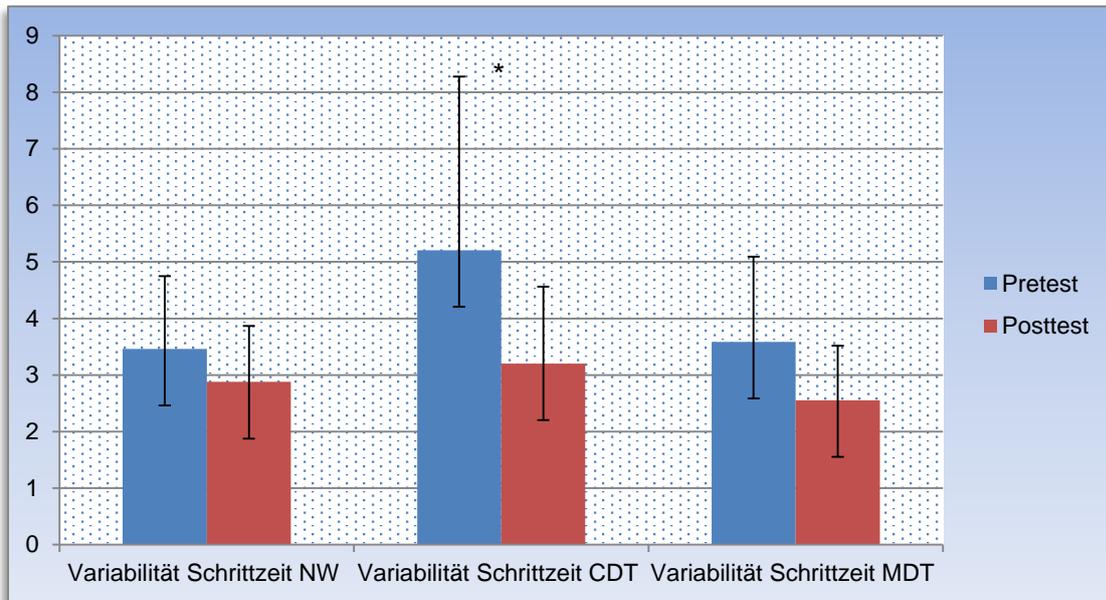


Abb. 35: Variabilität der Schrittzeit aller Gangaufgaben für die KG in sec. (\* $p < 0.05$ )

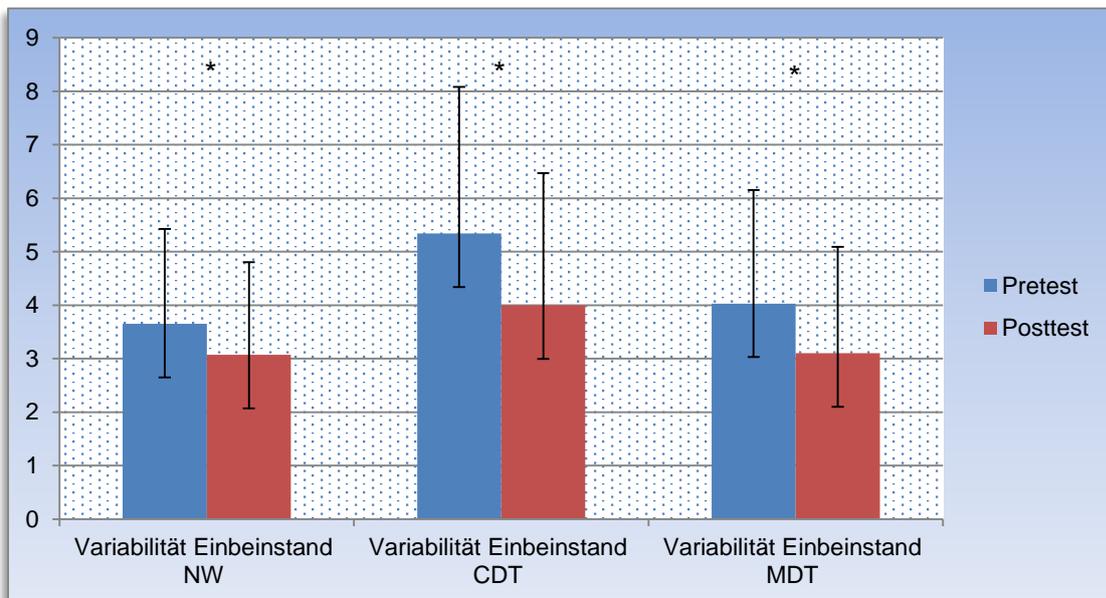


Abb. 36: Variabilität der Einbeinstandzeit aller Gangaufgaben für die KG in sec. (\* $p < 0.05$ )

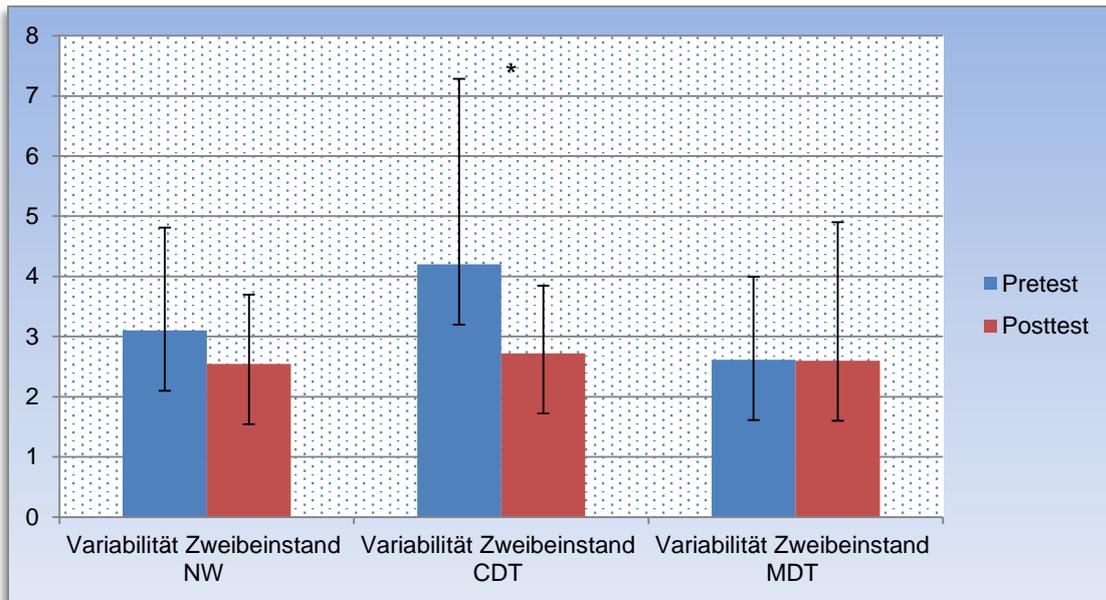


Abb. 37: Variabilität der Zweibeinstandzeit aller Gangaufgaben für die KG in sec. (\*p < 0.05)

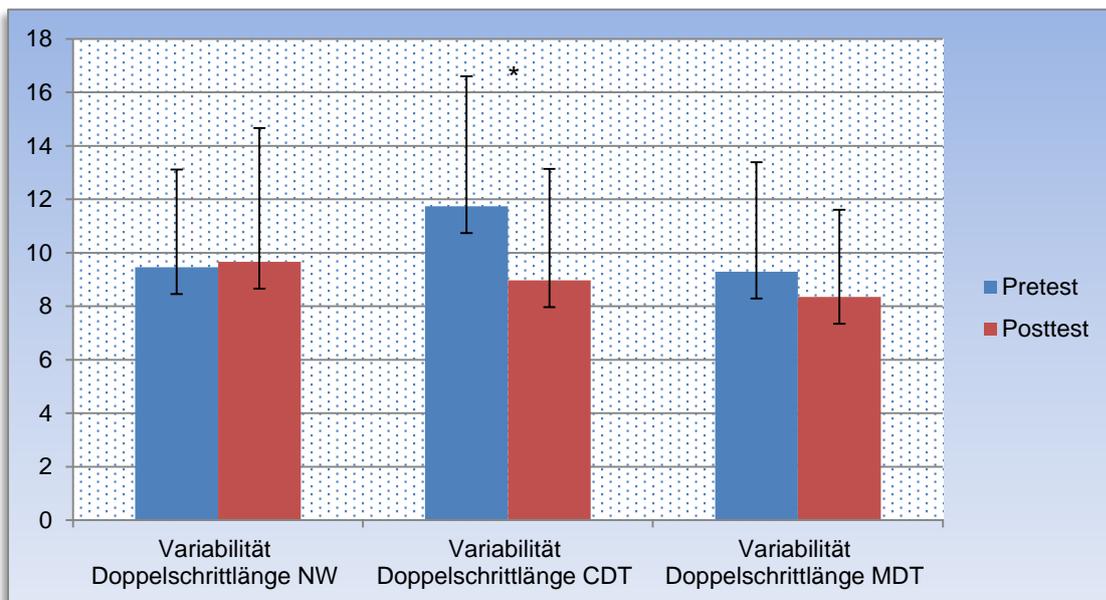


Abb. 38: Variabilität der Doppelschrittlänge aller Gangaufgaben für die KG in Meter (\*p < 0.05)

Unter NW-Bedingungen konnte die FG lediglich die Variabilität der Zweibeinunterstützungsphase reduzieren, während unter CDT-Bedingungen die Kadenz, Schrittzeit sowie die Ein- und Zweibeinunterstützungsphase positive Veränderungen aufwiesen. Unter MDT-Bedingungen zeigten sich Reduktionen der Variabilität der Ein- und Zweibeinunterstützungsphase (Abb. 39 – 43).

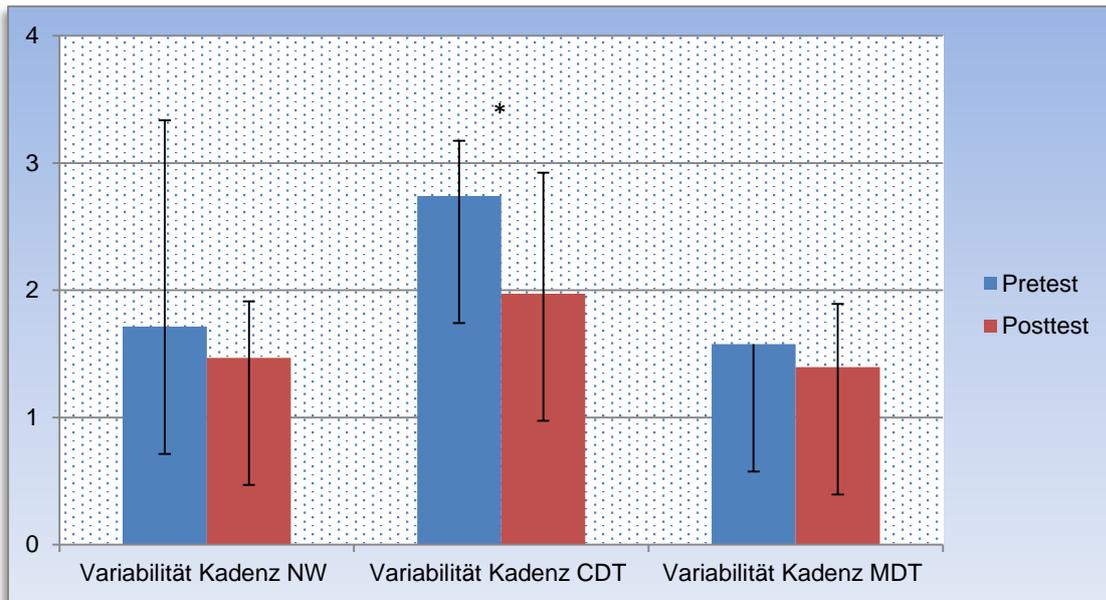


Abb. 39: Variabilität der Kadenz aller Gangaufgaben für die FG in Schritten/Meter (\*p < 0.05)

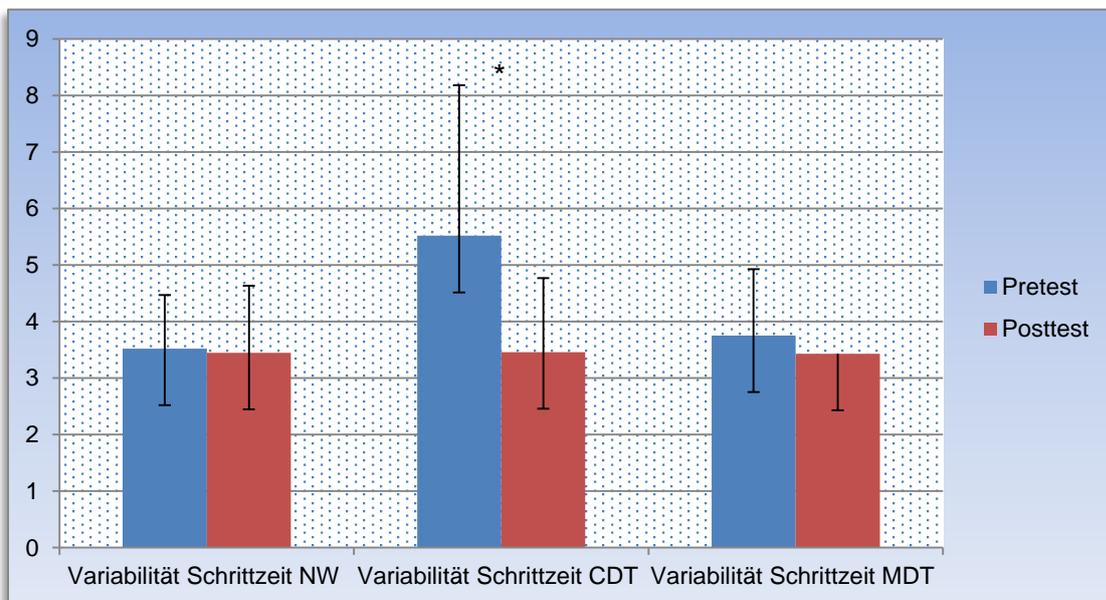


Abb. 40: Variabilität der Schrittzeit aller Gangaufgaben für die FG in sec. (\*p < 0.05)

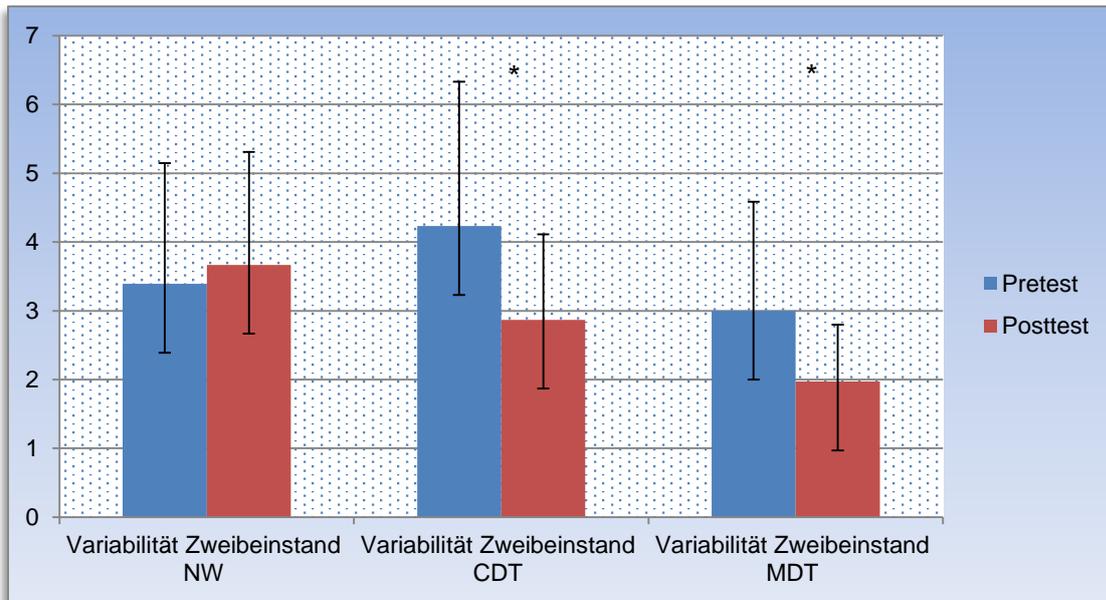


Abb. 41: Variabilität der Zweibeinstandzeit aller Gangaufgaben für die FG in sec. (\*p < 0.05)

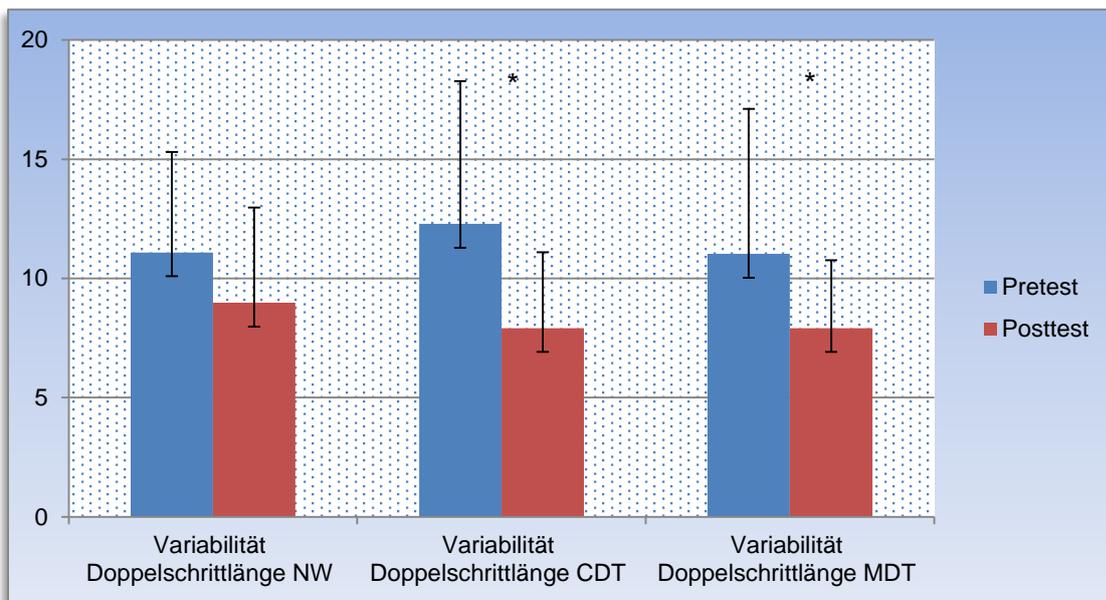


Abb. 42: Variabilität der Doppelschrittlänge aller Gangaufgaben für die FG in Metern (\*p < 0.05)

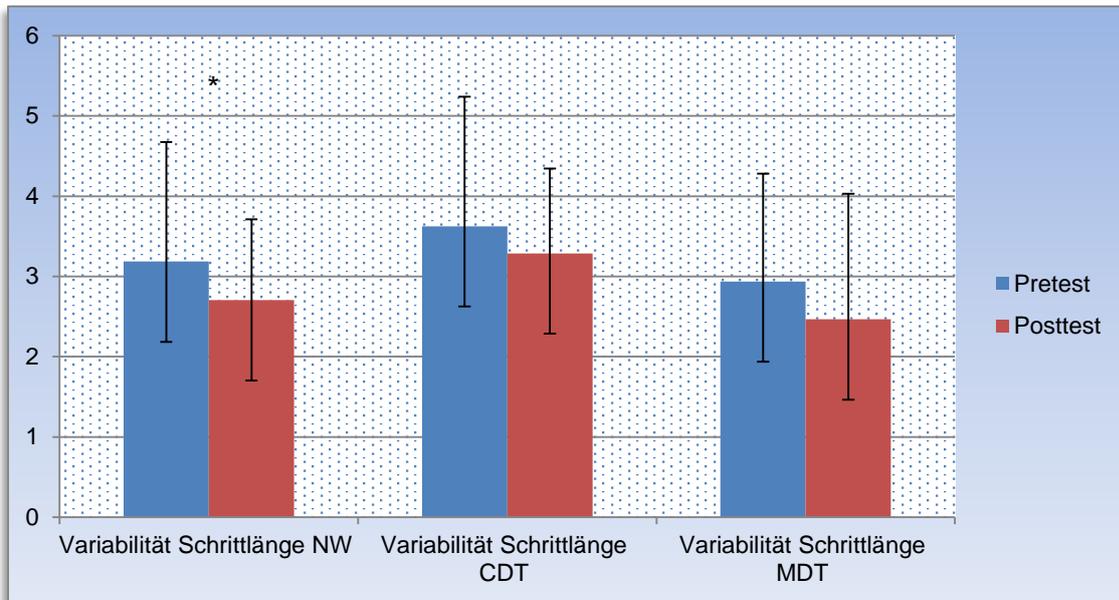


Abb. 43: Variabilität der Schrittlänge aller Gangaufgaben für die FG in Metern (\*p < 0.05)

Die CG konnte unter NW-Bedingungen die Variabilität der Zweibeinunterstützungsphase reduzieren sowie unter CDT-Bedingungen die Schrittzeit, Kadenz, Gehgeschwindigkeit, Schrittlänge und Einbeinunterstützungsphase. Keine signifikanten Änderungen traten unter MDT-Bedingungen auf (Abb. 44 – 49).

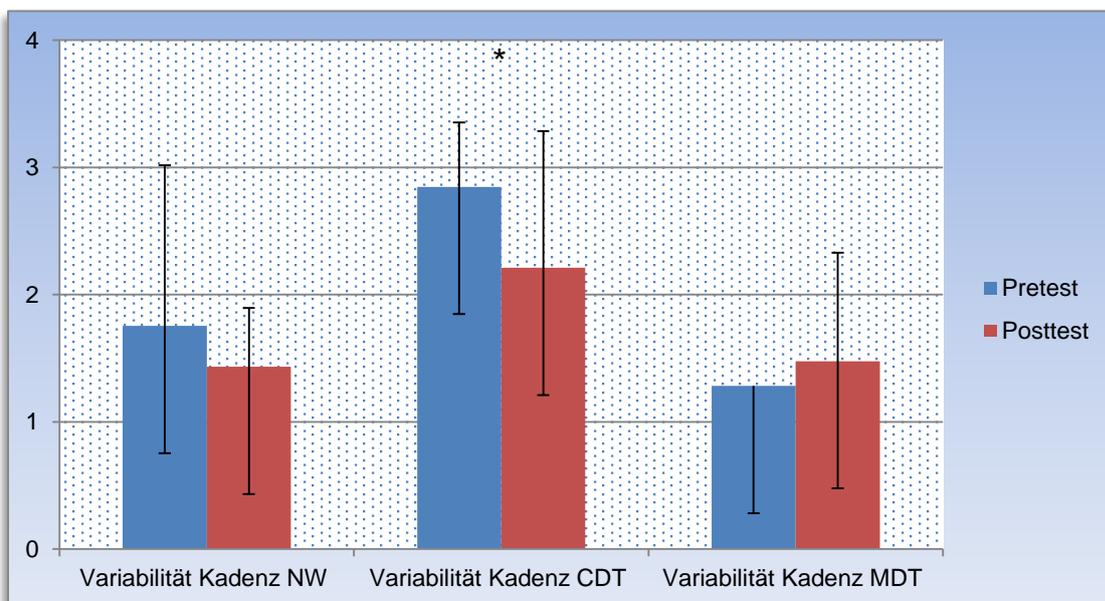


Abb. 44: Variabilität der Kadenz aller Gangaufgaben für die CG in Schritten/Minute (\*p < 0.05)

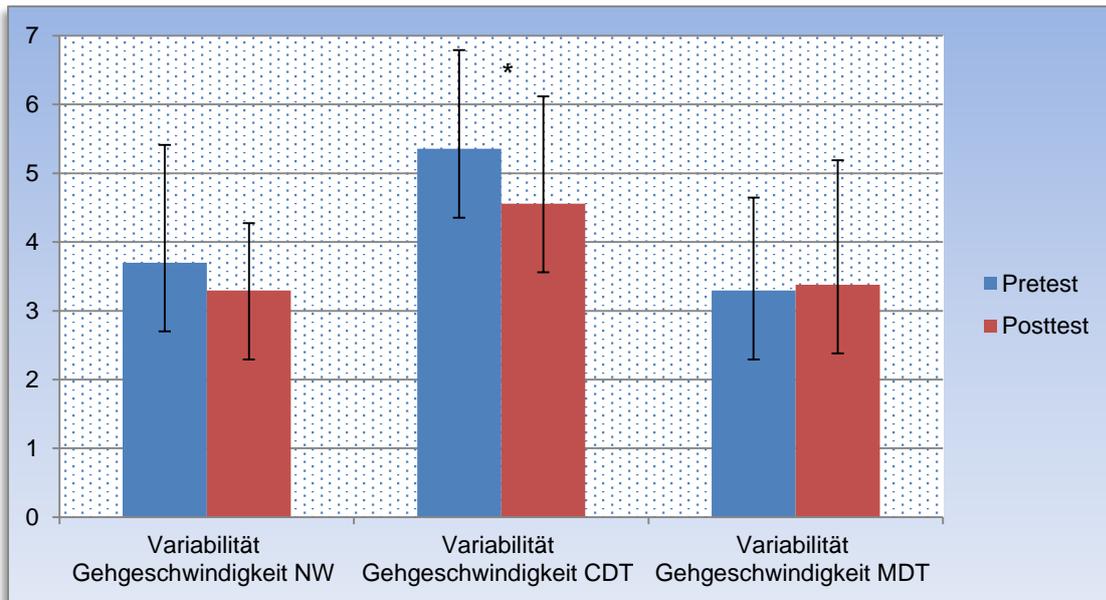


Abb. 45: Variabilität der Gehgeschwindigkeit aller Gangaufgaben für die CG in m/s (\*p < 0.05)

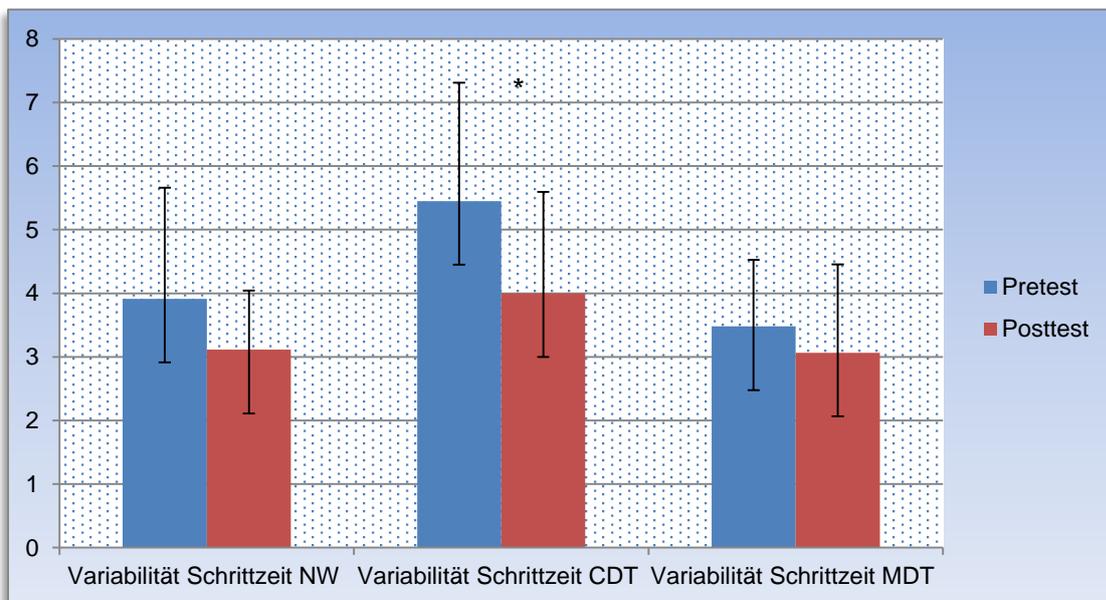


Abb. 46: Variabilität der Schrittzeit aller Gangaufgaben für die CG in sec. (\*p < 0.05)

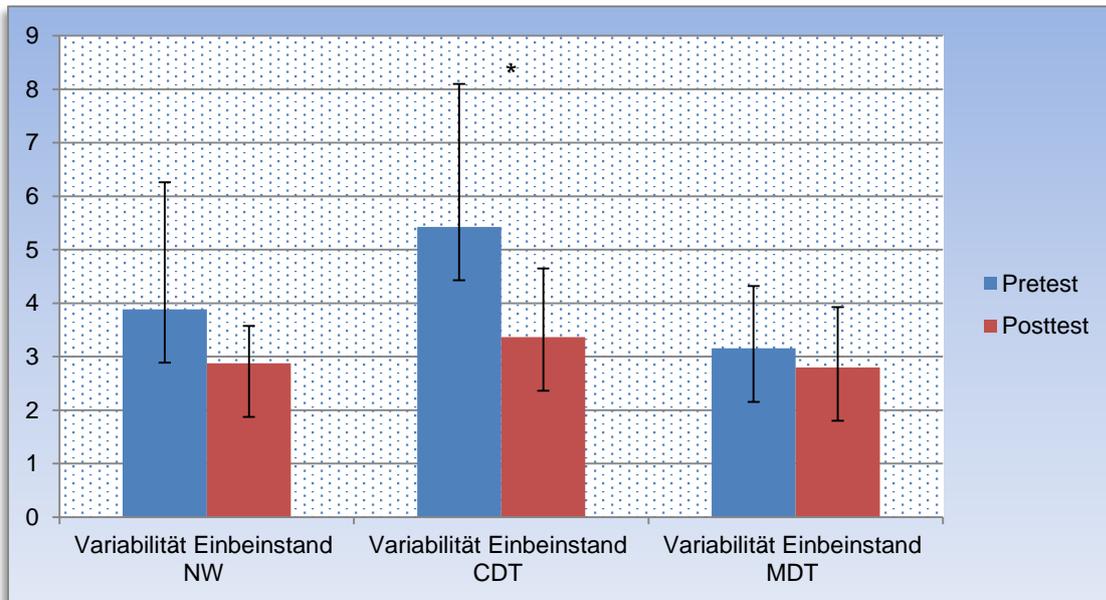


Abb. 47: Variabilität der Einbeinstandzeit aller Gangaufgaben für die CG in sec. (\*p < 0.05)

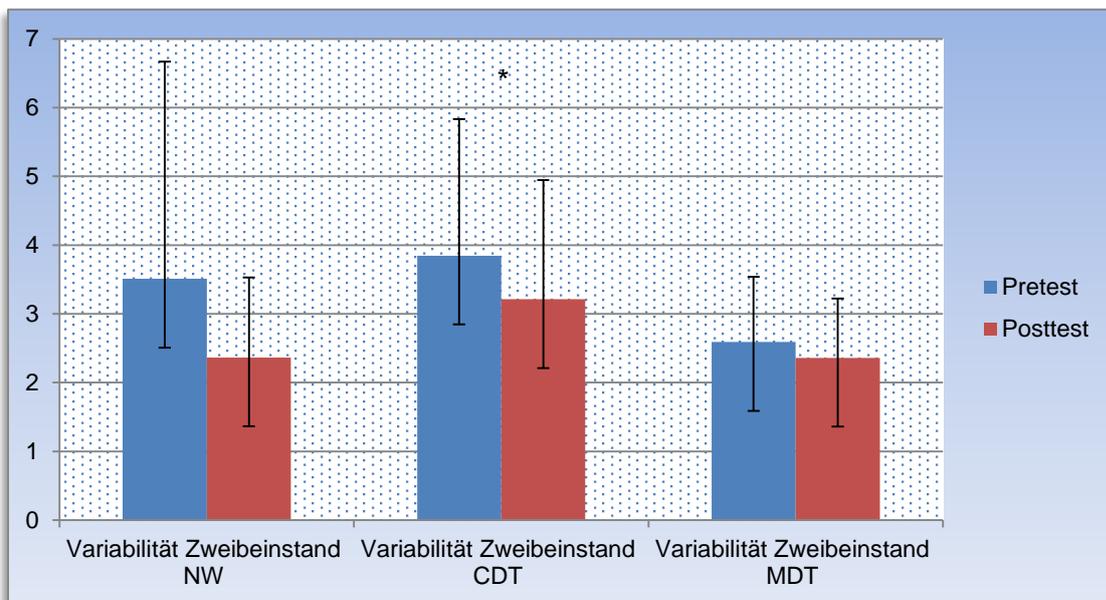


Abb. 48: Variabilität der Zweibeinstandzeit aller Gangaufgaben für die CG in sec. (\*p < 0.05)

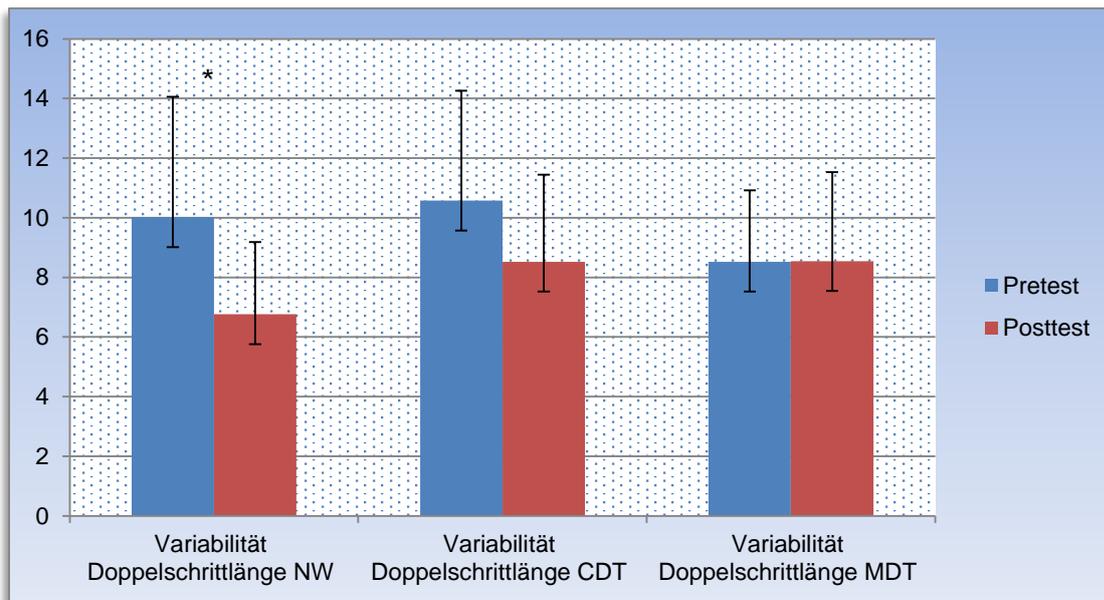


Abb. 49: Variabilität der Doppelschrittlänge aller Gangaufgaben für die CG in Metern (\* $p < 0.05$ )

Im Vergleich der Gruppen untereinander zeigte sich im Pretest ein signifikanter Unterschied bezüglich der Doppelschrittlänge unter NW. Danach hatte die CG zu Beginn der Studie eine signifikant geringere Variabilität der Doppelschrittlänge als die FG. Im Posttest konnte dieser Unterschied nicht mehr nachgewiesen werden. Dafür zeigte sich ein signifikanter Unterschied der Variabilität der Schrittzeit unter MDT-Bedingungen zu Gunsten der KG gegenüber der FG (Abb. 50 – 51).

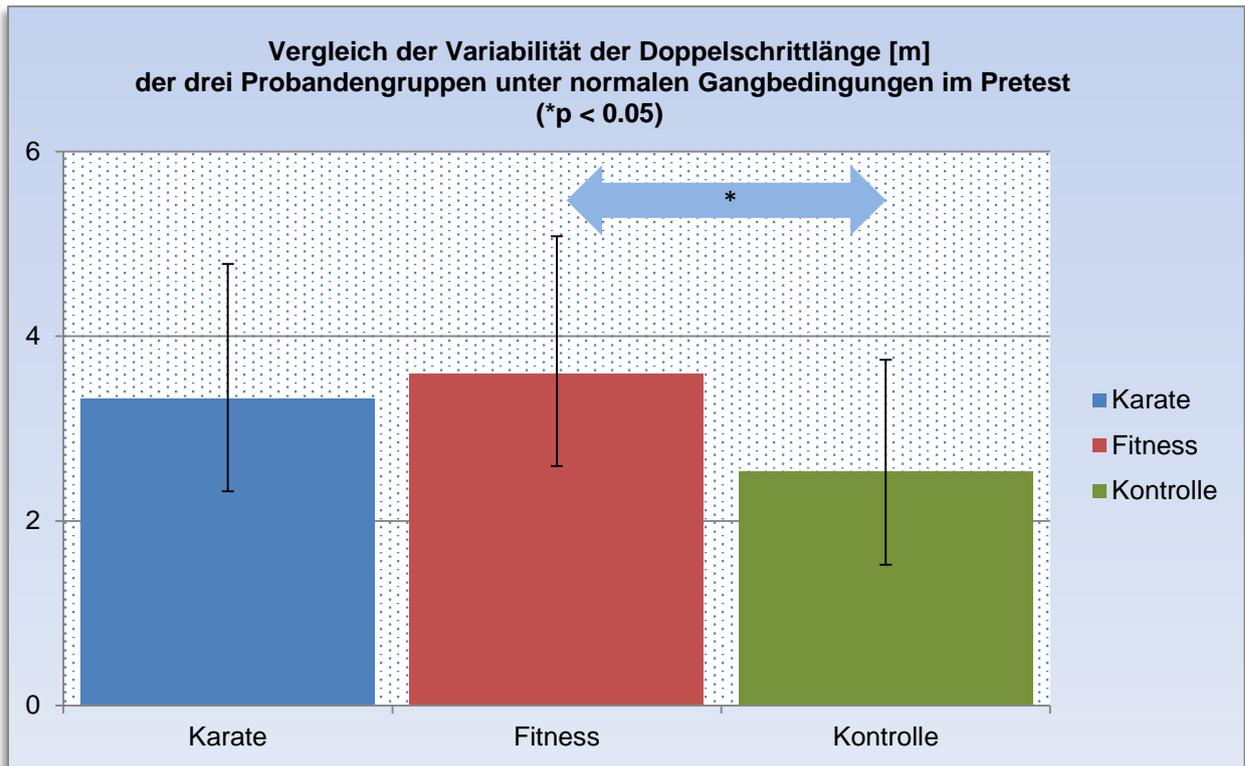


Abb. 50: Vergleich der Variabilität der Doppelschrittlänge der drei Probandengruppen unter normalen Gangbedingungen im Pretest

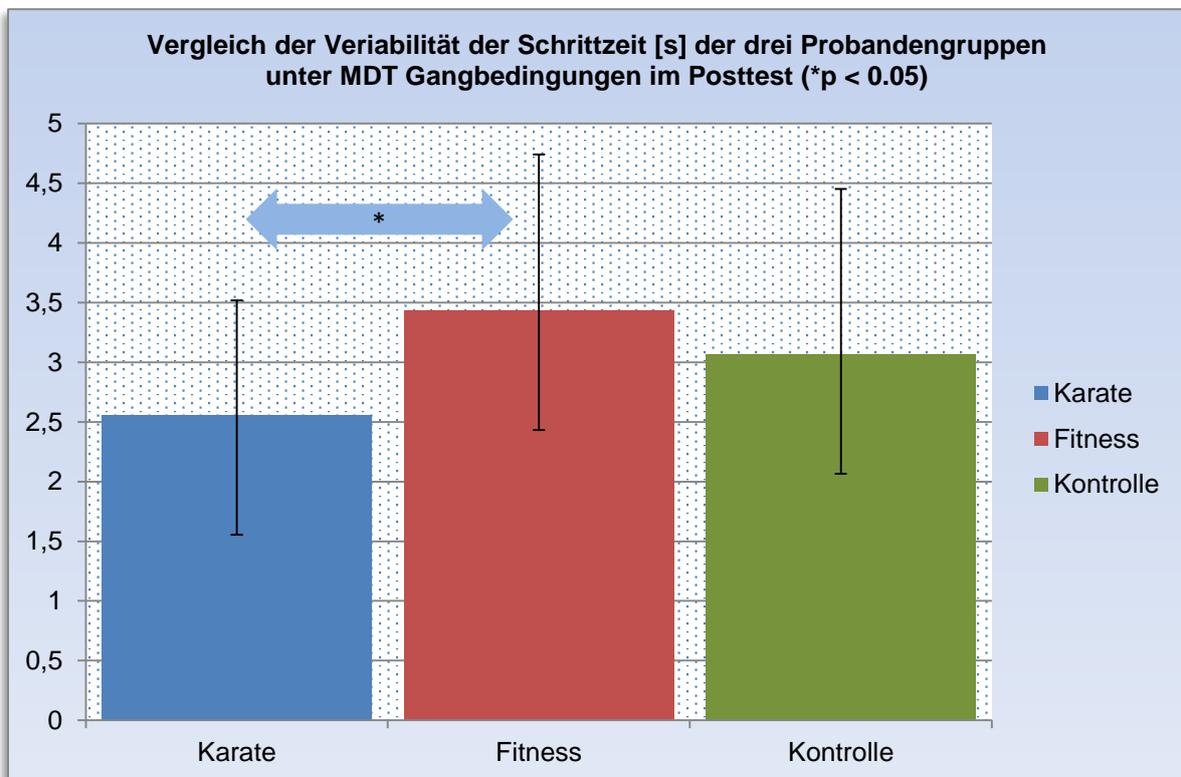


Abb. 51: Vergleich der Variabilität der Schrittzeit der drei Probandengruppen unter MDT Gangbedingungen im Posttest

Hinsichtlich der erbrachten Rechenoperationen pro Strecke konnten sich alle Gruppen vom Pre- zum Posttest signifikant steigern, während die Anzahl der Rechenfehler keinen signifikanten Unterschied in den Gruppen aufwies. Auch der Vergleich der drei Versuchsgruppen untereinander konnte sowohl im Pre- als auch im Posttest keine signifikanten Ergebnisse aufweisen.

Die dual-task-Kosten konnten bei der FG hinsichtlich der Schrittlänge und –zeit gesenkt werden sowie bei der Zweibeinunterstützungsphase der CG. Keine signifikanten Änderungen konnten in der KG und beim Vergleich der Gruppen untereinander festgestellt werden.

Im SOT des Balance Masters konnten folgende signifikante Änderungen gesehen werden:

Alle Versuchsgruppen konnten ihre Werte für das zusammengesetzte Gleichgewicht sowie für das vestibuläre System im Posttest signifikant verbessern. Die CG zeigte zudem signifikante Verbesserungen der Strategie Knöchel/Hüfte, des visuellen Systems sowie der Präferenz des visuellen Systems im Trend. Im Vergleich der drei Gruppen untereinander konnte im Pretest kein Unterschied festgestellt werden. Im Posttest zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen der CG und der FG bezüglich der Präferenz des visuellen Systems, die aussagt, dass sich die CG vor allem auf das visuelle System zur Steuerung des Gleichgewichts verlässt (Abb. 52 – 54).

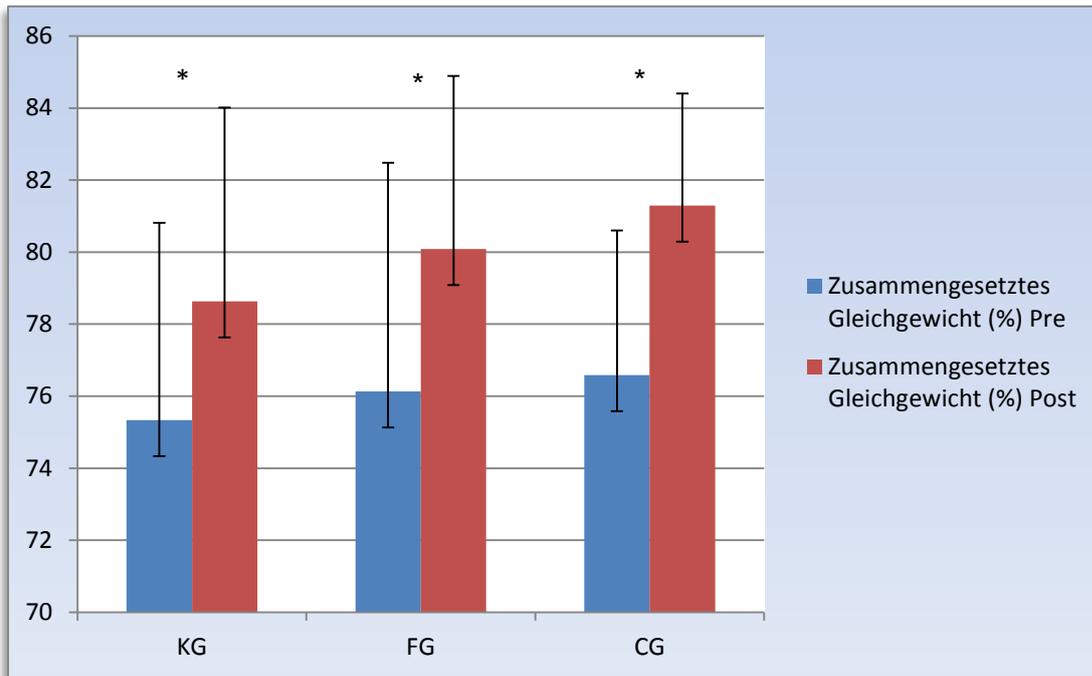


Abb. 52: Grafische Darstellung der Werte des zusammengesetzten Gleichgewichts im SOT im Pre- / Postvergleich der drei Probandengruppen (\*p < 0.05)

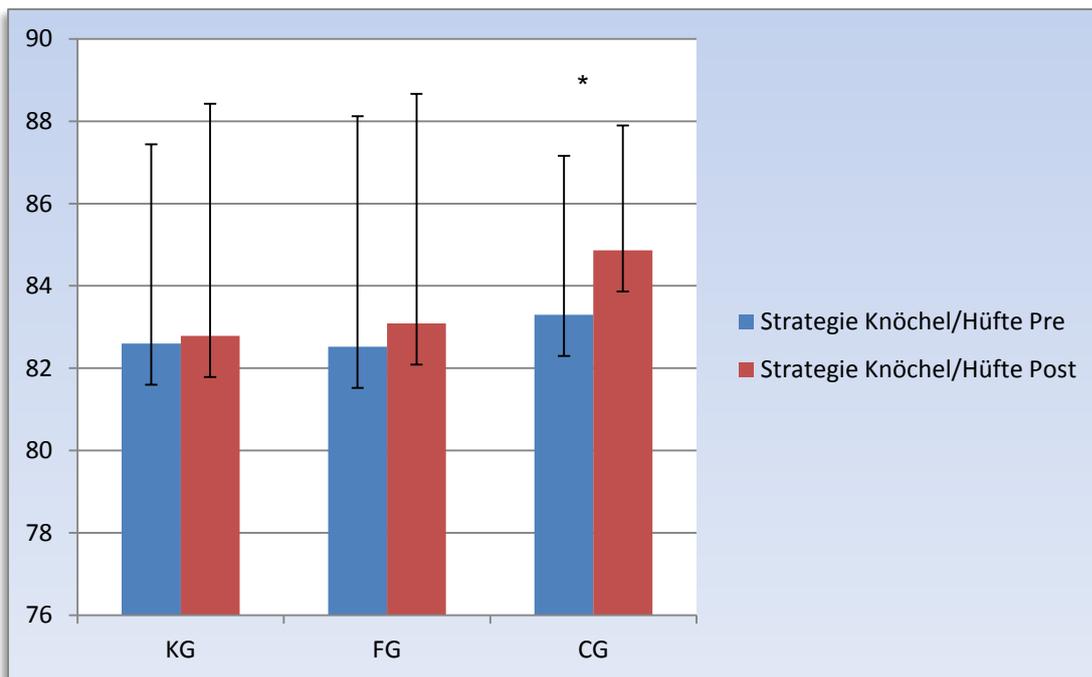


Abb. 53: Grafische Darstellung der Werte der Strategie Knöchel / Hüfte im SOT im Pre- / Postvergleich der drei Probandengruppen (\*p < 0.05)

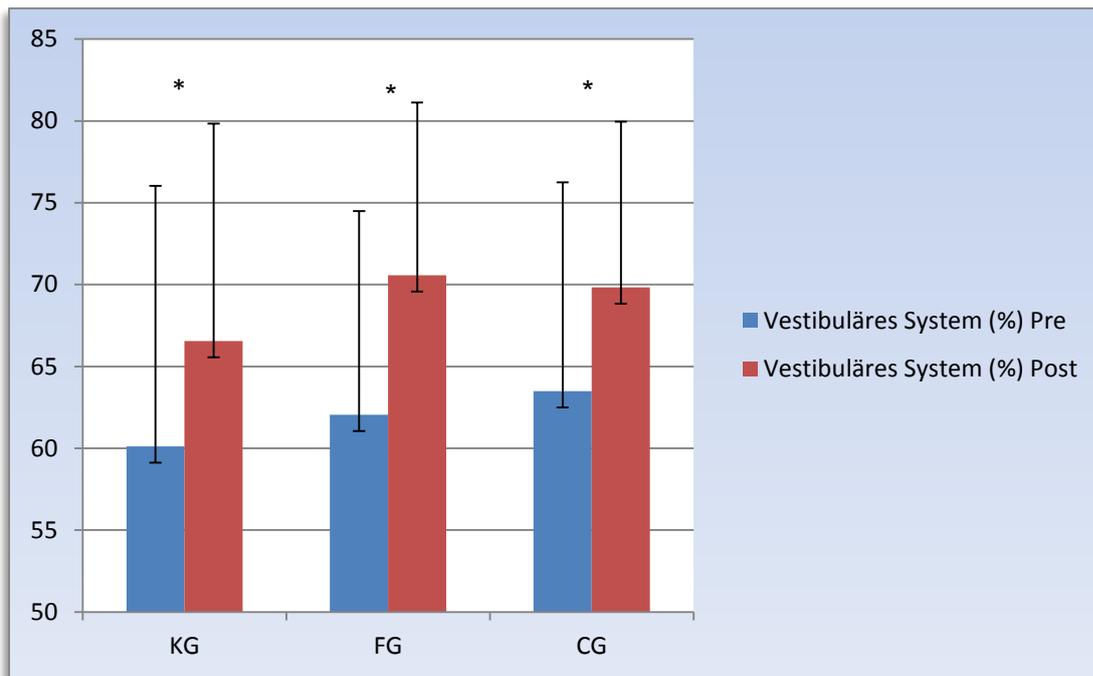


Abb. 54: Grafische Darstellung der Werte des vestibulären Systems im SOT im Pre- / Postvergleich der drei Probandengruppen (\* $p < 0.05$ )

Im LOS des Balance Masters konnten folgende signifikante Änderungen nachgewiesen werden:

Die KG zeigte nach der Intervention signifikante Abnahmen der Richtungskontrolle nach rückwärts, der Bewegungsgeschwindigkeit nach vorwärts, dem Endpunkt der Auslenkung nach vorwärts sowie der Richtungskontrolle gesamt. Verbesserungen konnten nicht gesehen werden (Abb. 55 – 57).

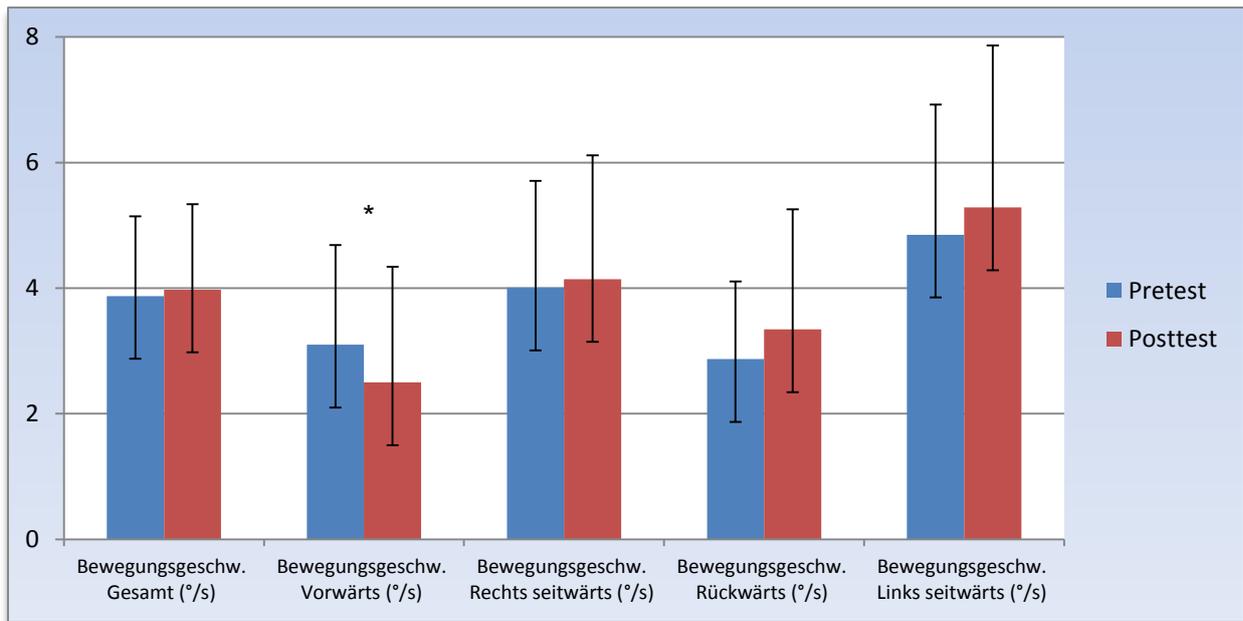


Abb. 55: Grafische Darstellung der Bewegungsgeschwindigkeit in die verschiedenen Bewegungsrichtungen im LOS der KG (\*p < 0.05)

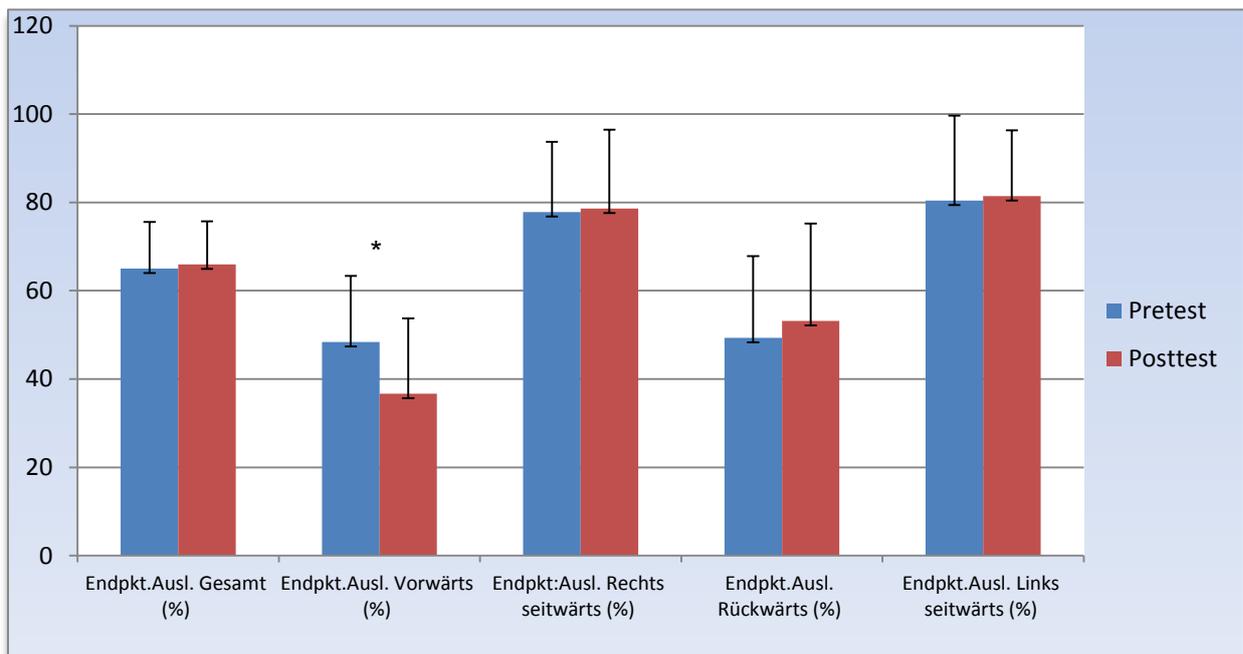


Abb. 56: Grafische Darstellung des Endpunktes der Auslenkung in die verschiedenen Bewegungsrichtungen im LOS der KG (\*p < 0.05)

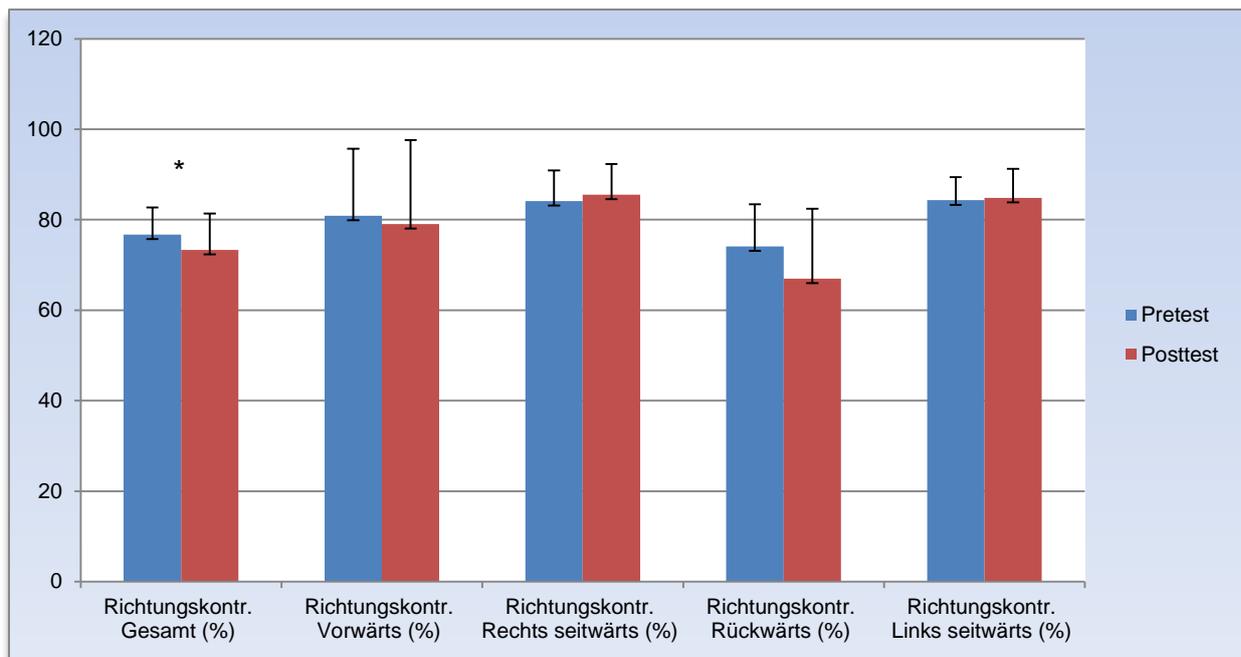


Abb. 57: Grafische Darstellung der Richtungskorrektur in die verschiedenen Bewegungsrichtungen im LOS der KG (\*p < 0.05)

Die FG zeigte eine Abnahme des Endpunkts der Auslenkung nach vorwärts im Trend sowie eine signifikante Abnahme der Bewegungsgeschwindigkeit nach rechts. Als positive Veränderungen konnten die Abnahme der Reaktionszeit nach vorwärts sowie die Steigerung der maximalen Auslenkung nach rückwärts und gesamt sowie der Richtungskontrolle nach vorwärts und gesamt festgestellt werden. Zudem zeigte sich ein Trend zur Verbesserung der Richtungskontrolle nach rechts und der Reaktionszeit nach links (Abb. 58 – 60).

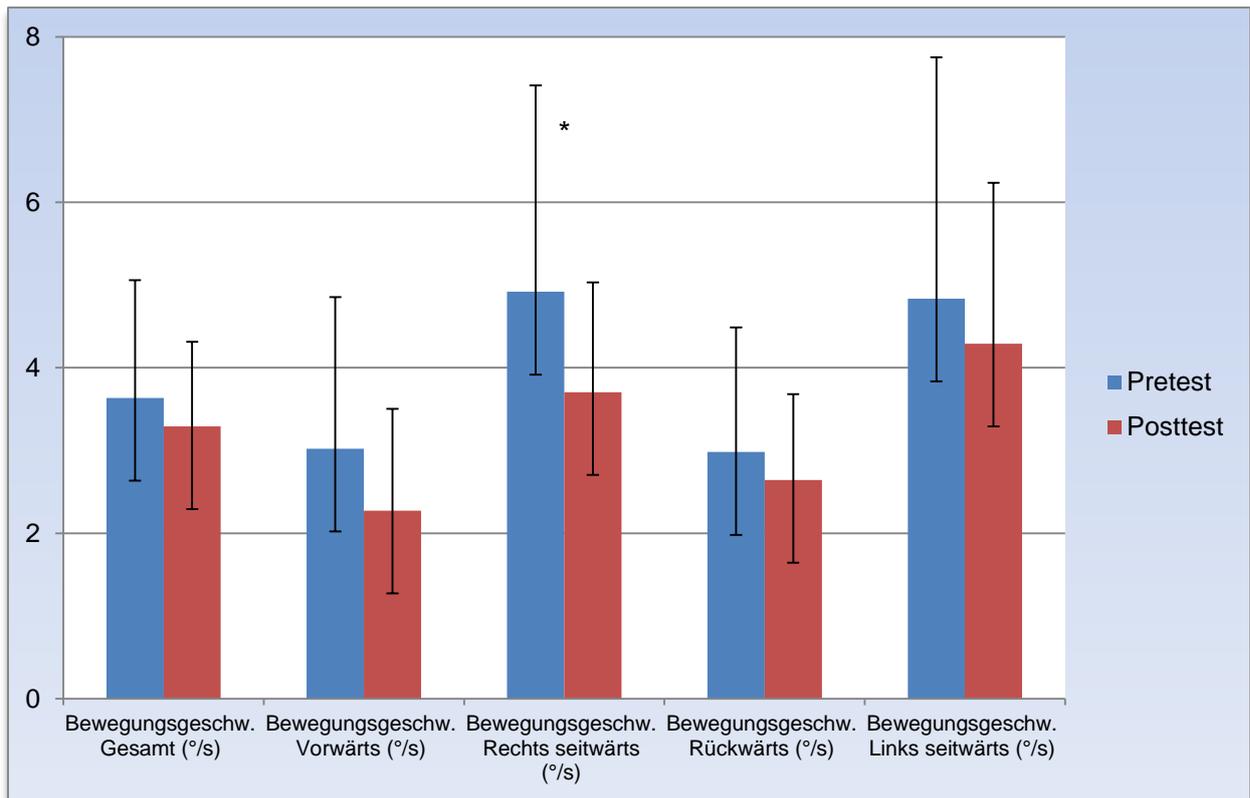


Abb. 58: Grafische Darstellung der Bewegungsgeschwindigkeit in die verschiedenen Bewegungsrichtungen im LOS der FG (\*p < 0.05)

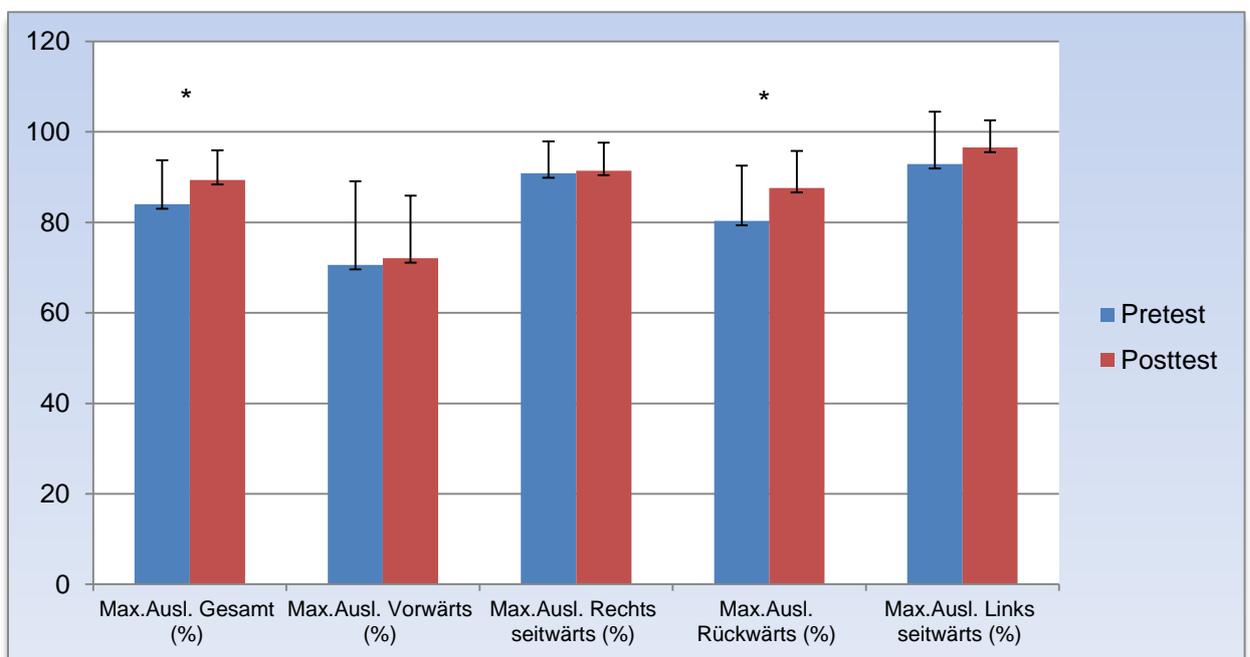


Abb. 59: Grafische Darstellung der maximalen Auslenkung in die verschiedenen Bewegungsrichtungen im LOS der FG (\*p < 0.05)

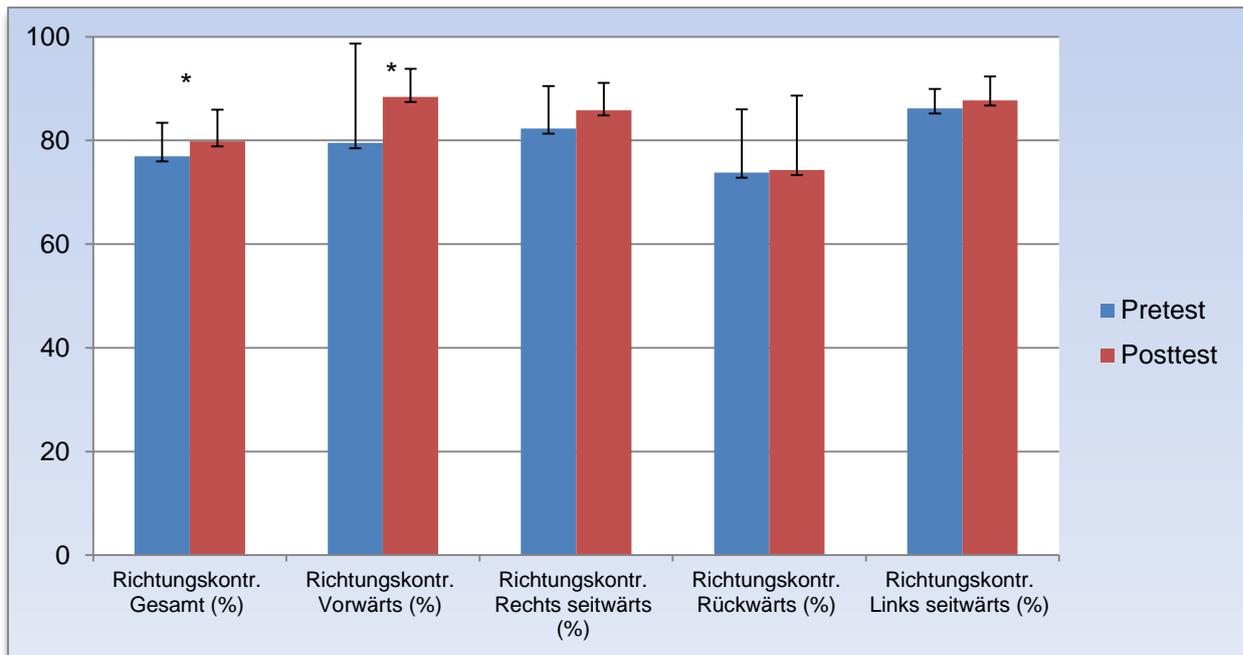


Abb. 60: Grafische Darstellung der Richtungskontrolle in die verschiedenen Bewegungsrichtungen im LOS der FG (\*p < 0.05)

Die CG konnte die Reaktionszeit gesamt signifikant und den Endpunkt der Auslenkung nach rückwärts im Trend verbessern. Im Posttest signifikant abgenommen haben die Richtungskontrolle gesamt und die Bewegungsgeschwindigkeit nach vorwärts (Abb. 61 – 62).

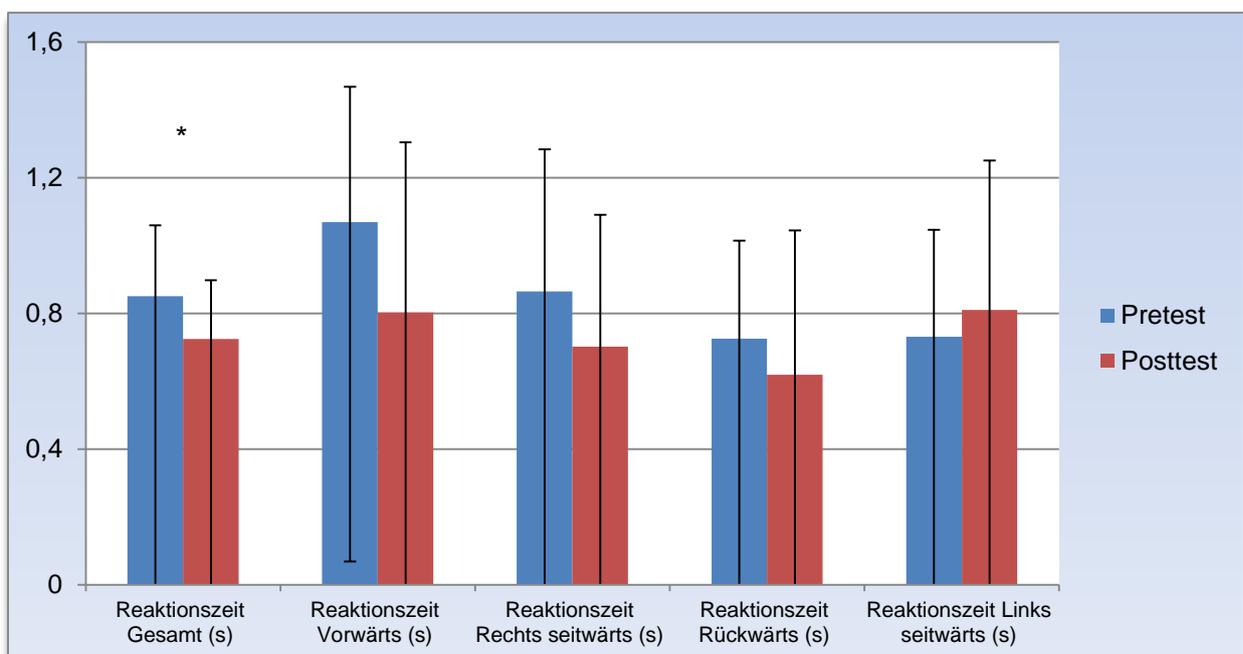


Abb. 61: Grafische Darstellung der Reaktionszeit in die verschiedenen Bewegungsrichtungen im LOS der CG (\*p < 0.05)

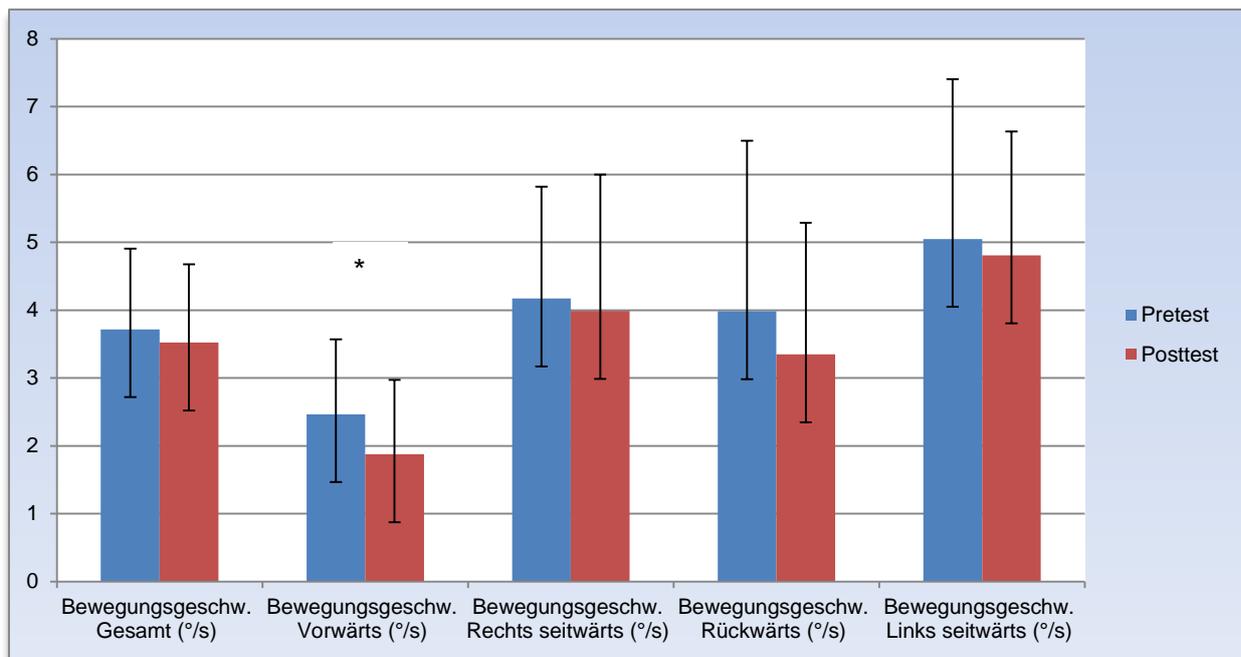


Abb. 62: Grafische Darstellung der Bewegungsgeschwindigkeit in die verschiedenen Bewegungsrichtungen im LOS der CG (\*p < 0.05)

Im Vergleich der Gruppen untereinander zeigte die Karategruppe eine signifikant bessere Reaktionszeit nach vorwärts als die FG.

Im Posttestvergleich der drei Gruppen untereinander zeigte sich ein Unterschied zu Gunsten der FG im Vergleich zur KG für die maximale Auslenkung nach rückwärts (Trend) sowie ein signifikanter Unterschied zwischen der FG und der CG zu Gunsten der FG für die maximale Auslenkung nach links. Im Kruskal Wallis Test erschienen folgende signifikante Unterschiede: Die FG erreichte im Posttest eine bessere maximale Auslenkung gesamt als die KG und eine bessere Richtungskontrolle gesamt als die KG. Zudem erzielte die FG im Vergleich zur KG eine bessere Richtungskontrolle nach vorn. Die Reaktionszeit nach rechts der CG war signifikant kürzer als die der FG (Abb. 63 – 66).

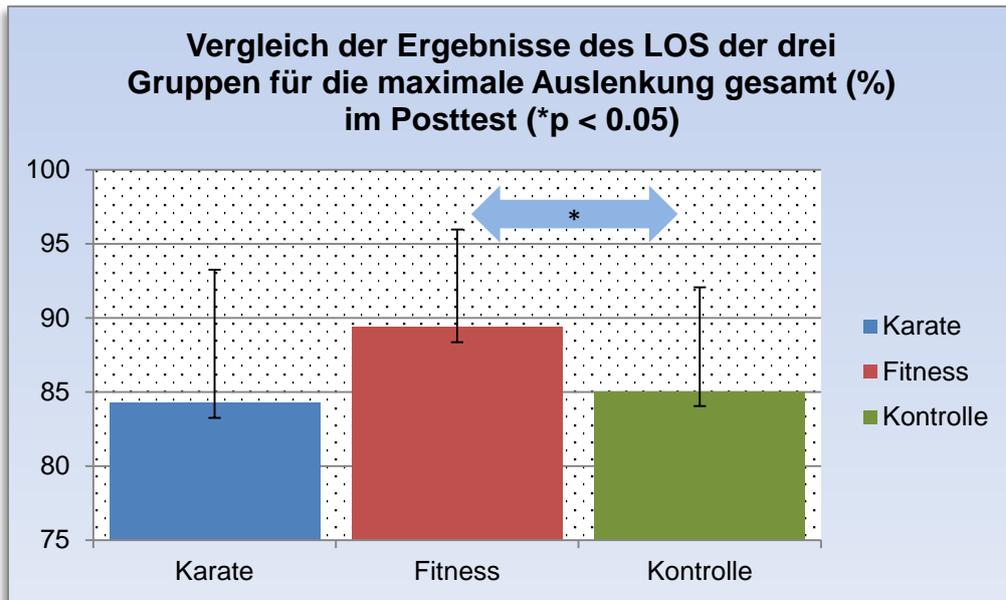


Abb. 63: Vergleich der Ergebnisse des LOS der drei Gruppen für die „maximale Auslenkung gesamt“ im Posttest

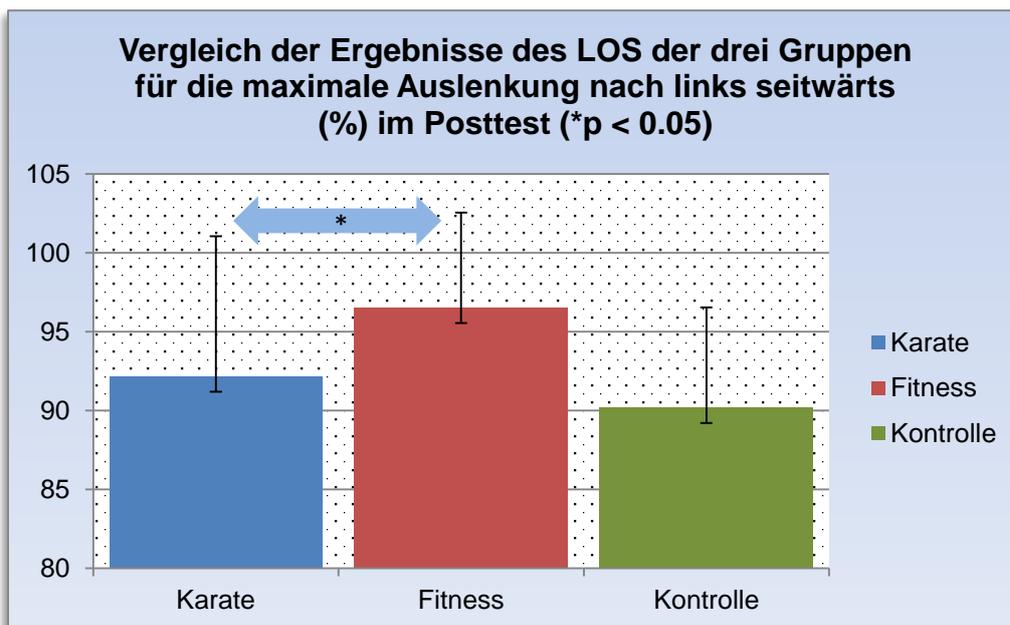


Abb. 64: Vergleich der Ergebnisse des LOS der drei Gruppen für die „maximale Auslenkung nach links“ seitwärts im Posttest

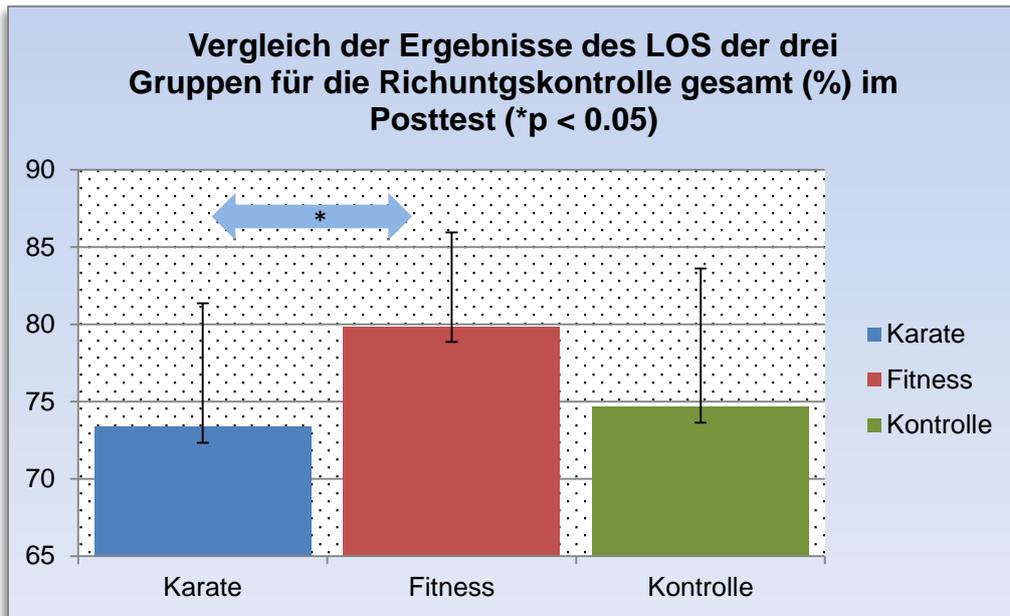


Abb. 65: Vergleich der Ergebnisse des LOS der drei Gruppen für die „Richtungskontrolle gesamt“ im Posttest

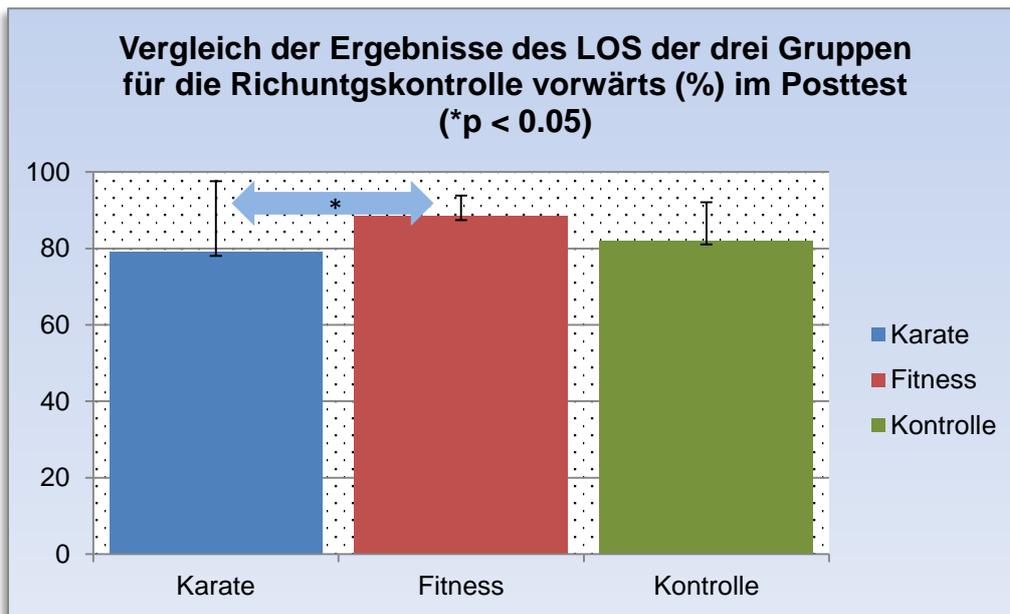


Abb. 66: Vergleich der Ergebnisse des LOS der drei Gruppen für die „Richtungskontrolle vorwärts“ im Posttest

## 7. Diskussion

### 7.1 Diskussion zur Ganganalyse

Aufgrund des demographischen Wandels gibt es auch in Deutschland einen steigenden Anteil an älteren Menschen, die der Gefahr eines Sturzes mit zum Teil ernsthaften Konsequenzen ausgesetzt sind. Stürze bei Hochbetagten treten häufig auf Grund degenerativer Prozesse unterschiedlicher Organsysteme auf und sind somit überwiegend auf interne Faktoren zurückzuführen (Grundstrom et al., 2012; Deandrea et al., 2013; Granacher et al., 2014). Das Risiko für einen Sturz a priori zu bestimmen, ist derzeit noch nicht möglich, auch wenn bereits einige „screening tools“ praktische Verwendung finden. Das screening tool von Bongue et al (2011), das aus fünf Risikofaktoren besteht, soll beispielsweise anhand des Geschlechts, der Lebensumstände (Alleinlebende), dem Gebrauch psychoaktiver Medikamente, des Vorliegens einer Osteoarthritis, einer positiven Sturzanamnese sowie Veränderungen der Armhaltung während des Einbeinstandes das Risiko für einen Sturz vorhersagen können. Das weibliche Geschlecht sowie das Alleinleben gehen mit einem erhöhten Sturzrisiko einher. Protektiv wirkt sich das Leben in einer Partnerschaft aus (Bongue et al., 2011). Als Prädiktoren für künftige Sturzereignisse oder eine Sturzgefahr scheint ein unerwünschter Gewichtsverlust und eine Reduktion der Muskelkraft aussagekräftiger zu sein, als der „Timed-Up and Go“ oder der kognitive „Timed-Up and Go“ Test (dual-task) (Caron-Verbecq et al., 2016).

Da die „Screening tools“ jedoch bislang noch keine überzeugenden Ergebnisse lieferten, bleibt in der Praxis nur die Möglichkeit der aktiven Primär- und Sekundärprophylaxe durch das Entgegenwirken der degenerativen Prozesse im Alter. Die Leistungsabnahme von Muskelmasse, Sehvermögen, kognitive Degeneration etc. führen nicht nur unter single-task-Aufgaben zu einem erhöhten Sturzrisiko, sondern sind vor allem auch in Situationen prominent, in denen zwei oder mehrere konkurrierende Aufgaben (dual- oder multi-tasks) erfüllt werden müssen (Beauchet 2005, 2007; Wolf et al. 2012). Bereits mehrfach wurde versucht, einen oder mehrere der internen Sturzrisikofaktoren durch sportliche Interventionen positiv zu beeinflussen. Zu den Inhalten der Interventionen gehörten sowohl kombinierte Kraft-, Ausdauer- und Gleichgewichtsübungen als auch komplexe Bewegungsformen wie das Tanzen. Ähnlich komplex wie beim Tanzen sind die Bewegungs- und Aufgabenprofile bei den Kampfsportarten (Carter et al., 2001; Rubenstein & Josephson, 2002; Rehfeld

et al., 2017; Veronese et al., 2017). Daher wurden bereits in früheren Studien die positiven Auswirkungen von Kampfsporttraining, insbesondere Tai-Chi, auf den Gang und das Gleichgewicht sowie weiterer Faktoren untersucht (Li et al., 2004; Huang et al., 2015; Lu et al., 2016).

An der hier vorliegenden Studie nahmen insgesamt 77 Probanden über die volle Dauer der Studie teil. Die Teilnehmer wurden in eine Karategruppe mit entsprechendem Training, eine Fitnessgruppe mit einem kombinierten Kraft-, Ausdauer- und Gleichgewichtstraining sowie in eine Kontrollgruppe eingeteilt. Zu Beginn der Studie und nach Ablauf des Interventionszeitraums von 5 Monaten mit 2 Trainingseinheiten pro Woche (mit jeweils 60 Minuten) wurde eine Ganganalyse unter single- und dual-task-Bedingungen sowie eine Gleichgewichtsuntersuchung auf dem Balance Master durchgeführt.

Mit Hilfe der Gang- und Gleichgewichtstests sollten die folgenden Hypothesen bezüglich des Einflusses des Karate- und Fitnessstrainings auf den Gang unter single- und dual-task-Bedingungen sowie auf das statische und dynamische Gleichgewicht geprüft werden.

### *1. Können die temporalen Gangparameter unter normalen Gangbedingungen durch Karatetraining positiv beeinflusst werden?*

Unter NW-Bedingungen konnten alle Gruppen bei den Parametern Doppelschrittlänge und Schrittzeit signifikante Verbesserungen erzielen. Zusätzlich zeigte sich bei der CG noch eine signifikante Steigerung der Schrittlänge.

Die FG konnte unter NW-Bedingungen zusätzlich die Kadenz, die Gehgeschwindigkeit sowie die Zeit der Einbeinunterstützung verbessern.

Ebenfalls unter NW- und CDT-Bedingungen konnte die KG die Kadenz, die Gehgeschwindigkeit und die Einbeinunterstützungsphase verbessern. Hinzu kommen beim NW und CDT noch die Schrittlänge und unter CDT-Bedingungen die Zeit der Zweibeinunterstützung.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Karategruppe von der Intervention hinsichtlich der Mittelwerte der Gangparameter deutlich profitiert hat. Hier konnten Verbesserungen fast aller spatio-temporalen Gangparameter gemessen werden. Insbesondere die temporalen Gangparameter der KG zeigen nach der Intervention Verbesserungen, sodass die erste H1-Hypothese bestätigt werden kann.

## *2. Können die temporalen Gangparameter unter dual-task-Gangbedingungen durch ein Karatetraining positiv beeinflusst werden?*

Die Ergebnisse der Ganganalyse wurden bereits in Auszügen veröffentlicht (Pliske et al., 2015).

Unter MDT-Bedingungen konnten alle Gruppen bei den Parametern Doppelschrittlänge und Schrittzeit signifikante Verbesserungen erzielen. Zusätzlich zeigte sich bei der CG unter MDT-Bedingungen noch eine Steigerung der Schrittlänge sowie zusätzlich eine Zunahme der Gehgeschwindigkeit unter CDT-Bedingungen.

Die FG konnte unter CDT-Bedingungen zusätzlich die Kadenz, die Gehgeschwindigkeit sowie die Zeit der Einbeinunterstützung verbessern und unter CDT-Bedingungen die Schrittlänge erhöhen. Ebenfalls unter CDT-Bedingungen konnte die KG die Kadenz, die Gehgeschwindigkeit und die Einbeinunterstützungsphase verbessern. Hinzu kommen bei der CDT noch die Schrittlänge und die Zeit der Zweibeinunterstützung.

Besonders beim Gang unter CDT-Bedingungen konnten die Interventionen gute Verbesserungen des Gangbildes erzielen. Somit kann auch die H1-Hypothese angenommen werden, da sich die KG vor allem unter CDT-Bedingungen nach der Intervention im Vergleich zum Pretest und der Kontrollgruppe gesteigert hat.

Da ein gestörtes Gangbild mit reduzierter Ganggeschwindigkeit, einer verkürzten Schrittlänge und einer verlängerten Standphase ein Hinweis auf eine erhöhte Sturzneigung ist (Taylor et al., 2013), kann aufgrund der vorliegenden Ergebnisse indirekt auf eine Reduktion des Sturzrisikos durch Karate geschlossen werden. Nach den Interventionen zeigten die Teilnehmer der FG und KG eine Steigerung der Gehgeschwindigkeit und eine erhöhte Schrittlänge unter NW- und CDT-Bedingungen. Damit scheinen die Interventionen zudem den altersbedingten Gangveränderungen, die als Folge der Abnahme intrinsischer Faktoren gewertet werden, entgegenzuwirken (Wolf et al., 2012). Die regelmäßige Teilnahme an einem ganzheitlichen Fitnesstraining oder einem Karatetraining kann somit einer Abnahme der Gehgeschwindigkeit, die ab einem Alter von 63 Jahren 15% pro Dekade beträgt, entgegenwirken (Götz-Neumann & Neumann, 2006). Auch der altersbedingte Rückgang der Schrittlänge, wie durch Winter et al. (1990) beschrieben, kann unter

NW- und CDT-Bedingungen mit Hilfe einer Fitness- oder Karate-basierten Intervention reduziert werden.

Der Einfluss einer dual-task-Situation auf die Ganggeschwindigkeit, Kadenz, Doppelschrittlänge und die Doppelschrittzeit macht sich bei gebrechlichen Probanden stärker bemerkbar als bei gesunden und fitten Probanden (Guedes et al., 2014). Den unter dual-task-Bedingungen auftretenden Gangveränderungen, wie der Reduktion der Gehgeschwindigkeit, der Schrittfrequenz sowie der Schrittzeit und der Zunahme der Standzeit, können durch das Karatetraining entgegengewirkt werden. Diese Ergebnisse stehen in Einklang mit anderen Studien, in denen durch sportliche Interventionsprogramme mit zwei Stunden pro Woche bei Frauen > 65 Jahren nach 18 Monaten die Knochendichte und die Muskelmasse angestiegen ist und die Sturzrate reduziert werden konnte (Hausdorff et al., 2008; Kemmler et al., 2010; Lamoth et al., 2011; Wild et al., 2013) bzw. ein Anstieg der Ganggeschwindigkeit unter single- und dual-task-Bedingungen nach einem 12-wöchigen Tai-Chi Training verzeichnet werden konnte (Manor et al., 2014).

Zur Abschätzung des Sturzrisikos scheint nach Literaturlage die Variabilität des Gangs noch besser geeignet zu sein als die Betrachtung der Mittelwerte (Kressig 2006, 2011). Sie stellt einen Prädiktor für das Sturzrisiko dar und ist für dessen Einschätzung besser geeignet als die Mittelwerte der verschiedenen Gangparameter. Das gilt auch und insbesondere für die dual-task-Situationen (Wolf et al., 2012).

*3. Lässt sich durch eine sportliche Intervention die Variabilität der spatio-temporalen Gangparameter im Vergleich zur Kontrollgruppe unter normalen und dual-task-Bedingungen reduzieren?*

Die Ergebnisse wurden bereits in Auszügen veröffentlicht (Pliske et al., 2017).

In der vorliegenden Studie zeigten sich im Vergleich der Werte aus dem Pre- und dem Posttest vor allem unter CDT-Bedingungen in allen drei Gruppen signifikante Veränderungen. Die Variabilität der Kadenz bei der CDT konnte in allen Gruppen signifikant gesenkt werden. Bei der KG zeigten sich des Weiteren Abnahmen der Variabilitäten für die Gehgeschwindigkeit, die Schrittlänge sowie die Ein- und Zweibeinunterstützungsphase, bei der FG für die Schrittzeit sowie die Ein- und Zweibeinunterstützungsphase und bei der CG für die Schrittzeit, die Gehgeschwindigkeit, die Schrittlänge und die Einbeinunterstützungsphase.

Beim NW zeigten sich in der KG Abnahmen der Variabilitäten für die Gehgeschwindigkeit und die Schrittlänge, bei der FG und der CG für die Zweibeinunterstützungsphase. Diese Ergebnisse sind eher heterogen und unspezifisch. Beim NW fiel jedoch auf, dass die KG als einzige Probandengruppe eine Reduktion der Variabilität für den temporalen Gangparameter Gehgeschwindigkeit aufwies.

Passend zum Vergleich der Mittelwerte der Gangparameter zeigten nur die Interventionsgruppen KG und FG Abnahmen der Variabilitäten unter MDT-Bedingungen. Für die KG handelte es sich um die Schrittzeit und -länge, bei der FG um die Ein- und Zweibeinunterstützungsphase. Die CG konnte sich unter MDT-Bedingungen hinsichtlich der Variabilität des Gangs nicht signifikant verbessern. Somit kann die H1-Hypothese zum Teil angenommen werden, da es unter NW bei der KG zu einer Abnahme der Variabilität der temporalen Gangparameter und unter CDT-Bedingungen zu einer Variabilitätsabnahme von Gehgeschwindigkeit und Kadenz gekommen ist. Für die FG wird die H1-Hypothese verworfen und die H0-Hypothese angenommen, da die FG im Vergleich zur CG die temporalen Gangparameter nicht wesentlich verbessern konnte.

#### *4. Lassen sich Gangvariabilitäten, die vor der Intervention bestanden haben, durch das Karatetraining verringern?*

Bei milden kognitiven Störungen, wie der beginnenden Demenz, kommt es zu einer Zunahme der Variabilität unter dual-task-Bedingungen (Beauchet et al., 2016). Aufgrund der Ergebnisse der vorliegenden Studie lässt sich sogar vermuten, dass eine ganzheitliche Fitnessintervention oder ein Karatetraining diesen Gangveränderungen entgegenwirken kann. Stärkere Schritt-zu-Schritt-Variabilitäten der Gangparameter der Interventionsgruppen gegenüber der CG zum Pretest ließen sich im Posttest nicht mehr nachweisen. Es kam zu einer Annäherung der Variabilität zwischen den Gruppen. Somit kann auch die H1-Hypothese angenommen werden.

Der physiologischen Zunahme der Schritt-zu-Schritt-Variabilität, die ab einem Alter von 40 bis 50 Jahren auftritt (Gabell & Nayak, 1984; Hausdorff et al., 1997; Terrier & Schutz, 2003, Terrier et al., 2003, Verlinden et al., 2013), kann mit Hilfe eines sportlichen Interventionsprogramms ebenfalls entgegengewirkt werden. Hinsichtlich des positiven Einflusses auf die Gangleistung scheint das Karatetraining dem Tai-Chi, das bereits mehrfach als Intervention zur Verbesserung des Gangbildes bei älteren

Personen Anwendung fand, in nichts nachzustehen (McGibbon et al., 2005, Li, 2014). In einer anderen Studie konnte nach 24 Wochen Tai-Chi Training bei postmenopausale Frauen mit bekannter Osteopenie eine Steigerung der Schrittlänge, eine Verbesserung der generellen Gesundheit und Vitalität sowie eine Abnahme von Schmerzsymptomen nachgewiesen werden. Unverändert blieben jedoch das Gleichgewicht, die Leistungen im „Timed-Up und Go“ Test und der „Sit-to-stand“ Test (Chyu et al. 2010). Da sich vor allem die temporalen Gangparameter in einem Alter von über 50 Jahren verändern (Chien et al., 2015) und die Karategruppe in der vorliegenden Studie die Variabilität der Gehgeschwindigkeit unter NW- und CDT-Bedingungen signifikant reduzieren konnte, scheint das Karatetraining eine geeignete Methode zu sein, um den altersbedingten Gangveränderungen entgegenzuwirken. Um einen noch deutlicheren Effekt der Intervention zu erzielen, sollte das Training auch nach der 5-monatigen Intervention fortgesetzt werden. In einem Vergleich von Tai-Chi Experten und Anfängern konnte gezeigt werden, dass die Variabilität der Doppelschrittzeit unter dual-task-Bedingungen in beiden Gruppen zunimmt, die Zunahme in der Expertengruppe aber geringer ausfiel als in der Anfängergruppe. Nach sechs Monaten Training konnte die Variabilität der Doppelschrittzeit der Anfänger gesenkt werden, jedoch nicht signifikant (Wayne et al., 2015). Einen ähnlichen Effekt konnte auch Qu (2014) beobachten, der eine Zunahme der Variabilität der Schrittlänge unter dual-task-Bedingungen festgestellt hat, die sich bei älteren Probanden (> 60 Jahre) deutlicher auswirkt als bei jüngeren Probanden (20 - 25 Jahre) (Qu, 2014). Durch eine prolongierte Interventionszeit könnte das Ausmaß der Variabilität der Tai-Chi Anfänger noch weiter reduziert werden. Das Gleiche kann für die Teilnehmer einer Karateintervention angenommen werden.

Die Wirksamkeit solcher Interventionen scheint jedoch ihre Grenzen in progredienten Pathologien des zentralen Nervensystems zu haben. Bei einer vorliegenden Parkinsonerkrankung waren die positiven Auswirkungen eines Tai-Chi Trainings auf die Ganggeschwindigkeit, die Schrittlänge oder die Gangausdauer nicht signifikant (Manor et al., 2014). Nach einem akut eingetretenen neurologischen Ereignis (z.B. Schlaganfall) scheint ein dual-task-Training im Rahmen der Rehabilitation jedoch zu verbesserten kognitiven Leistungen und Gehleistungen zu führen als ein single-task-Training (Kim et al., 2014). Diese Erkenntnisse gelten selbstverständlich ebenso für gesunde Probanden, wie die Ergebnisse der vorliegenden Studie bekräftigen. Sogar ein kombiniertes motorisches dual-task-Balancetraining allein bewirkt bereits eine

signifikante Verbesserung der Balance, der Schritt- und Doppelschrittlänge, der Gehgeschwindigkeit und der Kadenz im Vergleich zum single-task-Balancetraining bei gesunden älteren Frauen (Shin & An, 2014).

Obwohl die Karategruppe in der vorliegenden Arbeit hinsichtlich der Gangleistungen unter single- und dual-task-Bedingungen profitierte, konnte auch durch ein 22-wöchiges allgemeines Fitnesstraining mit 160 älteren Frauen mit einem Durchschnittsalter von 71 Jahren die Beinkraft, die Schrittgeschwindigkeit und -frequenz sowie die Doppelschrittlänge verbessert und die Doppelschrittzeit im Gegensatz zu einer Kontrollgruppe verkürzt werden (Lord et al., 1996). Die Verbesserungen der Schrittgeschwindigkeit, der Schrittfrequenz und der Doppelschrittlänge der Lord Studie (1996) kann in der vorliegenden Arbeit bestätigt werden. Die CG weist lediglich eine Verbesserung der Doppelschrittlänge auf.

Betrachtet man die kognitiven Leistungen der Teilnehmer der vorliegenden Studie separat, fällt auf, dass sich bei allen Gruppen unabhängig der Intervention vom Pre- zum Posttest die durchgeführten Rechenoperationen pro Strecke signifikant gesteigert haben, während die Anzahl der Rechenfehler konstant blieb. Das bedeutet, dass die Steigerung der Rechenoperationen pro Strecke nicht auf Kosten der Genauigkeit der Rechenoperation erzielt wurde. Zur besseren Abschätzung des Einflusses der kognitiven dual-task-Aufgabe auf die dual-task-Leistung der Probanden wurden die dual-task-Kosten berechnet.

Es konnte herausgearbeitet werden, dass die dual-task-Kosten für die Schrittlänge und die Schrittzeit in der FG gesenkt werden konnten. Ein ähnliches Ergebnis konnte durch van het Reve & de Bruin (2014) gezeigt werden, die eine Reduktion der dual-task-Kosten für Schrittlänge und die Gehgeschwindigkeit durch ein kombiniertes Kraft-Balance-Kognitionstraining festgestellt haben. Der Effekt eines kombinierten Kraft-Balance-Kognitionstraining stellte sich deutlicher dar, als durch ein Kraft-Balancetraining allein (van het Reve & de Bruin, 2014).

Aus der Literatur ist bekannt, dass eine schlechte Gangleistung mit einer Steigerung des Sturzrisikos bei älteren Menschen einhergeht (Gschwind & Bridenbaugh, 2011; Verghese et al., 2006 & 2009; Sudarsky, 2001). Vor allem eine langsame Ganggeschwindigkeit ist mit einem erhöhten Sturzrisiko assoziiert (Risk ratio pro 10 cm/s Abnahme = 1.069). Das trifft auch für eine schlechte Performance des Schwungs,

der Zweibeinunterstützungsphase, der Variabilität der Schwungzeit und der Doppelschrittlänge zu (Verghese et al., 2009).

Das Erkennen von pathologischen Gangbildern ist jedoch nur ein Anfang in der Diagnostik von Bewegungsstörungen, die Folge oder Vorbote einer manifesten Erkrankung sein können. Eine Differentialdiagnostik einer solchen Erkrankung auf Basis eines Gangbildes gestaltet sich sehr schwierig und kann nur erste Hinweise geben (Lam, 2011). Dennoch lohnt es sich, den (altersbedingten) Gangveränderungen entgegen zu wirken. In früheren Studien konnte nachgewiesen werden, dass ein kombiniertes körperliches und geistiges Training den rein physikalischen Interventionen überlegen ist. Jedoch zeigt auch eine ausschließlich kognitive Intervention bereits positive Effekte auf die Gangleistung. In einer kontrollierten Studie mit 30 Probanden mit einem Durchschnittsalter von 73,8 Jahren wurde eine Gruppe mittels eines kognitiven dual-task-Trainings und eine zweite Gruppe mit einem rein kognitiven Training analysiert. Es zeigte sich, dass nach 8 Wochen Intervention beide Interventionsgruppen ihre Ganggeschwindigkeit, ihre Schrittlänge, ihre Schritt- und Doppelschrittzeit und ihre Ein- und Zweibeinunterstützungsphase signifikant verbessern konnten. Zudem wurde für die kognitive Interventionsgruppe noch eine verbesserte symmetrische Bewegung der Extremitäten sowie eine Verbesserung der Inter-Koordination im Vergleich zu den beiden anderen Gruppen festgestellt (Azadin et al., 2016).

Da viele Interventionsteilnehmer erst nach einem Sturz an entsprechenden Interventionsprogrammen teilnehmen, handelt es sich um eine Sekundär- bzw. bei eingetroffenem Schaden, um eine Tertiärprävention. Das Ziel sollte jedoch die Primärprävention sein, damit es gar nicht erst zu einer Zunahme von sturzbegünstigenden Faktoren kommt. Da die Primärprävention jedoch viel persönliches Engagement der potentiell Betroffenen erfordert, wird der Fokus verständlicherweise auf die Sekundär- und Tertiärprävention gelegt. Zum Umgang mit Sturzopfern existiert in Frankreich beispielsweise eine Guideline seit 2005. Sie trägt den Namen „Haute Autorité de santé“ (HAS) und soll generell das Eintreten von Stürzen vermeiden. Eine Guideline zur Vermeidung von Rezidivstürzen befindet sich in der Entstehung (HAS, 2005). Wird ein Patient aufgrund eines Sturzes im Krankenhaus behandelt, so wird durch den Geriater eine Liste mit Risikofaktoren abgeglichen und ein Risikoprofil für ein erneutes Sturzereignis für den Patienten erstellt (Gilbert et al., 2012). Als Folge werden Risikofaktoren, wie beispielsweise ein

zu hoher oder zu niedriger Blutdruck, eingestellt und ein individueller Rehabilitationsplan erstellt (Gilbert et al., 2012). Ein ähnliches Programm ist auch in den Niederlanden implementiert (Gilbert et al., 2012).

## 7.2 Diskussion der Gleichgewichtsergebnisse

Das statische und dynamische Gleichgewicht der Probanden wurde im Pre- und Posttest unter Verwendung des Balance Masters ermittelt. Dazu wurden zwei der integrierten Testprotokolle, nämlich der „Sensory Organization Test“ (SOT) und der Test der „Limits of Stability“ (LOS), verwendet.

*5. Lässt sich die Gleichgewichtsleistung in einem standardisierten Gleichgewichtstest, wie dem „Sensory Organization Test“ des Balance Master, im Vergleich zur Kontrollgruppe positiv beeinflussen?*

Der SOT, der vor allem das dynamische Gleichgewicht abprüft, zeigte im Pre-/Postvergleich der Gruppen eine signifikante Zunahme des zusammengesetzten Gleichgewichts sowie des vestibulären Systems. Die CG konnte zudem die Strategie Knöchel/Hüfte und das visuelle System signifikant und die Präferenz des visuellen Systems im Trend verbessern. Ähnliche Steigerungen des dynamischen Gleichgewichts ließen sich in den Interventionsgruppen nicht nachweisen. Im Vergleich der drei Gruppen miteinander im Posttest konnte zudem ein signifikanter Unterschied bezüglich des visuellen Systems zwischen der CG und der FG festgestellt werden. Dieses Ergebnis lässt darauf schließen, dass die CG sich zur Steuerung des Gleichgewichtes vor allem auf das visuelle System verlässt. Dieses Ergebnis entspricht den Angaben aus der Literatur, in denen dargestellt wird, dass es durch das Schließen der Augen bei älteren Menschen zu einer Zunahme der Körperschwankung von ca. 30% kommt (Lord et al., 1991). Die vorwiegende Steuerung des Gleichgewichts über das visuelle System ist nicht außergewöhnlich und könnte im Umkehrschluss darauf hindeuten, dass Probanden der KG und FG aufgrund des gezielten Trainings auch die anderen Regelsysteme des Gleichgewichts versuchen einzusetzen, aber noch nicht die notwendigen Erfolge aufweisen können (Mikolajczyk & Jankowicz-Szymanska, 2015). Das Ergebnis des SOT könnte ein Hinweis darauf sein, dass es einer längeren Interventionszeit bedarf, um die übrigen Gleichgewichtssysteme außerhalb der visuellen Steuerung effizient zu trainieren. Die H1-Hypothese, die besagt, dass es zu einer deutlichen Steigerung des zusammengesetzten Gleichgewichts sowie der einzelnen Gleichgewichtsparemeter nach der Intervention im Vergleich zur CG kommt, kann daher nicht ohne weiteres angenommen werden.

*6. Lassen sich einzelne Parameter im standardisierten Gleichgewichtstest „Limits of stability“ des Balance Master der Fitnessgruppe durch die Intervention positiv beeinflussen?*

Für diese Vermutung würden auch die Ergebnisse des LOS sprechen, bei dem es in der KG zu signifikanten Abnahmen der Richtungskontrolle gesamt und nach rückwärts, der Bewegungsgeschwindigkeit und des Endpunkts der Auslenkung nach vorn im Posttest gekommen ist und keine Verbesserungen festgestellt werden konnten. Diese Ergebnisse stehen im Widerspruch zur Literatur. In einer Studie mit älteren Probanden wurden signifikante Verbesserungen der Endpunkte der Bewegung, der Bewegungsgeschwindigkeit und der Richtungskontrolle im LOS erzielt. Jedoch handelte es sich bei der Intervention um ein 48-wöchiges Tai Ji Quan Programm (Li, 2014). Diese Diskrepanz der Ergebnisse wirft die Frage auf, ob die einzelnen Sportarten der Martial Arts, wie zum Beispiel das Tai-Chi und das Karate, miteinander vergleichbar sind. Die FG, die vermehrt durch diverse Spiele und Trainingsinhalte auf diese Art von Aufgaben trainiert wurden, konnte sich bezüglich der Reaktionszeit nach vorwärts, maximaler Auslenkung nach rückwärts und gesamt, der Richtungskontrolle nach vorwärts und gesamt signifikant sowie der Richtungskontrolle nach rechts und der Reaktionszeit nach links im Trend verbessern. Damit scheint das Fitnessprogramm geeignet zu sein, um die altersbedingte Zunahme der Schwankung in anterior-posteriorer und medio-lateraler Richtung entgegenzuwirken (Laughton et al., 2003, Melzer et al., 2010). Lediglich die Bewegungsgeschwindigkeit nach rechts zeigte im Posttest eine signifikante Abnahme gegenüber dem Pretest. Die CG konnte ihre Reaktionszeit gesamt und den Endpunkt der Auslenkung nach rückwärts verbessern und verschlechterte sich bei der Richtungskontrolle gesamt und der Bewegungsgeschwindigkeit nach vorwärts.

Das gezielte Training der FG führte im Posttest zu einer signifikanten Verbesserung der maximalen Auslenkung nach rückwärts und gesamt sowie der Richtungskontrolle gesamt und nach vorwärts gegenüber der KG. Zudem resultierte das Training in einer besseren maximalen Auslenkung nach links im Vergleich zur CG. Daher kann die H1-Hypothese, die besagt, dass die FG im Posttest eine deutliche Steigerung der Reaktionszeit, der Richtungskontrolle und der maximalen Auslenkung gegenüber der KG und CG aufweist, angenommen werden.

Auch in anderen Studien konnte festgestellt werden, dass es nach einer kurzen Interventionszeit erstmal zu einer Abnahme der Gleichgewichtsleistung kommt. Nach

einem 8-wöchigen, ganzheitlichen Fitnesstraining konnte gesehen werden, dass die Gruppe der 72 - Jährigen im Pre-/Postvergleich einen vergrößerten Schwankweg und eine Zunahme der Schwankfrequenz auf der Kraftmessplatte in medio-lateraler Richtung aufwies. Gleichzeitig verbesserte sich die funktionelle Leistung der Teilnehmer beim „Timed-Up & Go“ Tests signifikant (Nagy et al., 2007).

Der Erfolg des Gleichgewichtstrainings ist ebenso wie beim Gangtraining von der Komplexität des Trainings abhängig und steigt unter Verwendung kombinierter dual-task-Aufgaben. Bereits nach drei Trainingseinheiten konnte eine Interventionsgruppe, die unter dual-task-Bedingungen trainiert wurde, den „postural sway“ beim Stehen auf einer Kraftmessplatte unter einer kognitiven dual-task-Bedingung signifikant reduzieren im Vergleich zu einer Kontrollgruppe und einer Trainingsgruppe mit einer single-task-Intervention (Pellecchia, 2005). Für die Planung und Durchführung eines Gleichgewichtstrainings ist es wichtig zu wissen, dass die verschiedenen Arten des Gleichgewichts gezielt trainiert werden müssen. Muehlbauer et al. (2012) haben in einer Studie an 70-Jährigen festgestellt, dass es hinsichtlich der Testleistungen für das statisch-kontinuierliche Gleichgewicht (Schwankungen während des Stehens), dem dynamischen-kontinuierlichen Gleichgewicht, z.B. während des Gehens, des reaktiven Gleichgewichtes, dass durch Störreize gefordert ist und dem proaktiven Gleichgewicht keine signifikanten Korrelationen gibt. Für das Gleichgewichtstraining bedeutet das, dass die verschiedenen Gleichgewichtsformen explizit trainiert werden müssen und die einzelnen Gleichgewichtsfähigkeiten sich nicht untereinander ausgleichen (Muehlbauer et al., 2012).

Eine effektive Reduktion des Sturzrisikos durch das Gleichgewichtstraining ist möglich und wurde in einer Metaanalyse von Sherrington et al. (2016) herausgearbeitet. In der Metaanalyse von 88 Studien zum Effekt von Interventionen zur Sturzprophylaxe konnte nachgewiesen werden, dass die Sturzrate von zu Hause lebenden älteren Personen durch Gleichgewichtstraining um 21 % gesenkt werden konnte. Bei Programmen mit Schwerpunkt auf dem Gleichgewichtstraining und einem Umfang von mehr als 3 Stunden wöchentlich konnten die Stürze sogar um 39 % reduziert werden (Sherrington et al., 2016). Auch Probanden mit einer Parkinsonerkrankung oder kognitiven Einschränkungen haben von einem Training zur Sturzprophylaxe profitiert. Kein Effekt konnte für Überlebende eines Schlaganfalls, für Heimbewohner oder kürzlich aus dem Krankenhaus entlassende Probanden festgestellt werden (Sherrington et al., 2016). Der Aussage Sherringtons bezüglich des Effekts eines

Gleichgewichtstrainings auf Schlaganfallpatienten steht die Studie von An et al. (2014) entgegen, in der durch ein Gleichgewichtstraining mit dual-task Komponente das Gleichgewicht von Patienten mit Zustand nach Apoplex verbessert werden konnte (An et al., 2014). Im Gegensatz zu den o.g. Studien wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit kein reines Gleichgewichtstraining eingesetzt. Das Gleichgewichtstraining, das in der Karate- und Fitnessgruppe dieser Studie durchgeführt wurde, war in komplexere Bewegungsabläufe eingebettet, die gleichzeitig die Koordination, die Kraft oder Ausdauer schulten. Es ist zu vermuten, dass die Unterschiede in der Trainingsgestaltung der Karate- und Fitnessinterventionen zur Steigerung der Gleichgewichtsleistung gesunder Probanden führten.

In der Literatur gibt es bereits erste Versuche, die Gleichgewichtsleistungen als Prädiktor für zukünftige Stürze zu verwenden. Mit Hilfe von klinischen Tests versuchten Maranesi et al. (2016), zwischen regelmäßig, gelegentlich und nicht stürzenden Personen zu unterscheiden. Im Versuch konnte die Gruppe der gelegentlich stürzenden Personen anhand einer Kombination aus CoP-Variabilität in anterior-posteriorer Richtung bei geöffneten Augen auf weichem Untergrund von den regelmäßig und den nicht stürzenden Personen unterschieden werden (Maranesi et al., 2016). Eine klinische Anwendung oder sogar eine „Screening tool“ ist noch in weiter Ferne. Könnten die gelegentlich stürzenden Personen anhand ihrer Gleichgewichtsleistung identifiziert und die Defizite des Gleichgewichts quantifiziert werden, könnte mit einem entsprechenden Training einem weiteren Rückgang der Gleichgewichtsfähigkeit entgegengewirkt und das Sturzrisiko minimiert werden.

### 7.3 Allgemeine Diskussion der Intervention und Grenzen der Studie

Die durchgeführte Studie gibt Hinweise darauf, dass der Karatesport zur Verbesserung der Gangleistung unter single- und vor allem unter dual-task-Bedingungen sowie zu Verbesserung der Gleichgewichtsstrategien abseits des visuellen Systems geeignet ist. Ähnlich gute Ergebnisse wie in der Ganganalyse der Karategruppe konnten in der Fitnessgruppe erreicht werden. Aufgrund des gezielten Trainings konnte sich die FG bei den Gleichgewichtstests nochmal deutlich von der KG absetzen. Bei Betrachtung der Ergebnisse konnten aber auch Verbesserungen der CG im Posttest ohne durchgeführte Intervention festgestellt werden. Das galt sowohl für die Ganganalyse als auch für die Gleichgewichtstests.

Es ist zu vermuten, dass diese Ergebnisse das Resultat des geringen Interventionszeitraums sind und es zudem zu einer Art „Gewöhnungseffekt“ an die Tests gekommen ist, da diese nur einmal zu Beginn der Studie und zum Ende der Studie durchgeführt wurden. Die Probanden hatten keine Möglichkeit, sich an die Geräte, die Tests oder die Versuchsleiter zu gewöhnen. Durch die „Einarbeitung“ der Probanden in die Geräte und Tests während des Pretests ist es möglich, dass nicht das volle Potential der Probanden abgerufen werden konnte und die Probanden erst beim Posttest ihr Potenzial abrufen konnten, da die Tests zu diesem Zeitpunkt bekannt waren. Ähnlich wie bei dem Sturzrisikoassessment, bei dem eine Kombination verschiedener Gleichgewicht- und Ganguntersuchungen durchgeführt wird, sollten die Tests für das Gleichgewicht und den Gang im Rahmen einer Studie vor dem Eingangstest und dann während des Trainings etwa alle drei Monate durchgeführt werden (Granacher et al., 2014). Um eine Gewöhnung oder einen Lerneffekt durch den eigentlichen Test auszuschließen, sollte ein Test 3-5-mal durchgeführt werden (Ruhe et al., 2010). Das gilt ebenso für die spezifischen Konditionen, unter denen ein Test stattfindet (Cieślik et al., 2016). Zudem gibt es Studien, die zeigten, dass die Test-Retestreliabilität, gemessen mit 1 Woche Differenz zwischen dem Pre- und dem Posttest, bei älteren Probanden mit einem durchschnittlichen Alter von 78,1 Jahren eine geringere Ausprägung aufwies als bei jüngeren Probanden (durchschnittliches Alter 26,6 Jahre) (Almarwani, 2016).

Der Interventionszeitraum sollte in folgenden Studien deutlich verlängert sein oder die Anzahl der Übungseinheiten pro Woche erhöht werden. Das zeigt auch eine Folgestudie von Witte et al. (2017), in der das Karateprogramm für weitere fünf Monate durchgeführt wurde, so dass der Interventionszeitraum insgesamt 10 Monate

umfasste. In den durchgeführten motorischen Tests (Chair stand test, walking speed, motor balance test) konnte nach 10 Monaten eine signifikante Steigerung des dynamischen Gleichgewichts sowie der Gehgeschwindigkeit festgestellt werden. Zudem konnten die Reaktionsfähigkeit und die Fähigkeit zur geteilten Aufmerksamkeit durch die Karateintervention gesteigert werden (Witte et al., 2016). Ein effektives Sturzpräventionstraining sollte mindestens 50 Übungsstunden umfassen, mit 3 Einheiten pro Woche und somit einer Laufzeit von ca. 4 Monaten. Die einzelnen Einheiten pro Woche können dabei im Verhältnis von 2:1 in angeleitete und freie Übungseinheiten aufgeteilt werden (Sherrington et al., 2011).

Limitierend für die vorliegende Studie muss festgehalten werden, dass es sich bei Probanden um gesunde ältere Menschen gehandelt hat. Die Probanden dieser Studie wiesen keinerlei kognitive Einschränkungen oder Erkrankungen auf und profitierten möglicherweise deshalb nicht in vollem Umfang von dem Training (Witte et al., 2016). Da kognitive Einschränkungen auch zu Leistungsminderungen unter single- und dual-task-Bedingungen führen (Perrochon et al., 2013; Doi et al., 2014), sollten künftige Studien daher mit kognitiv eingeschränkten Probanden durchgeführt werden, um den Benefit der Intervention besser darstellen zu können.

Zudem muss angemerkt werden, dass alle Teilnehmer der Studie an dem Karatetraining teilnehmen wollten und zu Beginn sehr motiviert waren. Aus diesem Probandenpool wurden per Los die Teilnehmer der CG ermittelt und dieser zugeteilt. Die überwiegende Anzahl der Teilnehmer der Kontrollgruppe waren aufgrund der Zulosung zur Kontrollgruppe etwas enttäuscht. Es ist daher nicht auszuschließen, dass zumindest einige Teilnehmer der CG während des Interventionszeitraums nicht wie gewünscht ihr übliches Sportpensum beibehalten, sondern sich in Eigeninitiative zielgerichtet auf die Posttests vorbereitet haben. In zukünftigen Studien sollten daher die Probanden der Kontrollgruppe aus einem anderen Pool rekrutiert, eine alternative Intervention (z.B. rein kognitiv) durchgeführt oder die Aktivität der Kontrollgruppe während des Interventionszeitraums per Fragebogen abgefragt werden.

Die Ergebnisse dieser Arbeit sind nicht ganz eindeutig und werden durch die zum Teil guten Ergebnisse der Kontrollgruppe abgeschwächt. Als Grund für das gute Abschneiden der Kontrollgruppe in den Posttests ist ein unerwünschtes Training in Eigenregie während des Beobachtungszeitraums sehr wahrscheinlich, da auch die

Probanden der Kontrollgruppe initial am Karateunterricht teilnehmen wollten und hoch motiviert waren.

Zusätzlich muss angemerkt werden, dass es eine Art Gewöhnungseffekt an die durchgeführten Tests gegeben haben könnte, der in allen Gruppen die Posttests positiv beeinflusst hat.

Bei der Durchführung einer derart angelegten Studie entfällt ein großer Teil der Verantwortung für Erfolg oder Misserfolg der Studie auf die Trainer. Interventionen zur Sturzprophylaxe durch Sport und Kampfsport insbesondere sollte durch Trainer durchgeführt werden, die sich der körperlichen und geistigen Probleme der älteren Menschen bewusst sind. Im Tai-Chi gibt es daher entsprechende Trainingsprogramme für Trainer, die auf diese Weise auf die Besonderheiten älterer Schüler hingewiesen und geschult werden (Bartimole & Fristad, 2016). Die Trainer, die in der vorliegenden Studie mitgewirkt haben, waren erfahrene Sportwissenschaftler und Trainer, die bereits häufiger mit älteren Menschen trainiert haben. Die Karatetrainer waren zudem erfahrene Karatesportler mit Meistergraden (Dan).

In künftigen Studien sollte der Frage nachgegangen werden, ob die verschiedenen Stilrichtungen und Sportarten der Martial Arts sich hinsichtlich ihrer Auswirkungen auf den menschlichen Gang und das Gleichgewicht voneinander unterscheiden. Die vorliegende Studie lässt vermuten, dass sich zumindest das Karate nicht ohne weiteres mit dem Tai-Chi vergleichen lässt. Um den genauen Stellenwert des Karate in Bezug auf die Gangsicherheit, die dual-task-Leistung, das Gleichgewicht und damit auch auf die Sturzprophylaxe bei älteren Menschen feststellen zu können, sollten weitere Studien durchgeführt werden, die explizit das Karatetraining als Intervention untersuchen. Dabei sollte der Interventionszeitraum nochmals verlängert werden und die Sportart auch mit Probanden mit bekannten kognitiven Einschränkungen, z.B. einer dementiellen Erkrankung oder einem erlittenen Schlaganfall, durchgeführt werden.

## 8. Ausblick

Die vorliegende Studie gibt erste Hinweise darauf, dass durch das Training der ostasiatischen Kampfkunst Karate auch im fortgeschrittenen Alter das Gleichgewicht und der Gang allein, aber auch in Kombination mit anderen Aufgaben, die simultan ausgeführt werden, verbessert werden können. Vor allem für Männer (55% der Studienteilnehmer waren Männer) scheint das Karatetraining ansprechend zu sein und könnte als zusätzliches Trainingsangebot für ältere Menschen zur Verbesserung der Gangparameter und des Gleichgewichts und somit indirekt zur Vorbeugung vor Stürzen dienen.

Um den positiven Effekt des Karate auf den Gang unter single- und dual-task-Bedingungen sowie auf das Gleichgewicht besser evaluieren zu können, sollte in zukünftigen Studien die Kontrollgruppe durch eine alternative Intervention, z.B. kognitiver Natur, betreut werden. Zudem muss der Aktivitätslevel der Probanden der Kontrollgruppe vor Durchführung der Posttests nochmals abgefragt werden.

Um einen Gewöhnungseffekt an die durchgeführten Tests als Ursache für verbesserte Testresultate auszuschließen, sollte ein Probedurchgang vor den eigentlichen Pretests durchgeführt werden. Zudem können nach der Hälfte der Interventionszeit die Tests ein zusätzliches Mal durchgeführt werden, um in den Posttests nicht die Gewöhnung an das Testinstrument, sondern die Verbesserungen des Gleichgewichts und des Gangs durch die Intervention zu messen.

Da es sich bei dem Karatesport um einen Sport mit komplexen Aufgabenmustern handelt, sollte der Interventionszeitraum gegebenenfalls auf 12 Monate verlängert werden. Der verlängerte Interventionszeitraum würde den Probanden die Möglichkeit geben, ihre neu erlernten Techniken zu festigen und in die Alltagswelt zu integrieren. Das trifft besonders auf das Gleichgewicht zu, das im Alter vor allem über die visuelle Komponente gesteuert wird. Die Zeit zur Gewöhnung an die vermehrte Nutzung der vestibulären oder somatosensorischen Gleichgewichtskomponente könnte über einen Interventionszeitraum von nur fünf Monaten zu kurz sein.

Aufgrund der jedoch überwiegend positiven Ergebnisse dieser Studie sollten weitere Forschungen durchgeführt werden, um die Wirksamkeit des Karate auf den Gang und das Gleichgewicht von älteren Menschen zu untersuchen. Zudem sollte das Karate bereits jetzt als sportliche Intervention zur Verbesserung des Gleichgewichts und des

Gangs älterer Menschen auf breiter Basis zugänglich gemacht werden, z.B. in Form von Kursen, die durch die Krankenkassen gefördert werden.

## 9. Literaturverzeichnis

Alekna V, Stukas R, Tamulaitytė I, Šurkienė G, Tamulaitienė M (2015) Self-reported consequences and healthcare costs of falls among elderly women. *Medicina*, 51 (1), 57-62

Almarwani M, Perera S, VanSwearingen JM, Sparto PJ, Brach JS (2016) The test-retest reliability and minimal detectable change of spatial and temporal gait variability during usual over-ground walking for younger and older adults. *Gait Posture*, 44, 94-99

Al-Momani M, Al-Momani F, Alghadir AH, Alharethy S, Gabr SA (2016) Factors related to gait and balance deficits in older adults. *Clinical Interventions in Aging*, 11, 1043-1049

Amano S, Nocera JR, Vallabhajosula S, Juncos JL, Gregor RJ, Waddell DE, Wolf SL, Hass CJ (2013) The effect of Tai-Chi exercise on gait initiation and gait performance in persons with Parkinson's disease. *Parkinsonism and Related Disorders*, 19, 955-960

Ambrose AF, Paul G, Hausdorff JM (2013) Risk factors for falls among older adults: A review of the literature. *Maturitas*, 75, 51-61

An HJ, Kim JI, Kim YR, Lee KB, Kim DJ, Yoo KT, Choi JH (2014) The Effect of Various Dual Task Training Methods with Gait on the Balance and Gait of Patients with Chronic Stroke. *J Phys Ther Sci*, 26, 1287-1291

Ashton-Miller JA (2005) Age-associated changes in the biomechanics of gait and gait-related falls in older adults. In: Hausdorff JM, Alexander NB (Hrsg.) *Gait disorders: evaluation and management*. Boca Raton: Taylor & Francis, 63-100

Auvient B, Touzard C, Goëb V (2016) Gait analysis under dual-task conditions for identifying motor phenotypes in elderly patients with gait disorders. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 595, 99-101, doi:10.1016/j.rehab.2016.07.222

Azadin E, Torbati HRT, Kakhki ARS, Farahpour N (2016) The effect of dual task and executive training on pattern of gait in older adults with balance impairment: A Randomized controlled trial. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 62, 83-89

Baccouch R, Rebai H, Sahli S (2015) Kung-fu versus swimming training and the effects on balance abilities in young adolescents. *Physical Therapy in Sport*, 16, 349-354

Balasubramanian CK, Clark DJ, Goulle A (2015) Validity of the Gait Variability Index in older adults: Effect of aging and mobility impairments. *Gait Posture*, 41, 941-946

Bartimole L & Fristadt MA (2016) Taiji Train the Trainers Curriculum: Increasing the Work Force to Decrease Falls in the Elderly. *Explore*, 13 (2), doi: 10.1016/j.explore.2016.12.009

Baumann H (2005) Bewegung und Spiel bereichern auch im Alter das Leben – Anmerkungen aus entwicklungstheoretischer und sportwissenschaftlicher Sicht. *Euro J Ger*, 7 (2), 99-107

Beauchet O, Dubost V, Hermann FR, Kressig RW (2005) Stride-to-stride variability while backwardcounting among healthy young adults. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2 (26), doi: 10.1186/1743-0003-2-26

Beauchet O, Dubost V, Allali G, Gonthier R, Hermann FR, Kressig RW (2007) Faster counting while walking´ as a predictor of falls in older adults. *Age and Ageing*, 36, 418-423

Beauchet O, Launay CP, Chabot J, Levinoff EJ, Allali G (2016) Subjective Memory Impairment and Gait Variability in Cognitively Healthy Individuals: results from a Cross-Sectional Pilot Study. *J Alzheimers Dis*, doi: 10.3233/JAD-160604

Beck S, Taube W, Gruber M, Amtage F, Gollhofer A & Schubert M (2007) Task-specific changes in motor evoked potentials of lower limb muscles after different training interventions. *Brain Res*, 1179, 51-60

Berry SD, Miller R (2008) Falls: Epidemiology, Pathophysiology, and Relationship to Fracture. *Curr Osteoporos Rep*, 6 (4), 149-154

Bongue B, Dupré C, Beauchet O, Rossat A, Fantino B, Colvez A (2011) A screening tool with five risk factors was developed for fall-risk prediction in community-dwelling elderly. *Journal of Clinical Epidemiology*, 64, 1152-1160

Borg GA (1982) Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc*, 14, 377-381

Brach JS, Perera S, Studenski S, Katz M, Hall C, Verghese J (2010) Meaningful change in measures of gait variability in older adults. *Gait Posture*, 31, 175-179

Burns ER, Stevens JA, Lee R (2016) The direct costs of fatal and non-fatal falls among older adults – United States. *Journal of Safety Research*, 58, 99-103

Cardon-Verbecq C, Loustau M, Guitard E, Bonduelle M, Delahaye E, Koskas P, Raynaud-Simon A (2016) Predicting falls with the cognitive timed up-and-go dual task in frail older patients. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, doi: 10.1016/j.rehab.2016.07.003

Carter ND, Kannus P, Khan KM (2001) Exercise in the prevention of falls in older people: a systematic literature review examining the rationale and the evidence. *Sports Med*, 31, 427-438

Chang JT, Morton SC, Rubenstein LZ (2004) Interventions for the prevention of falls in older adults: systematic review and meta-analysis of randomised clinical trials. *BMJ*, 328, 680-687

Chen BL, Guo JB, Liu MS, Zou J, Chen X, Zhang LL, Yue YS, Wang XQ (2015) Effect of Traditional Chinese Exercise on Gait and Balance for Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis. *PLoS ONE*, 10 (8), e0135932

Chien JH, Yentes J, Stergiou N, Siu KC (2015) The Effect of Walking Speed on Gait Variability in Healthy Young, Middle-aged and Elderly Individuals. *J Phys Act Nutr Rehabil*, 1-11

Chyu MC, James CR, Sawyer SF, Brismée JM, Xu KT, Poklikuha G, Dunn DM, Shen CL (2010) Effects of Tai-Chi exercise on posturography, gait, physical function and quality of life in postmenopausal women with osteopaenia: a randomized clinical study. *Clinical Rehabilitation*, 24, 1080-1090

Cieślik B, Jaworska L, Szczepańska-Gierach J (2016) Postural stability in the cognitively impaired elderly: A systematic review of the literature. *Dementia*, doi: 10.1177/1471301216663012

Deandrea S, Bravi F, Turati F, Lucenteforte E, La Vecchia C, Negri E (2013) Risk factors for falls in older people in nursing homes and hospitals. A systematic review and meta-analysis. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 56, 407-415

Delmonico MJ, Harris TB, Visser M, Park SW, Conroy MB, Valesquez-Mieyer P, Boudreau R, Manini TM, Nevitt M, Newman AB, Goodpaster BH (2009) Longitudinal study of muscle strength, quality, and adipose tissue infiltration. *Am J Clin Nutr*, 90, 1579-1585

Doi T, Shimada H, Makizako H, Tsutsumimoto K, Uemura K, Anan Y, Suzuki T (2014) Cognitive function and gait speed under normal and dual-task walking among older adults with mild cognitive impairment. *BMC Neurology*, 14 (67), doi: 10.1186/1471-2377-14-67

Donoghue OA, Cronin H, Savva GM, O'Regan C, Kenny RA (2013) Effects of fear of falling and activity restriction on normal and dual task walking in community dwelling older adults. *Gait Posture*, 38, 120-124

Duncan CA, Ingram TGJ, Mansfield A, Byrne JM, McIlroy (2016) Population Differences in Postural Response Strategy Associated with Exposure to a Novel

Continuous Perturbation Stimuli: Would Dancers have better Balance on a Boat? *PLoS ONE* 11 (11), e0165735, doi: 10.1371/journal.pone.0165735

Eggenberger P, Theill N, Holenstein S, Schumacher V, de Bruin ED (2015) Multicomponent physical exercise with simultaneous cognitive training to enhance dual-task walking of older adults: a secondary analysis of a 6-month randomized controlled trial with 1-year follow-up. *Clinical Interventions in Aging*, 10, 1711-1732

Emmermacher P, Witte K (2012) Bewegung einmal anders: Sturzprophylaxe sowie Erhalt und Verbesserung von Lern- und Gedächtnisleistungen im Alter durch ostasiatische Kampfkunst. Shaker Verlag, Herzogenrath

Era P, Salnio P, Koskinen S, Haavisto P, Vaara M, Aromaa A (2006) Postural balance in a random sample of 7,979 subjects aged 30 years and over. *Gerontology*, 52, 204-213

Fife TD, Baloh RW (1993) Disequilibrium of unknown cause in older people. *Ann Neurol*, 34, 694-702

Fritz NE, Worstell AM, Kloos AD, Siles AB, White SE, Kegelmeyer DA (2012) Backward walking measures are sensitive to age-related changes in mobility and balance. *Gait Posture*, 37, 593-597

Furlan JC, Craven BC, Fehlings MG (2016) Surgical Management of the Elderly with Traumatic Cervical Spinal Cord Injury: A Cost-Utility Analysis. *Neurosurgery*, 79 (3), 418-425

Gabel NM, Crane NA, Avery ET, Kay RE, Laurent A, Giordani B, Alexander NB, Weisenbach SL (2015) Dual-tasking gait variability and cognition in late-life depression. *Int J Geriatr Psychiatry*, 30 (11), 1120-1128

Gabell A, Nayak US (1984) The effect of age on variability in gait. *J Gerontol*, 39, 662-666

Gilasi HR, Soori H, Yazdani S, Tenjani PT (2015): Fall-Related Injuries in Community-Dwelling Older Adults in Qom Province, Iran, 2010-2012. *Arch Trauma Res*, 4 (1), e22925

Gilbert T, Szczerbińska K, Ziere G, Ait S, Bonnefoy M, An der Velde N, Cruz-Jentoft AJ (2012) Management of falls: France, the Netherlands, Poland. *European Geriatric Medicine*, 3, 246-253

Götz-Neumann K, Neumann KG (2006) Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie. Thieme Verlag, Stuttgart

Gostynski M, Ajdacic-Gross V, Gutzwiller F, Michel JP, Herrmann F (1999) Epidemiologische Analyse der Stürze bei Betagten in Zürich und Genf. *Schweiz Med Wochenschr*, 129, 270-275

Gouille A, Mégrot F, Presedo A, Husson I, Yelnik A, Penneçot GF (2013) The Gait Variability Index: A new way to quantify fluctuation magnitude of spatiotemporal parameters during gait. *Gait Posture*, 38, 461-465

Graveson J, Bauermeister S, McKeown D, Bunce D (2015) Intraindividual Reaction Time Variability, Falls and Gait in Old Age: A Systematic Review. *J Gerontol*, doi:10.1093/geronb/gbv027

Granacher U, Gruber M, Gollhofer A (2010) Force production capacity and functional reflex activity in young and elderly men. *Aging Clin. Exp. Res.*, 22, 374-382

Granacher U, Mühlbauer T, Bridenbaugh S, Wehrle A, Kressig RW (2010) Age-related differences during single and multi-task walking. *Dtsch Z Sportmed*, 61, 258-263

Granacher U, Muehlbauer T, Gschwind YJ, Pfenninger B, Kressig RW (2014) Diagnostik und Training von Kraft und Gleichgewicht zur Sturzprävention im Alter. *Z Gerontol Geriat*, 47, 513-526

Grundstrom AC, Guse CE, Layde PM (2012) Risk factors for falls and fall-related injuries in adults 85 years of age and older. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 54, 421-428

Gschwind JY, Bridenbaugh SA (2011) Die Rolle der Ganganalyse. *Der informierte Arzt*, 6, 39-41

Gschwind JY, Bridenbaugh SA, Kressig RW (2010) Motorisches-kognitives Dual-Tasking, *Physioactive*, (5), 7-12

Guedes RC, Dias RC, Pereira LSM, Silva SLA, Lustosa LP, Dias JMD (2014) Influence of dual task and frailty on gait parameters of older community-dwelling individuals. *Braz J Phys Ther*, 18 (5), 445-452

Hagner-Derengowska M, Kaluzny K, Hagner W, Kaluzna A, Kochanski B, Borkowska A, Budzynski J (2016) The Effect of Two Different Cognitive Tests on Gait Parameters during Dual Tasks in Healthy Postmenopausal Women. *BioMed Research International*, doi: 10.1155/2016/1205469

Hamacher D, Hamacher D, Herold F, Schega L (2016) Effect of dual tasks on gait variability in walking to auditory cues in older and young individuals. *Exp Brain Res*, doi: 10.1007/s00221-016-4754-x

Hamacher D, Hamacher D, Rehfeld K, Schega L (2016) Motor-cognitive dual-task training improves local dynamic stability of normal walking in older individuals. *Clinical Biomechanics*, 32, 138-141

Hausdorff JM (2005) Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2 (19), doi: 10.1186/1743-0003-2-19

Hausdorff JM, Edelberg HK, Mitchell SL, Goldberger AL, Wei JY (1997) Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers. *Arch Phys Med Rehabil*, 78, 278-283

Hausdorff JM, Forman DE, Ladin Z, Goldberger AL, Rigney DR, Wei JY (1994) Increased walking variability in elderly persons with congestive heart failure. *J Am Geriatr Soc*, 42, 1056-1061

Hausdorff JM, Herman T, Baltadjieva R, Gurevich T, Giladi N (2003) Balance and gait in older adults with systemic hypertension. *Am J Cardiol*, 91,643-645

Hausdorff JM, Schaafsma JD, Balash Y, Bartels AL, Gurevich T, Giladi N (2003) Impaired regulation of stride variability in Parkinson´s disease subjects with freezing of gait. *Exp Brain Res*, 149, 187-194

Hwang HF, Chen SJ, Lee-Hsieh J, Chien DK, Chen CY, Lin MR (2016) Effects of Home-Based Tai-Chi and Lower Extremity Training and Self-Practice on Falls and Functional Outcomes in Older Fallers from Emergency Department – A Randomized Controlled Trial. *J Am Geriatr Soc*, 64, 518-525

Hoffmann GJ, Hays RD, Shapiro MF, Wallace SP, Ettner SL (2016) The Costs of Fall-Related Injuries among Older Adults: Annual Per-Faller, Service Component, and Patient Out-of-Pockets Costs. *Health Serv Res*, doi: 10.1111/1475-6773.12554

Horak FB, Nashner LM & Diener HC (1990) Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp Brain Res*, 82, 167-177

Howcroft J, Kofman J, Lemaire ED, McIlroy WE (2016) Analysis of dual-task elderly gait in fallers and non-fallers using wearable sensors. *Journal of Biomechanics*, 49, 992-1001

Huang TT, Yang LH, Liu CY (2011) Reducing the fear of falling among community-dwelling elderly adults through cognitive-behavioural strategies and intense Tai-Chi exercise: a randomized controlled trial. *Journal of Advanced Nursing*, 67 (5), 961-971

Huang Y, Liu X (2015) Improvement of balance control ability and flexibility in the elderly Tai-Chi Chuan (TCC) practitioners: A systematic review and meta-analysis. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 60, 233-238

Hubscher M, Zech A, Pfeifer K, Hänsel F, Vogt L & Banzer W (2010) Neuromuscular training for sports injury prevention: a systematic review. *Med Sci Sports Exerc*, 42, 413-421

Institut national de veille sanitaire (InVS). Bulletin épidémiologique hebdomadaire (BEH). InVS-BEH No. 37-38-2 octobre 2007. Numéro thématique – Épidémiologie et prévention des chutes chez les personnes âgées. Onlinezugriff unter: [http://www.invs.sante.fr/beh/2007/37\\_38/index.htm](http://www.invs.sante.fr/beh/2007/37_38/index.htm)

Jahn K, Zwergal A, Schniepp R (2010) Gangstörungen im Alter. *Deutsches Ärzteblatt*, 107 (17), 306-316

Kendrick D, Kumar A, Carpenter H, Zijstra GAR, Skelton DA, Cook JR, Stenvens Z, Belcher CM, Haworth D, Gawler SJ, Gage H, Masud T, Bowling A, Pearl M, Morris RW, Iliffe S, Delbaere K (2014) *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 11, doi: 10.1002/14651858.CD009848.pub2

Kemmler W, von Stengel S, Mayer S, Engelke K, Kalender WA (2010) Training, Risikofaktoren und Gesundheitskosten älterer Menschen : Senioren Fitness und Präventionsstudie (SEFIP). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 61 (11), 264-269

Kim GY, Han MR, Lee HG (2014) Effect of Dual-task Rehabilitative Training on Cognitive and Motor Function of Stroke Patients. *J Phys Ther Sci*, 26, 1-6

Konak HE, Kibar S, Ergin ES (2016) The effect of single-task and dual-task balance exercise programs on balance performance in adults with osteoporosis: a randomized controlled preliminary trial. *Osteoporos Int*, 27, 3271-3278

Kressig RW (2006) Geriatrie: Dual-Tasking – wenn Kognition und Motorik zusammengehen. *Schweiz Med Forum*, 6, 1160-1161

Kressig RW (2011) Die Rolle der klinischen Ganganalyse. Health & Science, Novartis Pharma Schweiz AG, 10, 12-13

Laessoe U, Hoeck HC, Simonsen O, Voigt M (2008) Residual attentional capacity amongst young and elderly during dual and triple task walking. *Hum Mov Sci*, 27, 496-512

Lam R (2011) Office management of gait disorders in the elderly. *Can Fam Physician*, 57, 765-770

Laughton, CA, Slavin M, Katdare K, Nolan L, Bean JF, Kerrigan DC, Phillips E, Lipsitz LA, Collins JJ (2003) Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait Posture*, 18, 101-108

Leuchte S & Luchs A (2005) Wie symmetrisch oder asymmetrisch ist der normale bzw. Physiologische Gang in Abhängigkeit vom Alter? *Phys Med Rehab Kuror*, 16, 96-102

Li F (2014) Transforming traditional Tai Ji Quan techniques into integrative movement therapy – Tai Ji Quan: Moving for Better Balance. *J Sport Health Sci*, 3 (1), 9-15

Li F (2014) The effects of Tai Ji Quan training on limits of stability in older adults. *Clinical Interventions in Aging*, 9, 1261-1268

Li F, Harmer P, Fischer KJ, McAuley E (2004) Tai Chi: Improving Functional Balance and Predicting Subsequent Falls in Older Persons. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, 36 (12), 2046-2052

Liu CJ, Latham NK (2009) Progressive resistance strength training for improving physical function in older adults. *Cochrane Database Sys Rev* CD002759

Lord SR, Clark RD, Webster IW (1991) Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. *J Gerontol*, 46, 69-76

Lord SR, Lloyd DG, Nirui M, Raymond J, Williams P, Stewart RA (1996) The Effect of Exercise on Gait Patterns in Older Women: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Gerontology*, 51A (2), 64-70

Lu X, Siu KC, Fu SN, Hui-Chan CWY, Tsang WWN (2016) Effects of Tai Chi training on postural control and cognitive performance while dual tasking – a randomized clinical trial. *J Complement Integr Med*, 13 (2), 181-187

Manor B, Lough M, Gagnon MM, Cupples A, Wayne PM, Lipsitz LA (2014) Functional benefits of Tai-Chi training within senior housing facilities. *J Am Geriatr Soc*, 62 (8), 1484-1489

Maranesi E, Merlo A, Fioretti S, Zemp DD, Campanini I, Quadri P (2016) A statistical approach to discriminate between non-fallers, rare fallers and frequent fallers in older adults based on posturographic data. *Clinical Biomechanics*, 32, 8-13

McGibbon CA, Krebs DE, Parker SW, Scarborough DM, Wayne PM, Wolf SL (2005) Tai-Chi and vestibular rehabilitation improve vestibulopathic gait via different neuromuscular mechanisms: Preliminary report. *BMC Neurology*, 5 (3), doi:10.1186/1471-2377-5-3

Melzer A (2015) Nach Altem forschen – das Neue verstehen. Die Entwicklung einer Kampfkunst aus Okinawa zum modernen Karate. Kristkeitz, Heidelberg.

Melzer I, Kurz I, Oddson LIE (2010) A retrospective analysis of balance control parameters in elderly fallers and non-fallers. *Clinical Biomechanics*, 25, 984-988

Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC (2003) Age-related differences in walking stability. *Age and Ageing*, 32, 137-142

Memant JC, Schoene D, Sarofim M, Lord SR (2014) Single and dual task tests of gait speed are equivalent in the prediction of falls in older people: A systematic review and meta-analysis. *Ageing Research Reviews*, 16, 83-104

Merom D, Mathieu E, Cerin E, Morton RL, Simpson JM, Rissel C, Anstey KJ, Sherrington C, Lord SR, Cumming RG (2016) Social Dancing and Incidence of Falls

in Older Adults: A Cluster Randomised Controlled Trial. *PLoS Med*, 13 (8), e1002112, doi: 10.1371/Journal.pmed.1002112

Mikolajczyk E, Jankowicz-Szymanska A (2015) Does extending the dual-task functional exercise workout improve postural balance in individuals with ID? *Research in Developmental Disabilities*, 38, 84-91

Morfitt JM (1983) Falls in old people at home: intrinsic versus environmental factors in causation. *Public Health*, 97, 115-120

Muehlbauer T, Besemer C, Wehrle A, Granacher U (2012) Relationship between strength, power and balance performance in seniors. *Gerontology*, 58, 504-512

Muir SW, Berg K, Chesworth B, Klar N, Speechley M (2010) Quantifying the magnitude of risk for balance impairment on falls in community-dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Epidemiology*, 63, 389-406

Muir SW, Wittwer JE (2016) Dual-task testing to predict falls in community-dwelling older adults: a systematic review. *Physiotherapy*, 102, 29-40

Nagy, E, Feher-Kiss A, Barnai M, Domján-Preszner A, Angyan L, Horvath G (2007) Postural control in elderly subjects participating in balance training. *Eur J Appl Physiol*, 100, 97-104

Negahban H, Aryan N, Mazaheri M, Norasteh AA, Sanjari MA (2013) Effect of expertise in shooting and Taekwondo on bipedal and unipedal postural control isolated or concurrent with a reaction-time task. *Gait Posture*, 38, 226-230

Nieder F (2009) Kraft- und Balancetraining – der effektivste Weg zur Sturzprophylaxe. *Pro Vita – Die interdisziplinäre Fachzeitschrift für Gesundheit, Pflege und Rehabilitation*, 13 (6), 8-10

Nnodim JO, Kim H, Ashton-Miller JA (2016) Dual-task performance in older adults during discrete gait perturbation. *Exp Brain Res*, 234, 1077-1084

Pellecchia GL (2005) Dual-Task Training Reduces Impact of Cognitive Task on Postural Sway. *Journal of Motor Behavior*, 37 (3), 239-246

Perrochon A, Kemoun G, Watelain E, Berthoz A (2013) Walking Stroop carpet: an innovation dual-task concept for detecting cognitive impairment. *Clinical Interventions in Aging*, 8, 317-328

Ping Y, Xiaohua W (2012) Risk factors for accidental falls in the elderly and intervention strategy. *Journal of Medical Colleges of PLA*, 27, 299-305

Pinter G, Likar R, Schippinger W, Janig H, Kada O & Cernic K (Hrsg.) (2013) Geriatrische Notfallversorgung – Strategien und Konzepte. Wien, Springer-Verlag

Pliske G, Emmermacher P, Bandow N, Piatek S, Weinbeer V, Witte K (2017) Influence of Age-Related Karate Training on Gait Variability under Dual-Task Conditions – A Controlled Study. *ARC Journal of Research in Sports Medicine*, 2 (1), 34-42

Pliske G, Emmermacher P, Weinbeer V, Witte K (2015) Changes in dual-task performance after 5 months of karate and fitness training for older adults to enhance fall prevention. *Aging Clin Exp Res*, 28, 1179-1186

Plummer P, Villalobos RM, Vayda MS, Moser M, Johnson E (2014) Feasibility of Dual-Task Gait Training for Community-Dwelling Adults after Stroke: A Case Series. *Stroke Research and Treatment*, doi: 10.1155/2014/538602

Prévention des chutes accidentelles chez la personne âgée. Recommendations HAS 2005. Onlinezugriff unter: <http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/applications/pdf/Prevention-chutes-recos.pdf>.

Priest AW, Salamon KB, Hollmann JH (2008) Age-related differences in dual task walking: a cross sectional study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 5 (29)

Qu X (2014) Age-related cognitive task effects on gait characteristics: do different working memory components make a difference? *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11 (149)

Rahal MA, Alonso AC, Andrusaitis FR, Rodrigues TS, Speciali DS, D'Andéa Greve JM, Leme LEG (2015) Analysis of static and dynamic balance in healthy elderly practitioners of Tai-Chi Chuan versus ballroom dancing. *Clinics*, 70 (3), 157-161

Rehfeld K, Müller P, Aye N, Schmicker M, Dordevic M, Kaufmann J, Hökelmann A, Müller NG (2017) Dancing or Fitness Sport? The Effects of Two Training Programs on Hippocampal Plasticity and Balance Abilities in Healthy Seniors. *Front Hum Neurosci*, 11 (305), doi: 10.3389/fnhum.2017.00305

Reicke N (1979) Physiologie des Gleichgewichtes und dessen Diagnostik. Neurootologische Vorträge. *Arch Otorhinolaryngol*, 223, 341-365

Robert Koch-Institut (Hrsg.) (2013) Beiträge zur Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Das Unfallgeschehen bei Erwachsenen in Deutschland. Ergebnisse des Unfallmoduls der Befragung „Gesundheit in Deutschland aktuell 2010“. Berlin, RKI

Roos PE, Dingwell JB (2013) Using dynamic walking models to identify factors that contributes to increased risk of falling in older adults. *Hum Mov Sci*, 32, 984-996

Rubenstein LZ, Josephson KR (2002) The epidemiology of falls and syncope. *Clin Geriatr Med*, 18, 141-158

Ruhe A, Fejer R, Walker B (2010) The test-retest reliability of center of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. *Gait Posture*, 32, 436-445

Schaafsma JD, Giladi N, Balash Y, Bartels AL, Gurevich T, Hausdorff JM (2003) Gait dynamics in Parkinson's disease: relationship to Parkinsonian features, falls and response to levodopa. *J Neurol Sci*, 212, 47-53

Schubert M, Beck S, Taube W, Amtage F, Faist M & Gruber M (2008) Balance training and ballistic strength training are associated with task-specific corticospinal adaptations. *Eur J Neurosci*, 27, 2007-2018

Sherrington C, Michaleff ZA, Fairhall N, Paul SS, Tiedemann A, Whitney J, Cumming RG, Herbert RD, Close JCT, Lord SR (2016) Exercise to prevent falls in older adults: an updated systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*, 0, 1-10, doi: 10.1136/bjsports-2016-096547

Sherrington C, Tiedemann A, Fairhall N, Jacqueline CTC, Lord SR (2011) Exercise to prevent falls in older adults: an updated meta-analysis and best practice recommendations. *N S W Public Health Bull*, 22, 78-83

Shin SS, An DH (2014) The Effect of Motor Dual-task Balance Training on Balance and Gait of Elderly Women. *J Phys Ther Sci*, 26, 359-361

Shumway-Cook A, Woollacott M, Kerns KA, Baldwin M (1997) The Effects of Two Types of Cognitive Tasks on Postural Stability in Older Adults With and Without a History of Falls. *Journal of Gerontology*, 52A (4), 232-240

Shumway-Cook A & Woollacott M (2001) Motor control: theory and practical applications. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia

Smith E, Cusack T, Blake C (2016) The effect of a dual task on gait speed in community dwelling older adults: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture*, 44, 250-258

Staub A, Nieder F (2009) Krafttraining für Hochaltrige. *Die Schwester Der Pfleger*, 48

Stevens JA, Mack, KA, Paulozzi LJ, Ballesteros MF (2008) Self-Reported Falls and Fall Related Injuries Among Persons Aged  $\geq 65$  Years – United States, 2006. *Journal of Safety Research*, 39, 345-349

Sturnieks DL, St George R, Lord SR (2008) Balance disorders in the elderly. *Clinical Neurophysiology*, 38, 467-478

Sudarsky L (2001) Gait disorders: prevalence, morbidity, and etiology. *Adv Neurol*, 87, 111-117

Swanenburg J, De Bruin ED, Uebelhart D, Mulder T (2010) Falls prediction in elderly people: A 1-year prospective study. *Gait Posture*, 31, 317-321

Taube W (2013) Neuronale Mechanismen der posturalen Kontrolle und der Einfluss von Gleichgewichtstraining. *Journal für Neurologie, Neurochirurgie und Psychiatrie*, 14 (2), 55-63

Taylor ME, Delbaere K, Mikolaizak AS, Lord SR, Close JCT (2013) Gait parameter risk factors for falls under simple and dual task conditions in cognitively impaired older people. *Gait Posture*, 37, 126-130

Taylor-Piliae RE, Hoke TM, Hepworth JT, Latt LD, Najafi B, Coull BM (2014) Effect of Tai-Chi on Physical Function, Fall Rates and Quality of Life Among Older Stroke Survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95, 816-824

Terrier P, Reynard F (2015) Effect of age on the variability and stability of gait: A cross-sectional treadmill study in healthy individuals between 20 and 69 years of age. *Gait Posture*, 41, 170-174

Terrier P, Schutz Y (2003) Variability of gait patterns during unconstrained walking assessed by satellite positioning (GPS). *Eur J Appl Physiol*, 90, 554-561

Theill N, Schumacher V, Adelsberger R, Martin M, Jäncke L (2013) Effects of simultaneously performed cognitive and physical training in older adults. *BMC Neuroscience*, 14 (103)

Thomas KE, Stevens JA, Sarmiento K, Wald MM (2008) Fall-related traumatic brain injury deaths and hospitalizations among older adults – United States, 2005. *Journal of Safety Research*, 39, 269-272

Tuunainen E, Rasku J, Jäntti P, Pyykkö I (2014) Risk factors of falls in community dwelling active elderly. *Auris Nasus Larynx*, 41, 10-16

Van Dijk GP, Lenssen AF, Leffers P, Kingma H, Lodder J (2013) Taekwondo training improves balance in volunteers over 40. *Frontiers in aging neuroscience*, doi: 10.3389/fnagi.2013.00010

Van het Reve E, de Bruin ED (2014) Strength-balance supplemented with computerized cognitive training to improve dual task gait and divided attention in older adults: a multicentre randomized-controlled trial. *BMC Geriatrics*, 14 (134)

Verghese J, Holtzer R, Lipton RB, Wang C (2009) Quantitative Gait Markers and Incident Fall Risk in Older Adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 64A (8), 896-901

Verghese J, Levalley A, Hall CB, Katz MJ, Ambrose AF, Lipton RB: Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. *J Am Geriatr Soc*, 54, 255-261

Verlinden VJA, van der Geest JN, Hoogendam YY, Hofman A, Breteler MMB, Ikram MA (2013) Gait patterns in a community-dwelling population aged 50 years and older. *Gait Posture*, 37, 500-505

Verma SK, Willetts JL, Corns HL, Marucci-Wellmann HR, Lombardi DA, Courtney CK (2016) Falls and Fall-Related Injuries among Community-Dwelling Adults in the United States. *PLoS ONE*, 11 (3), e0150939

Veronese N, Maggi S, Schofield P & Stubbs B (2017) Dance movement therapy and falls prevention – Review. *Maturitas*, 102, 1-5

Vicon, Oxford Metrics Ltd. (1999) Vicon Manual. Oxford

Wagner HJ (2009) Einfluss eines kombinierten Koordinations- und Krafttrainings auf der Basis von Karate auf Sturzrisiko, Kognition und Lebensqualität bei älteren Menschen, Dissertation, Universität München

Wang RY, Wang YL, Cheng FY, Chao YH, Chen CL, Yang YR (2015) Effects of combined exercise on gait variability in community-dwelling older adults. *Age*, 37 (3), doi: 10.1007/s11357-015-9780-2

Wayne PM, Hausdorff JM, Lough M, Gow BJ, Lipsitz L, Novak V, Macklin EA, Peng CK, Manor B (2015) Tai-Chi training may reduce dual task gait variability, a potential mediator of fall risk, in healthy older adults: cross-sectional and randomized trial studies. *Front Hum Neurosci*, 9, doi: 10.3389/fnhum.2015.00332

Winter DA, Patla AE, Frank JS, Walt SE (1990) Biomechanical Walking Pattern Changes in the Fit and Healthy Elderly. *Phys Ther*, 70, 340-347

Witte K, Emmermacher P, Pliske G (2017) Improvement of Balance and General Physical Fitness in Older Adults by Karate: A Randomized Controlled Trial. *Complement Med Res*, 24, 1-4

Witte K, Kropf S, Darius S, Emmermacher P, Böckelmann I (2016) Comparing the effectiveness of karate and fitness training on cognitive functioning in older adults – a randomized controlled trial. *Journal of Sport and Health Science*, 5, 484-490

Wittwer H (2016) Higaonna Kamesuke über Karate in Okinawa, Japan & Hawai'i. Epubli, Berlin.

Wolf I, Bridenbaugh SA, Gschwind YJ, Kressig RW (2012) Gangveränderungen und Sturzrisiko. *Praxis*, 101 (3), 175-181

Yang L, Liao LR, Lam FHM, He CQ, Pang MYC (2015) Psychometric properties of dual-task balance assessments for older adults: A systematic review. *Maturitas*, 359-369

Yang Y, Li XY, Gong L, Zhu YL, Hao YL (2014) Tai-Chi for Improvement of Motor Function, Balance and Gait in Parkinson´s Disease: A Systematic Review and Meta-Analysis. *PLoS ONE*, 9 (7), e102942

Zago M, Mapelli A, Shirai YF, Ciprandi D, Lovecchio N, Galvani C, Sforza C (2015) Dynamic balance in elite karateka. *Journal of Elektromyography and Kinesiology*, 25, 894-900

Zou L, Wang H, Xiao ZJ, Fang Q, Zhang M, Li T, Du G & Liu Y (2017) Tai-Chi for health benefits in patients with multiple sclerosis: A systematic review. *PloS ONE*, 12 (2), e0170212, doi: 10.1371/journal.pone.0170212

## 10. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Gangzyklus des aufrechten menschlichen Gangs nach Götz-Neumann (2003) ([wiki.ifs-tud.de/biomechanik/projekte/ss2013/gangarten](http://wiki.ifs-tud.de/biomechanik/projekte/ss2013/gangarten)). Zugriff am 28.01.2018.

Abb. 2: Übersicht über die Probandenstruktur über den Gesamtzeitraum der Studie

Abb. 3 - 5: Schematische Darstellung des Full Body Plug-In-Gait (links) (Vicon, 1999) und die Anwendung an einer Probandin (rechts) (eigene Aufnahme) sowie Abbildung der CCD-Kamera (Vicon)

Abb. 6 & 7: Abbildung des Balance Master- Systems (NeuroCom) und Proband mit anliegendem Sicherungsgeschirr auf dem SMART Balance Master. Rechts steht der Untersucher, der die Testreihe freigibt und die Versuche aufzeichnet (eigene Aufnahme)

Abb. 8: Vergleich der Ergebnisse des Pre- und Posttests der KG mit einer signifikanten Reduktion der DTC für die Schrittlänge bei dem Vergleich von NW/CDT

Abb. 9: Grafische Darstellung der dual-task-Kosten (DTC) in Bezug auf die Variabilität der Gangparameter der FG im Pre- / Postvergleich für NW/CDT

Abb. 10: Grafische Darstellung der dual-task-Kosten (DTC) in Bezug auf die Variabilität der Gangparameter der CG im Pre- / Postvergleich für NW/MDT

Abb. 11: Kadenz aller Gangaufgaben für die KG in Schritten/min

Abb. 12: Gehgeschwindigkeit aller Gangaufgaben für die KG in m/s

Abb. 13: Schrittzeit aller Gangaufgaben für die KG in sec.

Abb. 14: Einbeinstandzeit aller Gangaufgaben für die KG in sec.

Abb. 15: Zweibeinstandzeit aller Gangaufgaben für die KG in sec.

Abb. 16: Doppelschrittlänge aller Gangaufgaben für die KG in Meter

Abb. 17: Schrittlänge aller Gangaufgaben für die KG in Meter

Abb. 18: Kadenz aller Gangaufgaben für die FG in Schritten/Minute

Abb. 19: Gehgeschwindigkeit aller Gangaufgaben für die FG in m/s.

Abb. 20: Schrittzeit aller Gangaufgaben für die FG in sec.

Abb. 21: Einbeinstandzeit aller Gangaufgaben für die FG in sec.

Abb. 22: Doppelschrittlänge aller Gangaufgaben für die FG in Meter

Abb. 23: Schrittlänge aller Gangaufgaben für die FG in Meter

Abb. 24: Kadenz aller Gangaufgaben für die CG in Schritte/Minute

Abb. 25: Gehgeschwindigkeit aller Gangaufgaben für die CG in m/s.

Abb. 26: Schrittzeit aller Gangaufgaben für die CG in sec.

Abb. 27: Einbeinstand aller Gangaufgaben für die CG in sec.

Abb. 28: Zweibeinstand aller Gangaufgaben für die CG in sec.

Abb. 29: Doppelschrittlänge aller Gangaufgaben für die CG in Meter

Abb. 30: Schrittlänge aller Gangaufgaben für die CG in Meter

Abb. 31: Vergleich der Zweibeinstandzeit der drei Probandengruppen unter normalen Gangbedingungen im Pretest

Abb. 32: Vergleich der Zweibeinstandzeit der drei Probandengruppen unter normalen Gangbedingungen im Posttest

Abb. 33: Variabilität der Kadenz aller Gangaufgaben für die KG in Schritte/Minute

Abb. 34: Variabilität der Gehgeschwindigkeit aller Gangaufgaben für die KG in m/s

Abb. 35: Variabilität der Schrittzeit aller Gangaufgaben für die KG in sec

Abb. 36: Variabilität der Einbeinstandzeit aller Gangaufgaben für die KG in sec

Abb. 37: Variabilität der Zweibeinstandzeit aller Gangaufgaben für die KG in sec.

Abb. 38: Variabilität der Doppelschrittlänge aller Gangaufgaben für die KG in Meter

Abb. 39: Variabilität der Kadenz aller Gangaufgaben für die FG in Schritten/Meter

Abb. 40: Variabilität der Schrittzeit aller Gangaufgaben für die FG in sec.

Abb. 41: Variabilität der Zweibeinstandzeit aller Gangaufgaben für die FG in sec.

Abb. 42: Variabilität der Doppelschrittlänge aller Gangaufgaben für die FG in Metern

Abb. 43: Variabilität der Schrittlänge aller Gangaufgaben für die FG in Metern

Abb. 44: Variabilität der Kadenz aller Gangaufgaben für die CG in Schritten/Minute

Abb. 45: Variabilität der Gehgeschwindigkeit aller Gangaufgaben für die CG in m/s

Abb. 46: Variabilität der Schrittzeit aller Gangaufgaben für die CG in sec.

Abb. 47: Variabilität der Einbeinstandzeit aller Gangaufgaben für die CG in sec.

Abb. 48: Variabilität der Zweibeinstandzeit aller Gangaufgaben für die CG in sec.

Abb. 49: Variabilität der Doppelschrittlänge aller Gangaufgaben für die CG in Metern

Abb. 50: Vergleich der Variabilität der Doppelschrittlänge der drei Probandengruppen unter normalen Gangbedingungen im Pretest

Abb. 51: Vergleich der Variabilität der Schrittzeit der drei Probandengruppen unter MDT Gangbedingungen im Posttest

Abb. 52: Grafische Darstellung der Werte des zusammengesetzten Gleichgewichts im SOT im Pre- / Postvergleich der drei Probandengruppen

Abb. 53: Grafische Darstellung der Werte der Strategie Knöchel / Hüfte im SOT im Pre- / Postvergleich der drei Probandengruppen

Abb. 54: Grafische Darstellung der Werte des vestibulären Systems im SOT im Pre- / Postvergleich der drei Probandengruppen

Abb. 55: Grafische Darstellung der Bewegungsgeschwindigkeit in die verschiedenen Bewegungsrichtungen im LOS der KG

Abb. 56: Grafische Darstellung des Endpunktes der Auslenkung in die verschiedenen Bewegungsrichtungen im LOS der KG

Abb. 57: Grafische Darstellung der Richtungskorrektur in die verschiedenen Bewegungsrichtungen im LOS der KG

Abb. 58: Grafische Darstellung der Bewegungsgeschwindigkeit in die verschiedenen Bewegungsrichtungen im LOS der FG

Abb. 59: Grafische Darstellung der maximalen Auslenkung in die verschiedenen Bewegungsrichtungen im LOS der FG

Abb. 60: Grafische Darstellung der Richtungskontrolle in die verschiedenen Bewegungsrichtungen im LOS der FG

Abb. 61: Grafische Darstellung der Reaktionszeit in die verschiedenen Bewegungsrichtungen im LOS der CG

Abb. 62: Grafische Darstellung der Bewegungsgeschwindigkeit in die verschiedenen Bewegungsrichtungen im LOS der CG

Abb. 63: Vergleich der Ergebnisse des LOS der drei Gruppen für die „maximale Auslenkung gesamt“ im Posttest

Abb. 64: Vergleich der Ergebnisse des LOS der drei Gruppen für die „maximale Auslenkung nach links“ seitwärts im Posttest

Abb. 65: Vergleich der Ergebnisse des LOS der drei Gruppen für die „Richtungskontrolle gesamt“ im Posttest

Abb. 66: Vergleich der Ergebnisse des LOS der drei Gruppen für die „Richtungskontrolle vorwärts“ im Posttest

## 11. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Altersverteilung der Probanden in den Gruppen zum Pretest

Tab. 2: Altersverteilung der drei Gruppen zum Posttest

Tab. 3: Geschlechtsverteilung der drei Gruppen zum Posttest

Tab. 4: Verteilung der Stürze in den drei Gruppen zum Posttest

Tab. 5: Verteilung der sportlichen Aktivität in den drei Gruppen zum Posttest

Tabelle 6: Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test und der H-Test nach Kruskal und Wallis (Pretest)

Tabelle 7: Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test und der H-Test nach Kruskal und Wallis (Posttest)

Tabelle 8: Ergebnisse des T-Test für gepaarte Stichproben und Wilcoxon-Test des Pretest und Posttest der KG

Tabelle 9: Ergebnisse des T-Test für gepaarte Stichproben und Wilcoxon-Test des Pretest und Posttest der FG

Tabelle 10: Ergebnisse des T-Test für gepaarte Stichproben und Wilcoxon-Test des Pretest und Posttest der CG

Tabelle 11: Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test und der H-Test nach Kruskal und Wallis

Tabelle 12: Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test und der H-Test nach Kruskal und Wallis (Posttest)

Tabelle 13: Ergebnisse des T-Test für gepaarte Stichproben und Wilcoxon-Test der Variabilität aus dem Pretest und Posttest der KG

Tabelle 14: Ergebnisse des T-Test für gepaarte Stichproben und Wilcoxon-Test der Variabilität aus dem Pretest und Posttest der FG

Tabelle 15: Ergebnisse des T-Test für gepaarte Stichproben und Wilcoxon-Test der Variabilität aus dem Pretest und Posttest der CG

Tabelle 16: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der Rechenleistungen, der Rechenoperationen pro Strecke und Fehler sowie Fehler pro Strecke der drei Gruppen im Pre- und Posttest

Tabelle 17: Pre- und Posttestvergleiche der Rechenoperationen pro Strecke und Fehler pro Strecke der drei Gruppen

Tabelle 18: Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test und der H-Test nach Kruskal und Wallis für den SOT (Pretest)

Tabelle 19: Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test und der H-Test nach Kruskal und Wallis für den SOT (Posttest)

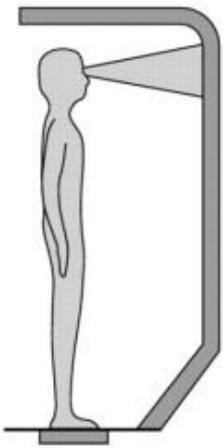
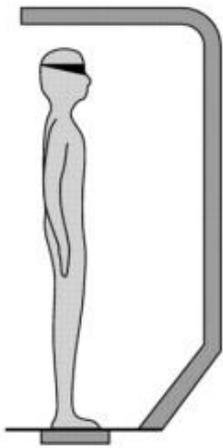
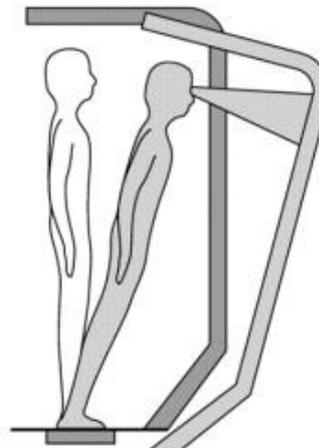
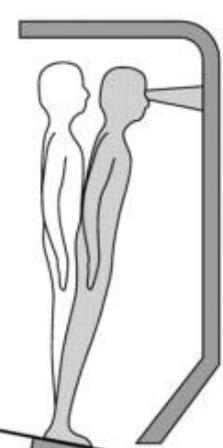
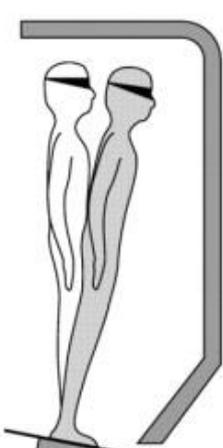
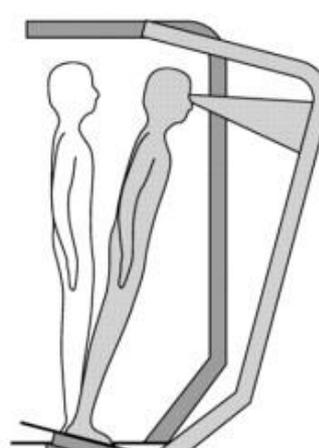
Tabelle 20: Vergleich der Ergebnisse aus dem Pretest und dem Posttest für den SOT der KG mittels T-Test und Wilcoxon-Test

Tabelle 21: Vergleich der Ergebnisse aus dem Pretest und dem Posttest für den SOT der FG mittels T-Test und Wilcoxon-Test

Tabelle 22: Vergleich der Ergebnisse aus dem Pretest und dem Posttest für den SOT der CG mittels T-Test und Wilcoxon-Test

Tabelle 23: Einfaktorielle Varianzanalyse ohne Messwiederholung mit Bonferroni Post Hoc Test und der H-Test nach Kruskal und Wallis für den LOS (Pretest)

12. Anhang

	Normal vision	Eyes closed	Sway referenced vision
Fixed surface	 <p>1</p>	 <p>2</p>	 <p>3</p>
Sway referenced surface	 <p>4</p>	 <p>5</p>	 <p>6</p>

Anhang 1: Die sechs Aufgaben des SOT in der festgelegten Reihenfolge ([https://openi.nlm.nih.gov/imgs/512/161/3309213/PMC3309213\\_arm-35-427-g001.png](https://openi.nlm.nih.gov/imgs/512/161/3309213/PMC3309213_arm-35-427-g001.png), Zugriff am 03.11.2016)

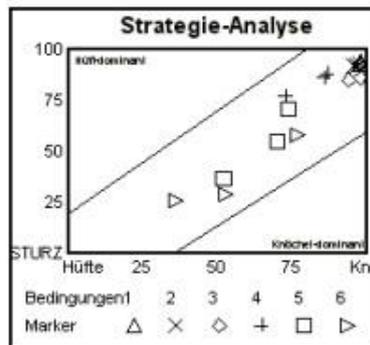
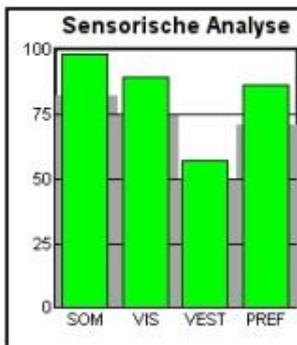
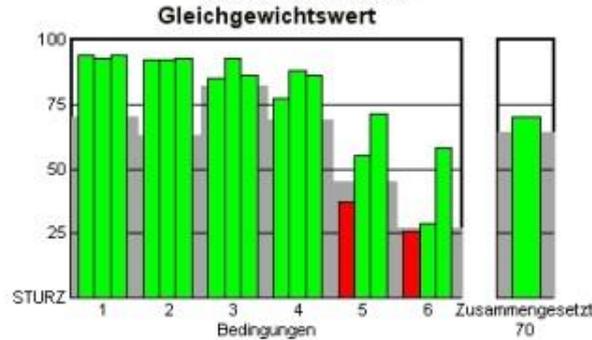
**Name:**  
**ID:** ATID00162  
**Geburtsdatum:** 6/4/1925  
**Größe:** 157 cm

**Diagnose:** Not Specified  
**Anwender:** Not, Specified  
**Überwiesen von:** Not Specified  
**Kommentar:**

**Datei:** FD162.DRX  
**Datum:** 5/8/2011  
**Zeit:** 13:35:56

### Sens. Organisations-Test

(Pendelref.-Verstärkung1.0)



**Datenbereich-Hinweis:** Anwender Datenbereich:70-79

Testabschlusskommentar:

**Name:** / **Diagnose:** Not Specified **Datei:** FD162.DRX  
**ID:** ATID00162 **Anwender:** Not, Specified  
**Geburtsdatum:** 6/4/1925 **Überwiesen von:** Not Specified  
**Größe:** 157 cm **Kommentar:**

**Sens. Organisations-Test**

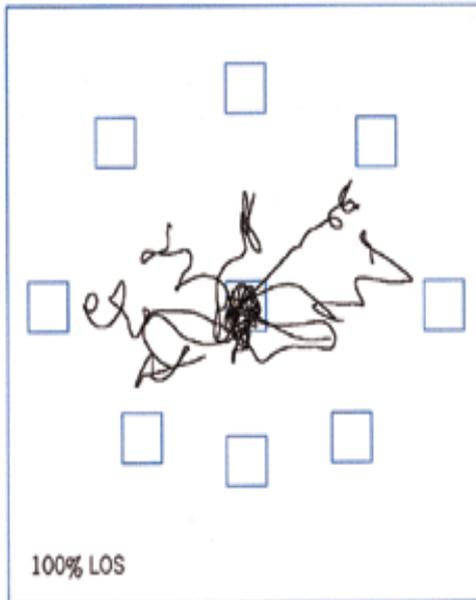
Testdatum: 5/8/2011  
 Testzeit: 13:35:58

Bedingung	GLEICHGEWICHT			STRATEGIE			COG-Ausrichtung					
	Versuch1	Versuch2	Versuch3	Versuch1	Versuch2	Versuch3	Versuch1		Versuch2		Versuch3	
1	94	93	94	98	98	98	0.1	0.1	0	-0.1	-0.1	0.2
2	92	92	93	97	96	98	-0.1	-0.1	0.1	0.1	0	0
3	85	93	86	94	98	98	-0.1	-0.2	-0.2	-0.2	-0.1	0.2
4	77	88	86	73	87	86	0.1	-0.4	-0.4	-0.3	-0.1	-0.3
5	37	55	71	52	70	74	-0.1	-0.3	1	-0.9	-0.4	-0.2
6	26	29	58	36	53	77	0.8	0	-0.3	-0.2	-0.5	0.1

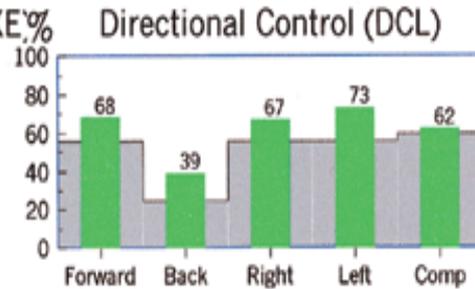
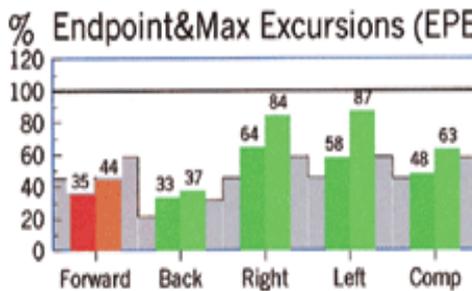
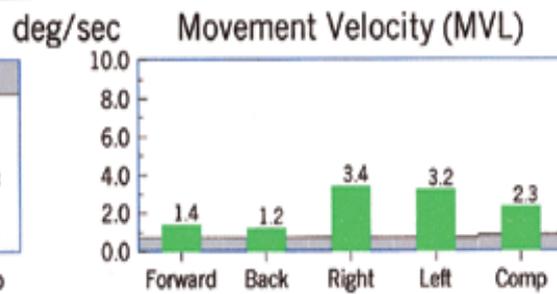
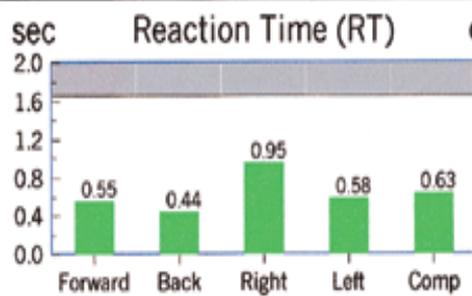
Zusammengesetzt = 70

Anhang 2 & 3: Ausgabedateien des SMART Balance Master für den SOT (eigenen Aufnahmen)

## Limits Of Stability



Transition	RT (sec)	MVL (deg/sec)	EPE (%)	MXE (%)	DCL (%)
1 (F)	0.26	1.3	43	52	63
2 (RF)	1.19	2.9	62	79	86
3 (R)	1.04	3.5	49	84	65
4 (RB)	0.52	2.4	58	58	53
5 (B)	0.25	1.3	37	37	23
6 (LB)	0.72	2.3	62	83	57
7 (L)	0.54	2.8	53	82	87
8 (LF)	0.50	2.9	32	55	61



Anhang 4: Die Ausgabedatei der SMART Balance Master für den LOS (eigene Aufnahme)

Anhang 5: Darstellung der Rechenleistungen und Fehler der drei Gruppen im Pre- und Posttest.

<b>KG</b>									
Pre					Post				
Strecke	Fehler	RO	RO/Strecke	Fehler/Strecke	Strecke	Fehler	RO	RO/Strecke	Fehler/Strecke
280	2	77	0,28	0,007	202	10	49	0,24	0,05
280	27	79	0,28	0,096	202	0	58	0,29	0
280	1	51	0,18	0,004	202	4	55	0,27	0,02
280	0	88	0,31	0	202	3	76	0,38	0,015
280	1	62	0,22	0,004	202	1	52	0,26	0,005
280	1	89	0,32	0,004	181,8	1	91	0,5	0,006
280	5	50	0,18	0,018	202	2	54	0,27	0,01
280	1	91	0,33	0,004	202	2	89	0,44	0,01
280	1	61	0,22	0,004	202	0	49	0,24	0
280	0	88	0,31	0	202	0	65	0,32	0
280	8	68	0,24	0,029	202	8	58	0,29	0,04
280	17	51	0,18	0,061	202	4	54	0,27	0,02
280	2	31	0,11	0,008	202	1	40	0,2	0,005
280	1	51	0,18	0,004	202	2	68	0,34	0,01
280	2	35	0,13	0,007	202	0	50	0,25	0
280	17	49	0,18	0,061	202	3	50	0,25	0,015
280	4	85	0,3	0,014	202	2	91	0,45	0,01
280	4	54	0,19	0,014	202	1	77	0,38	0,005
252	1	91	0,36	0,004	202	1	92	0,46	0,005
238	0	91	0,38	0	202	2	91	0,45	0,01
280	3	80	0,29	0,011	202	3	52	0,26	0,015
280	12	90	0,32	0,043	202	2	84	0,42	0,01
182	0	91	0,5	0	181,8	1	91	0,5	0,06
280	3	29	0,1	0,011	202	5	29	0,14	0,025
196	0	91	0,46	0	151,5	0	91	0,6	0

<b>FG</b>									
Pre					Post				
Strecke	Fehler	RO	RO/Strecke	Fehler/Strecke	Strecke	Fehler	RO	RO/Strecke	Fehler/Strecke
280	10	29	0,1	0,036	202	0	29	0,14	0
280	1	91	0,33	0,004	202	1	82	0,41	0,005
266	1	91	0,34	0,004	202	1	87	0,43	0,005
280	7	41	0,15	0,025	202	15	28	0,14	0,074
280	1	80	0,29	0,004	202	1	81	0,4	0,005
280	2	62	0,22	0,007	202	0	68	0,34	0
280	2	60	0,21	0,007	202	6	45	0,22	0,03
280	4	73	0,26	0,014	202	1	58	0,29	0,005
280	8	89	0,32	0,029	202	4	74	0,37	0,02
280	1	82	0,29	0,004	202	0	65	0,32	0
238	0	91	0,38	0	202	0	80	0,4	0
280	5	50	0,18	0,018	202	1	69	0,34	0,005

280	10	88	0,31	0,036	202	1	80	0,4	0,005
252	0	91	0,36	0	202	0	84	0,42	0
238	0	91	0,38	0	202	1	76	0,38	0,005
280	2	53	0,19	0,007	202	6	62	0,31	0,03
280	13	48	0,17	0,046	202	4	67	0,33	0,02
280	1	81	0,29	0,004	202	1	81	0,4	0,005
196	0	91	0,46	0	171,7	0	91	0,53	0

<b>CG</b>									
Pre					Post				
Strecke	Fehler	RO	RO/Strecke	Fehler/Strecke	Strecke	Fehler	RO	RO/Strecke	Fehler/Strecke
252	0	91	0,36	0	202	0	75	0,37	0
280	5	81	0,29	0,018	202	3	65	0,32	0,015
182	2	91	0,5	0,011	202	4	81	0,4	0,02
280	3	78	0,28	0,011	202	2	71	0,35	0,01
280	13	45	0,16	0,046	202	9	45	0,22	0,045
238	1	91	0,38	0,004	202	5	89	0,44	0,025
280	6	53	0,19	0,021	202	1	60	0,3	0,005
280	5	81	0,29	0,018	202	0	78	0,39	0
196	0	91	0,46	0	171,7	0	91	0,53	0
280	5	78	0,28	0,018	202	2	62	0,31	0,01
280	6	68	0,24	0,021	202	1	75	0,37	0,005
280	4	65	0,23	0,014	202	0	46	0,23	0
280	1	90	0,32	0,004	202	1	86	0,43	0,005
252	4	91	0,36	0,016	191,9	1	91	0,47	0,005
280	2	88	0,31	0,007	202	1	76	0,38	0,005
280	29	54	0,19	0,104	202	6	53	0,26	0,03
280	2	64	0,23	0,007	202	0	57	0,28	0
140	2	91	0,65	0,014	161,6	3	91	0,56	0,019
224	3	91	0,41	0,013	202	5	82	0,41	0,025

## Anhang 6: Sportprogramm der Fitnessgruppe

Stundenplanung für die Seniorenfitnesskurse von September 2011 – Februar 2012

40 Einheiten zu je 60 Minuten (Erwärmung (E) 15 min., Stundenschwerpunkt (SSP) 35 min., Cool down (CD) 10 min.)

### Übungseinheit 1

Lernziele: Kennenlernen, Sensibilisierung der Gleichgewichtssensorik, Hand-Auge-Koordination, Dual-Task-Aufgaben

Inhalte: E: Kennenlernspiele „Sender-Empfänger“, „Namenfangen“ mit Ball

SSP: Kopfbewegungen in allen Ebenen, mit offenen und geschlossenen Augen, Gehen auf der Stelle, Prellen mit verschiedenen Bällen, Werfen und Fangen

von Bällen, Übungen auf einem Bein (Spiel- und Standbein); Wiegenmännchen nach Ziganek-Soehlke, „Bodenkontakte“ nach Ziganek-Soehlke

CD: leichtes Gymnastikprogramm und Dehnelemente

Methoden: Prinzip der Systematik und Folgerichtigkeit (vom Einfachen zum Komplexen)

Materialbedarf: verschiedene Bälle

## Übungseinheit 2

Lernziele: Koordinationsschulung der unteren Extremitäten, Reaktionsschulung

Inhalte: E: Laufspiel „Feuer-Wind-Wasser-Eis“, Lauf- und Koordinationsspiel „Atomspiel“

SSP: Lauf ABC (Fußgelenklauf, Hopslerlauf, Skippings, Fallstart, Hochstart, Fersenlauf); einfache Übungen aus der Gymnastik (z.B. „Hampelmänner“ in Variationen); „Bewegung und Einfrieren auf Kommando

CD: leichtes Gymnastik- und Dehnprogramm

Methoden: Prinzip der Anschaulichkeit (Anschauen und Nachahmen)

Materialbedarf: keiner

## Übungseinheit 3

Lernziele: Rhythmus und Sprintschulung, rhythmisches Laufen und Sprinten über Hindernisse.

Inhalte: E: Wiederholung Lauf ABC, leichtes Dehnprogramm für die unteren Extremitäten

SSP: Überlaufen von quer gestellten Langbänken oder anderen Hindernissen mit beliebiger Technik; laufen, dass immer das gleiche Bein über die Bank geht; Überlaufen, wenn das andere Bein abdrückt; Hopslerlauf über die Bänke; Fallstart, Hochstart

CD: leichtes Auslaufen mit verschiedenen Armbewegungen

Methoden: Prinzip der Systematik und Folgerichtigkeit; Trial and Error

Materialbedarf: Langbänke, Turnkastenoberteile

## Übungseinheit 4

Lernziele: Verbesserung der Balancierfähigkeit, Balancieren mit Dual-Task-Aufgaben

Inhalte: E: „Einfrieren“ nach Ziganek-Soehlke

SSP: Balanciere auf ebenerdigen Strichen, Variation in Tempo, Richtungen und Gangarten,  
ebenerdiges Balancieren mit Zusatzaufgabe (Hindernisse, Rechnen, Bälle, Drehungen)

CD: Balancierspiel „Flussüberquerung“

Methoden: Prinzip der Systematik und Folgerichtigkeit; Trial and Error

Materialbedarf: Bälle, Klebeband, Zeitungen

## Übungseinheit 5

Lernziele: Verbesserung der Balancierfähigkeit und Körperwahrnehmung, Reaktionsvermögen

Inhalte: E: Spiel „Kaninchenjagd“ und Gymnastikprogramm

SSP: Blindenführung (rückwärts durch die Halle, im Seitgang über Hindernisse); Wiegenmännchen, Ballfangen nach Drehung mit geschlossenen Augen auf Kommando, vorher gleiche Übung ohne Drehung; verschiedene Gangarten auf unterschiedlichen Untergründen

CD: Reaktionsspiel „Drachenfängen“

Methoden: Konfrontationsmethode, Prinzip der Systematik und Folgerichtigkeit

Materialbedarf: Gymnastikringe (alternativ Klebeband oder Absperrband), verschiedene Turngeräte und andere Hindernisse

## Übungseinheit 6

Lernziele: Ganzkörperkräftigung

Inhalte: E: leichtes Gymnastik- und Dehnprogramm

SSP: Rumpfmuskulatur: seitlicher Unterarmstütz, Abdominalcrunch, „Tisch“, „Brett“, autochtone RM: Bauchlage mit Arm- und Beinbewegungen

Beinmuskulatur: diverse Stände, „Entengang“, Beinstrecken gegen Widerstände

Arm- und Schultermuskulatur: Übungen mit Medizinbällen

CD: Dehnprogramm

Methoden: Prinzip der Anschaulichkeit

Materialbedarf: Gymnastikmatten, Medizinbälle oder andere Gewichte

## Übungseinheit 7

Lernziele: Verbesserung der Wurfkoordination und Schnellkraft

Inhalte: E: Gymnastikprogramm mit Ball mit Schwerpunkt obere Extremitäten und Rumpfmuskulatur, leichtes Dehnprogramm

SSP: beidhändiges Zuwerfen verschiedener Bälle (Überkopf, durch gegrätschte Beine, vorwärts, rückwärts, verschieden Stände, Wurf mit Anlauf; einhändiges Zuwerfen verschiedener Bälle mit Variationen wie oben; Schockwurf vorwärts und rückwärts mit dem Medizinball

CD: Spiel „Ballziehen“, Laufspiel „Feuer-Wind-Wasser-Eis“

Methoden: Zergliederungsmethode, Prinzip der Systematik und Folgerichtigkeit

Materialbedarf: verschiedene Bälle

### Übungseinheit 8

Lernziele: Zielwerfen bzw -schießen unter körperlicher Belastung, Konditionstraining

Inhalte: E: Lauf ABC mit Armbewegungen

SSP: „Hallenbiathlon“ mit verschiedenen Wurf- und Schießstationen

CD: leichtes Auslauf- und Dehnprogramm

Methoden: ganzheitliche Methode, Prinzip der Anschaulichkeit, Trial and Error

Materialbedarf: Stoppuhren, Wertungskarten, ein Turnkasten, 15 Hütchen, 3 Handbälle, Klebeband, 1 Gymnastikring, 3 Tennisbälle, 1 Langbank, 3 Medizinbälle, 1 Kastenmittelteil, 3 Fußbälle

### Übungseinheit 9

Lernziele: Verbesserung von Sprungkoordination, Kondition und Standsicherheit

Inhalte: E: Lauf ABC, „Haispiel“ mit und ohne Fänger

SSP: Verschiedene Mattenbahnen mit unterschiedlichen Abständen zwischen den Matten; freies Überlaufen/Überspringen, Sprunglauf (max. ein Kontakt pro Matte), beidbeiniger Absprung, Überqueren einer Mattenbahn mit Weichbodenmatten

CD: Gleichgewichtsspiel „Schieb den Esel“ auf verschiedenen Unterlagen

Methoden: vom Leichten zum Schweren

Materialbedarf: ca. 30 Turnmatten, 5-6 Weichbodenmatten

### Übungseinheit 10

Lernziele: Verbesserung der Standsicherheit, Dual- und Trippel-Task-Aufgaben auf unterschiedlichen Unterlagen

Inhalte: E: Gleichgewichtsspiel „Verdrängen von der Matte“, Reaktions- und Fangspiel „Namensball“ mit verschiedenen Bällen

SSP: Gehen, Laufen, Hüpfen und andere Bewegungsformen, in Vor- und Rücklage, auf verschiedenen Unterlagen mit Schwerpunkt auf die Weichbodenmatte (als Steigerung mit geschlossenen Augen), Zuwerfen verschiedener Bälle in verschiedenen Höhen bei unterschiedlichen Gang- und Bewegungsarten und zusätzlichen Buchstabieraufgaben.

CD: Bewegungsspiel „Bodenkontakte“ und Dehnprogramm

Methoden: Vom Leichten zum Schweren

Materialbedarf: Turn- und Weichbodenmatten, verschiedene Bälle

## Übungseinheit 11

Lernziele: Verbesserung des Gleichgewichts (ein- und zweibeinig), Koordination

Inhalte: E: Einfrieren mit Variationen „Positionen vorgeben“ und Hindernissen

SSP: beidbeiniges Stehen mit unterschiedlicher Breite der Unterstützungsfläche, geschlossenen Augen, Bewegungsformen mit Ball, einbeiniger Stand (Augen offen/geschlossen, Fangen und Werfen von Bällen, Bewegungen mit Ball), Schuhe anziehen im Einbeinstand

CD: Gymnastik- und Dehnprogramm

Methoden: Prinzip der Systematik und Folgerichtigkeit

Materialbedarf: verschiedene Matten und Turnkästen, verschiedene Bälle

## Übungseinheit 12

Lernziele: Verbesserung der allgemeinen Balancierfähigkeit und Koordination

Inhalte: E: leichtes Gymnastik- und Dehnprogramm

SSP: Balancierparcour mit 8-10 Stationen

CD: Koordinationsspiel „Flussüberquerung“, „Blindenführung“

Methoden: Konfrontationsmethode, Trial and Error

Materialbedarf: 2 Langbänke, 10 Gymnastikringe, 2 Turnkastenmittelteile, 2 Turnkästenoberteile, 1 Sprungseil, 10 Absperrhütchen, Absperr- oder Klebeband, 2 Handbälle, 2 Gymnastikstangen

## Übungseinheit 13

Lernziele: Verbesserung der Reaktionsfähigkeit auf unvermittelte Umweltveränderungen

Inhalte: E: leichtes Kraft-Circuittraining

SSP: Spalierlauf mit fliegendem Wechsel zwischen Werfer und Läufer, Schattenlauf und Schattengymnastik, Laufspiel „Einfrieren“

CD: Dehnprogramm

Methoden: Prinzip der Systematik und Folgerichtigkeit, Prinzip der Anschaulichkeit

Materialbedarf: verschiedene Bälle, 15 Seile oder Absperrband

#### Übungseinheit 14

Lernziele: Konditionstraining, Verbesserung und Erprobung von Wurftechniken, Strategisches Denken

Inhalte: E: leichtes Laufprogramm mit Armbewegungen und separate Armerwärmung

SSP: Wurfspiele „Völkerball“, „Treibball“ und „Brennball“

CD: Gymnastik- und Dehnprogramm

Methoden: Konfrontationsmethode, vom Einfachen zum Komplexen

Materialbedarf: 1 kleinen Turnkasten, 5 Slalomstangen, 4 Langbänke, verschiedene Bälle

#### Übungseinheit 15

Lernziele: Verbesserung der Koordination, Kondition und Körperwahrnehmung

Inhalte: E: Gymnastik- und Dehnprogramm

SSP: Aerobic

CD: Aerobic

Methoden: Prinzip der Anschaulichkeit

Materialbedarf: 30 Aerobicmatten, CD-Player/Lautsprecher

#### Übungseinheit 16

Lernziele: Dual-Task-Aufgaben, Triple-Task-Aufgaben, Konditionstraining

Inhalte: E: Funktionsgymnastik, vereinzelt Kräftigungsübungen

SSP: Laufspiel „Einkaufsliste“ (in den Variationen mit und ohne Abgleich, mit und ohne „Eierlauf“), Rechenlauf (mit den oben genannten Variationen), „stille Post“ als Laufspiel (mit Variationen)

CD: Dehnprogramm

Methoden: Prinzip der Systematik und Folgerichtigkeit

Materialbedarf: vorbereitete „Einkaufslisten“ und „Rechenaufgaben“, Schreibmaterial, Stoppuhren

### Übungseinheit 17

Lernziele: Wahrnehmung der Körperstellung und -lage im Raum

Inhalte: E: Bewegungsspiel „Bodenkontakte“, „Wiegemännchen“ in Variationen, „Hahnenkampf“

SSP: einstellen vor vorgegeben Positionen/Stellungen mit geschlossenen Augen, passive Veränderungen der Gelenkstellungen, aktiver Ausgleich von passiv eingestellten Gelenkstellungen und Körperpositionen, freies und angeleitetes Ausprobieren von Körperhaltungen auf Turnmatten (incl. Kopf unter Körperschwerpunkt)

CD: „Kaninchenjagd“, Dehnprogramm mit geschlossenen Augen

Methoden: Vom Leichten zum Komplexen, Trial and Error

Materialbedarf: 30 Gymnastikmatten, 15 Gymnastikringe

### Übungseinheit 18

Lernziele: Kräftigung der gesamten Körpermuskulatur

Inhalte: E: Bewegung aller großen Gelenke und Muskelgruppen gegen die Schwerkraft

SSP: Zirkeltraining an insgesamt 12 Stationen in Zweiergruppen für jeweils eine Minute pro Station und insgesamt zwei Durchgänge. Stationen: 1. Kniebeuge mit Zusatzgewicht, 2. Ausfallschritte mit Zusatzgewichten, 3. Wadenheben im Stehen (z.T. Einbeinig), 4. SitUps, 5. Beinheben im Liegen, 6. Bizepscurls mit Kleinhanteln oder Medizinbällen, 7. Trizepsstrecken über Kopf mit Kleinhanteln oder Medizinbällen, 8. Seitheben für die Schultermuskulatur mit Zusatzgewichten, 9. Liegestütze, 10. Frontheben für die Schultermuskulatur mit Zusatzgewichten, 11. Anheben von Armen und/oder Beinen in Bauchlage, 12. rückwärts gerichteter Butterfly für Rückenmuskulatur mit dem Theraband

CD: Strecken und Lockern der beübten Muskelgruppen

Methoden: Prinzip der Anschaulichkeit

Materialbedarf: diverse Hanteln und Medizinbälle, 8 Bodenmatten, eine umgedrehte Langbank, Therabänder

## Übungseinheit 19

Lernziele: Beüben des dynamischen und statischen Gleichgewichts

Inhalte: E: Bewegen aller großen Gelenke und Muskelgruppen mit besonderem Fokus auf das Sprunggelenk

SSP: Zirkeltraining an insgesamt 12 Stationen in Zweiergruppen. Zwei Durchgänge mit jeweils einer Minute Übungszeit pro Station. 1. Balancieren über die umgedrehte Langbank (zum Teil mit Balancieren eines Gymnastikstabs), 2. Pedalo für eine Person, 3. Pedalo für zwei Personen, 4. Einbeinstand mit Irritation von außen durch den Partner, 5. Zweibein- bzw. Einbeinstand auf der Weichbodenmatte, 6. Gehen auf einer Linie im Tandemgang, 7. Übersteigen eines Gegenstands mit geschlossenen Augen, 8. „Hahnenkampf“, 9. Stehen auf dem Therapiekreisel, 10. Stehen auf den Neigungsbrettern (längs- und/oder quergeneigt), 11. Stoppen aus dem Laufen im Einbeinstand, 12. Zuwerfen eines Gymnastikballs auf den Luftkissen

CD: kleine Laufspiele und Dehnen der unteren Extremitäten

Methoden: Prinzip der Anschaulichkeit

Materialbedarf: Langbänken, Pedalos, Gymnastikstab, Weichbodenmatten, Therapiekreisel, Neigungsbretter, Gymnastikbälle, Luftkissen

## Übungseinheit 20

Lernziele: aerobes Ausdauertraining, dynamisches Gleichgewicht

Inhalte: E: Bewegung aller großen Gelenke und Muskelgruppen, leichtes Laufprogramm mit Zusatzaufgaben für die Schulter- und Armregion.

SSP: Aerobic mit Steps, mit besonderem Augenmerk auf einbeinige Übungen.

CD: leichtes Dehnprogramm für die unteren Extremitäten und leichtes Auslaufen

Methoden: Prinzip der Anschaulichkeit, vom Einfachen zum Komplexen, Trial and Error

Materialbedarf: Aerobicsteps und Musik

Elektronische gespeicherter Anhang auf CD mit den SPSS-Ausgabedateien zu den statistischen Berechnungen (Deskriptive Statistik der Probanden und Gruppen, Bestimmung der Baseline, Tests auf Normalverteilung, Signifikanzprüfung der Mittelwerte und Variabilität der Gangparameter und der Balance Master Ergebnisse im SOT und LOS).

### 13. Ehrenerklärung

Ich versichere hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe.

Verwendete fremde und eigene Quellen sind als solche kenntlich gemacht.

Ich habe nicht die Hilfe eines kommerziellen Promotionsberaters in Anspruch genommen. Ich habe insbesondere nicht wissentlich:

- Ergebnisse erfunden oder widersprüchliche Ergebnisse verschwiegen
- Statistische Verfahren absichtlich missbraucht, um Daten in wissenschaftlich ungerechtfertigter Weise zu interpretieren
- Fremde Ergebnisse oder Veröffentlichungen plagiiert
- Fremde Forschungsergebnisse verzerrt wiedergegeben

Mir ist bekannt, dass Verstöße gegen das Urheberrecht Unterlassungs- und Schadensersatzansprüche des Urhebers sowie eine strafrechtliche Ahndung durch die Strafverfolgungsbehörden begründen können.

Die Arbeit wurde bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form als Dissertation eingereicht und ist als Ganzes auch noch nicht veröffentlicht.

Ich erkläre mich damit einverstanden, dass die Dissertation ggf. mit Mitteln der elektronischen Datenverarbeitung auf Plagiate überprüft werden kann.

Magdeburg, den 30. September 2019

Gerald Pliske

#### 14. Erklärung über frühere Promotionsgesuche

Ich erkläre hiermit, dass von mir weder im Inland noch im Ausland Promotionsgesuche mit den Inhalten dieser Arbeit oder ähnlichen Inhalte eingereicht wurden.

Ein Promotionsverfahren an der Fakultät für Humanmedizin der Otto-von-Guericke-Universität zur Erlangung des akademischen Grades „Dr. med.“ mit einem von der hier vorliegenden Dissertation gänzlich unabhängigen Thema wurde am 21. August 2018 erfolgreich abgeschlossen.

Magdeburg, den 30. September 2019

Gerald Pliske

## 15. Erklärung zur strafrechtlichen Verurteilung

Ich erkläre hiermit, nicht wegen einer Straftat verurteilt worden zu sein, die Wissenschaftsbezug hat.

Magdeburg, 30.09.2019

Gerald Pliske