

**Auswirkung von Ganzkörpervibrationstraining auf das Gleichgewicht und die
Gehfähigkeit bei subakuten Schlaganfallpatienten
Eine randomisierte kontrollierte einfach verblindete Studie**

**Masterarbeit zur Erlangung des akademischen Grades
*Master of Science (M.Sc.)***

**SRH Hochschule für Gesundheit
Studiengang Neurorehabilitation M.Sc.**

Eingereicht von: Stephanie Annette Grund
Geboren am: 22.09.1989, Spaichingen
Matrikelnummer: 19122028
Erste(r) Gutachter(in): Prof. Dr. Bernhard Elsner, SRH Hochschule für Gesundheit Gera
Zweite(r) Gutachter(in): Prof. Dr. habil. Jan Mehrholz, SRH Hochschule für Gesundheit
Gera
Eingereicht am: 10.09.2021

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei den Menschen bedanken, die mich während dem Masterstudium begleitet und unterstützt haben.

Mein Dank gilt Herrn Professor Bernhard Elsner für die konstruktive Hilfestellung während der Masterarbeit und für die Stelle als Erstgutachter.

Ich danke Herr Professor Jan Mehrholz für die Hilfestellung bei der Planung und Vorbereitung der Masterarbeit und für die Stelle des Zweitgutachters.

Besonderer Dank gilt Herrn Dr. Marzouq und seinem Team, die mir die Durchführung der Studie in der Rehabilitationsklinik Sonnenbühl ermöglicht und mich tatkräftig unterstützt haben. Es bestand eine sehr gute Zusammenarbeit.

Großer Dank gilt Herrn Dr. Christoph Rüst, der mir immer ein Ansprechpartner für fachliche Fragen war. Er gab mir viele nützliche Tipps bei der Erstellung dieser Arbeit, übernahm die Korrekturleseung und stand mir tatkräftig zur Seite während der statistischen Auswertung.

Großer Dank gilt allen Probanden und Probandinnen, ohne deren freiwillige Bereitschaft und gewissenhafte Teilnahme diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Herrn Andreas Wacker danke ich für die finanzielle Unterstützung und die Bereitstellung der Siwave Plus® Vibrationsgeräte.

Ebenfalls möchte ich mich bei Herrn Schindler bedanken, der den Transport der Siwave Plus® Geräte übernommen hat.

Ganz besonders danke ich meiner Familie, die immer an meinen Erfolg geglaubt hat und immer für mich da ist.

Zusammenfassung

Hintergrund: Bis zum aktuellen Zeitpunkt haben nur wenige randomisierte kontrollierte Studien die Wirkung von Ganzkörpervibration (engl. Whole body vibration, Abk.: WBV) nach Schlaganfall untersucht. Bisher veröffentlichte Studien zeigen kontroverse Wirkungen von WBV auf die motorische Kraft, welche mit anderen Einschränkungen wie Ausdauer, Gehgeschwindigkeit und Gleichgewicht korrelieren (Liao et al. 2016).

Studienzweck: Der Zweck dieser Studie ist die Auswirkung von einem Ganzkörpervibrationstraining auf das Gleichgewicht und die Gehfähigkeit bei subakuten Schlaganfallpatienten zu untersuchen.

Design: Einfach verblindete randomisierte kontrollierte Studie

Setting: Rehabilitationsklinik

Teilnehmer: 15 Patienten und Patientinnen nach einem subakuten Schlaganfallereignis wurden entweder in die Interventionsgruppe (WBV) oder die Kontrollgruppe randomisiert.

Intervention: Die Interventionsgruppe erhielt drei Mal wöchentlich innerhalb einer jeweils 30-minütigen Therapiesitzungen für jeweils 16 Minuten ein Training auf einer Vibrationsplatte (SiWave Plus®) für insgesamt 3 Wochen. Die Kontrollgruppe führte die gleiche Therapie im gleichen zeitlichen Intervall auf einer Airex Matte durch.

Primäre Outcome Messung: Gleichgewicht, gemessen mit der Berg-Balance Skala.

Sekundäre Outcome Messungen: Gehfähigkeit gemessen mit der Functional Ambulation Category, Alltagsfähigkeit gemessen mit dem Barthel Index und die subjektive Einschätzung der Folgen des Schlaganfalls auf Gesundheit und Leben, gemessen mit der Stroke-Impact Skala.

Ergebnisse: Beide Gruppen erzielten signifikante Ergebnisse bei den Messparametern BBS, FAC, SIS und BI nach dem dreiwöchigen Training ($p < 0,05$). Im Intergruppenvergleich erzielte die Interventionsgruppe signifikant bessere Ergebnisse bei den Messparametern BBS, FAC und BI als die Kontrollgruppe ($p < 0,05$). Ganzkörpervibrationstraining scheint eine Therapieoption zur Verbesserung der Gleichgewichts- und Gehfähigkeit bei subakuten Schlaganfallpatienten zu sein.

Abstract

Background: There is only few knowledge about whole body vibration (WBV) in patients after stroke. The existing studies show controversial effects of whole body vibration regarding strength, balance, ambulatory ability and endurance (Liao et al. 2016).

Objective: The aim of this study was to investigate the effect of whole-body vibration regarding balance and walking ability in patients with subacute stroke.

Design: A single blinded randomized controlled trial

Setting: Rehabilitation clinic

Interventions: Fifteen Patients suffering from subacute stroke were randomly allocated to the WBV group or to the control group. The participants in the WBV group performed four different exercises on a vibration platform for totally 16 minutes during a 30 minutes training session. The participants in the control group performed the same exercise on a balance pad. All participants received nine training sessions over three weeks.

Outcome: Outcome measurement included balance ability (Berg-Balance Scale), ambulatory ability (Functional Ambulation Categories), participation in daily activities (Barthel Index) and a self-report questionnaire that evaluates disability and health-related quality of life after stroke (Stroke-Impact Scale).

Results: After treatment BBS, FAC, SIS and BI scores had improved significantly in both groups ($p < 0,05$). However the BBS, the FAC and the BI score were significant higher in the WBV group than the control group ($p < 0,05$). Our findings indicate that WBV training is beneficial for improving balance and gait ability in patients with subacute stroke.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung inkl. Problemstellung.....	1
2	Der Schlaganfall.....	3
2.1	Die Gleichgewichtsfähigkeit.....	6
2.1.1	Die Störung der Gleichgewichtsfähigkeit nach einem Schlaganfallereignis	8
2.2	Die Gehfähigkeit	9
2.2.1	Die Störung der Gehfähigkeit nach einem Schlaganfallereignis	11
2.3	Physiotherapeutische Therapiemethoden für die Verbesserung der Gleichgewichts- und Gehfähigkeit.....	13
2.4	Das Ganzkörpervibrationstraining	13
2.4.1	Physikalische Begriffsbestimmungen von Schwingung und Vibration.....	16
2.4.2	Physiologischer Hintergrund des Vibrationstrainings	18
2.4.1	Die Vibrationsplatte SiWave Plus®.....	20
2.5	Notwendigkeit und Ziel der Arbeit	22
3	Methodik	23
3.1	Studiendesign	23
3.2	Fallzahlplanung	23
3.3	Studienpopulation	25
3.4	Hypothesenbildung	25
3.5	Rekrutierung.....	26
3.6	Einschluss- und Ausschlusskriterien.....	27
3.7	Datenschutz	27
3.8	Ethikantrag	28
3.9	Randomisierung	28
3.10	Ablauf der Studie	29
3.10.1	Das Ganzkörpervibrationstraining	30
3.10.2	Abbruchkriterien	31

3.10.3	Die Kontrollintervention	31
3.10.4	Zusätzliche Therapieinterventionen	32
3.11	Messparameter	33
3.11.1	Primäre Outcome Messung	33
3.11.1.1	Berg Balance Scale	33
3.11.2	Sekundäre Outcome Messung.....	34
3.11.2.1	Functional Ambulation Categories	34
3.11.2.2	Barthel Index	35
3.11.2.3	Stroke Impact Skala	35
3.11.2.4	Die Borg Skala	36
3.12	Datenerhebung und Auswertung.....	37
4	Ergebnisse	38
5	Diskussion.....	64
5.1	Studienziel.....	64
5.2	Studienergebnisse.....	64
5.3	Limitationen der vorliegenden Studie.....	66
5.4	Vergleich mit der bisherigen Literatur.....	71
5.5	Zusammenfassung und Schlussfolgerung	73
6	Literaturverzeichnis.....	74

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 <i>Darstellung eines mechanischen Wackelstuhls als Form des Vibrationstraining</i>	14
Abbildung 2 <i>Graphische Darstellung einer sinusförmigen Schwingung</i>	17
Abbildung 3 <i>Graphische Darstellung einer harmonischen Schwingung mit einem Phasenwinkel</i>	18
Abbildung 4 <i>Schematische Darstellung der Auswirkung von Vibrationen auf den Körper</i>	20
Abbildung 5 <i>Darstellung eines SiWave Plus® Vibrationsgerät</i>	21
Abbildung 6 <i>Darstellung eines Siwave Plus® Vibrationsgerät zusammen mit einer Gangway</i>	22
Abbildung 7 <i>Veranschaulichung der Durchführung der Fallzahlplanung</i>	24
Abbildung 8 <i>Darstellung der Übungsaufgaben während einer Trainingseinheit der Interventionsgruppe</i>	31
Abbildung 9 <i>Darstellung der Übungsaufgaben während einer Trainingseinheit der Kontrollgruppe</i>	32
Abbildung 10 <i>Einteilung der Die 15-stufige Borg Skala</i>	37
Abbildung 11 <i>Veranschaulichung des Studienablaufs mit Hilfe eines Flowcharts</i>	39
Abbildung 12 <i>Darstellung der Ergebnisse der Berg-Balance Skala mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor (blau) und nach (grün) dem dreiwöchigen Training</i>	49
Abbildung 13 <i>Darstellung der Ergebnisse der Functional Ambulation Categories mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training</i>	50
Abbildung 14 <i>Darstellung der Ergebnisse der Stroke Impact Skala Gesamtauswertung mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training</i>	51
Abbildung 15 <i>Darstellung der Ergebnisse der Domäne Kraft der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training</i>	52
Abbildung 16 <i>Darstellung der Ergebnisse der Domäne Mobilität der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training</i>	53
Abbildung 17 <i>Darstellung der Ergebnisse der Domäne Verständnis der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training</i>	54
Abbildung 18 <i>Darstellung der Ergebnisse der Domäne Gedächtnis der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training</i>	55

Abbildung 19 Darstellung der Ergebnisse der Domäne Tagesablauf der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training	56
Abbildung 20 Darstellung der Ergebnisse der Domäne Erholung der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training.....	57
Abbildung 21 Darstellung der Ergebnisse der Domäne Handgebrauch der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training	58
Abbildung 22 Darstellung der Ergebnisse der Domäne Lebensgewohnheit der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training	59
Abbildung 23 Darstellung der Ergebnisse der Domäne Stimmung der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training	60
Abbildung 24 Darstellung der Ergebnisse des Barthel-Index mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training	61

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 <i>Einteilung der Symptome des Upper Motor Neuron Syndroms nach Young</i>	5
Tabelle 2 <i>Darstellung der Baseline-Daten der eingeschlossenen Probanden und Probandinnen</i>	25
Tabelle 3 <i>Einschlusskriterien und Ausschlusskriterien der durchgeführten Studie</i>	27
Tabelle 4 <i>Demografische Daten der eingeschlossenen Probanden und Probandinnen</i>	40
Tabelle 5 <i>Darstellung Baseline-Daten mit Testung auf Heterogenität</i>	41
Tabelle 6 <i>Ergebnisse im Inter- und Intragruppenvergleich</i>	43
Tabelle 7 <i>Ergebnisse im Inter- und Intragruppenvergleich</i>	44
Tabelle 8 <i>Ergebnisse im Inter- und Intragruppenvergleich</i>	45
Tabelle 9 <i>Darstellung der Boxplot-Werte der Berg Balance Skala</i>	49
Tabelle 10 <i>Darstellung der Boxplot-Werte der Functional Ambulation Categories</i>	50
Tabelle 11 <i>Darstellung der Boxplot-Werte der SIS Gesamt</i>	51
Tabelle 12 <i>Darstellung der Boxplot-Werte der Domäne Kraft aus der SIS</i>	52
Tabelle 13 <i>Darstellung der Boxplot-Werte der Domäne Verständnis der SIS</i>	53
Tabelle 14 <i>Darstellung der Boxplot-Werte der Domäne Verständnis der SIS</i>	54
Tabelle 15 <i>Darstellung der Boxplot-Werte der Domäne Gedächtnis der SIS</i>	55
Tabelle 16 <i>Darstellung der Boxplot-Werte der Domäne Tagesablauf der SIS</i>	56
Tabelle 17 <i>Darstellung der Boxplot-Werte der Domäne Erholung der SIS</i>	57
Tabelle 18 <i>Darstellung der Boxplot-Werte der Domäne Handgebrauch der SIS</i>	58
Tabelle 19 <i>Darstellung der Boxplot-Werte der Domäne Lebensgewohnheit aus der SIS</i>	59
Tabelle 20 <i>Darstellung der Boxplot-Werte der Domäne Stimmung aus der SIS</i>	60
Tabelle 21 <i>Tabellarische Darstellung der Boxplot-Werte des BI</i>	61
Tabelle 22 <i>Auswertung der Ergebnisse aus der Borg Skala</i>	62

Abkürzungsverzeichnis

α	alpha
BBS	Berg-Balance Scale – Skala zur Erfassung des Gleichgewichts
BI	Barthel-Index – Erfasst systematisch Selbständigkeit / Pflegebedürftigkeit
BoS	Base of Support
CI	Confidence interval
CoM	Centre of Mass
CoG	Centre of Gravity
FAC	Functional ambulation categories – Evaluierung der Gehfähigkeit über 15 Meter
Hz	Hertz
MD	Mittelere Differenz
MMST	Mini-Mental-Status Test
MW	Mittelwert
RCT	Randomized controlled trial – Randomisierte kontrollierte Studie
SIS	Stroke-Impact Scale
SD	Standard Differenz – Standardabweichung
TVR	Tonischer Vibrationsreflex
UMNS	Upper-motor-neuron-Syndrom – Syndrom des ersten Motoneurons
WBV	Whole body vibration – Ganzkörpervibrationstraining
ZMG	Zentraler Mustergenerator
ZNS	Zentrales Nervensystem
6MWT	six-minute-walk test - Sechs- Minuten Gehstest

1 Einleitung inkl. Problemstellung

Ein Schlaganfall, der zu einer Hemiparese führt, beeinträchtigt häufig Aktivitäten, die das Gleichgewicht erfordern und schränkt die Unabhängigkeit bei Aktivitäten des täglichen Lebens ein. Das Gleichgewicht ist eine komplexe motorische Fähigkeit, die eine zentrale Verarbeitung von vestibulären, visuellen und somatosensorischen Informationen erfordert, um das muskuloskelettale System aktivieren und koordinierte Augenbewegungen, Haltung, Stand und Fortbewegung erzeugen zu können (Hammer et al. 2008).

Gleichgewichtsstörungen, welche nach einem Schlaganfallereignis häufig auftreten, schränken zusätzlich andere Aktivitäten wie die Gehfähigkeit ein und erhöhen das Sturzrisiko. Die Abnahme der Muskelkraft gilt als Prädiktor für den Verlust der posturalen Kontrolle und erhöht somit die Fallneigung bzw. das Sturzrisiko.

Das Ziel der Therapeuten für einen erfolgreichen Rehabilitationsprozess besteht darin, die Funktion und die Fähigkeit zur sozialen Teilhabe in der Gemeinschaft wiederherzustellen und Sekundärkomplikationen wie Stürze und Kontrakturen zu vermeiden. Für die Erleichterung der klinischen Entscheidungsfindung hinsichtlich geeigneter Behandlungsmethoden ist die Auswahl von evidenzbasierten Therapiemethoden für unter anderem die Verbesserung des Gleichgewichts und der Gehfähigkeit für Physiotherapeuten in der neurologischen Rehabilitation von großer Bedeutung (Hammer et al. 2008). Es ist bekannt, dass Patienten intensiv und aufgabenorientiert an der individuellen Leistungsgrenze trainieren müssen, um eine Verbesserung der Mobilität erreichen zu können (Huber und Starrost 2011).

Potenzial für die Verbesserung der Mobilität bietet unter anderem die Applikation eines mechanischen Signals (Vibration) an der Körperperipherie. Bei geeigneter Signalauswahl und -applikation können neuromuskuläre Reflexantworten erzeugt werden, die bei langfristiger Anwendung biopositive neuroplastische Prozesse bewirken (Haas et al. 2004). Das Ganzkörpervibrationstraining (Englisch „whole body vibration“ – WBV) ist eine recht neue Trainingsform, welche die funktionelle Erholung verbessern könnte (Lu et al. 2015). Bisher veröffentlichte Studien zur Wirksamkeit von Vibrationstraining in der neurologischen Rehabilitation von Schlaganfallpatienten zeigen jedoch sehr kontroverse Ergebnisse. Van Nes et al. (2006) berichteten im Jahr 2006, dass die somatosensorische Stimulation durch WBV die Muskelleistung, das Gleichgewicht und die täglichen Aktivitäten signifikant verbessern kann.

Brogårdh et al. (2012) hingegen unterstützt den Einsatz von WBV bei chronischen Schlaganfallpatienten nicht. Zwar konnten die Autoren signifikante Verbesserungen durch WBV in der Körperfunktion und Gangleistung nachweisen, jedoch lag die Größe der Veränderungen im Bereich der normalen Variation und kann laut den Autoren daher nicht auf den Effekt von WBV zurückgeführt werden.

Lee (2019) kam in seiner Studie zu der Erkenntnis, dass das Ganzkörpervibrationstraining positive Auswirkungen auf das Gleichgewicht und die Gehfähigkeit hat. Der Autor empfiehlt jedoch weitere Untersuchungen.

Aufgrund der sehr kontroversen Meinungen hinsichtlich der Wirksamkeit des Ganzkörpervibrationstraining bedarf es weiterer Studien.

In der vorliegenden Arbeit soll eine mechanische Vibrationsübertragung als Mittel zur Leistungsverbesserung bezogen auf das Gleichgewicht und die Gehfähigkeit bei subakuten Schlaganfallpatienten untersucht werden.

2 Der Schlaganfall

Unter dem Begriff „Schlaganfall“ werden gefäßbedingte Erkrankungen des Gehirns zusammengefasst, die auch als zerebrovaskuläre Erkrankungen bezeichnet werden. Das gemeinsame Merkmal der gefäßbedingten Erkrankungen ist eine plötzlich auftretende Schädigung von Hirngewebe infolge eines Gefäßverschlusses (ischämischer Schlaganfall) oder einer Hirnblutung (hämorrhagischer Schlaganfall) (Hankey 2017; Robert Koch-Institut 2017b). Der akute Schlaganfall ist definiert durch akut auftretende neurologische Defizite, die länger als eine Stunde dauern und durch eine Ischämie oder Blutung hervorgerufen werden (Ludwig 2020).

Die WHO definiert den Schlaganfall folgendermaßen: „Als Schlaganfall werden Krankheitsbilder bezeichnet, bei denen sich klinische Zeichen einer fokalen (oder globalen) Störung cerebraler Funktionen rasch bemerkbar machen, mindestens 24 Stunden anhalten oder zum Tode führen und offensichtlich nicht auf andere als auf vaskuläre Ursachen zurückgeführt werden können“ (Aho et al. 1980). Weitere Synonyme für Schlaganfall sind Apoplex, Hirnschlag und Insult. Im englischen spricht man von „stroke“ (Lehrner et al. 2006).

Weltweit ist der Schlaganfall die zweithäufigste Ursache für Mortalität und die dritthäufigste Ursache für Morbidität. Außerdem ist der Schlaganfall eine Hauptursache für erworbene Behinderungen im Erwachsenenalter (Busch et al. 2013).

Laut einer Untersuchung von Heuschmann et al. aus dem Jahr 2010 ereigneten sich damals innerhalb eines Jahres alleine in Deutschland ca. 196.000 erstmalige und 66.000 wiederholte Schlaganfälle (Stand 2008). Die 12-Monats Prävalenz der Gesundheitsprobleme, welche durch einen Schlaganfall verursacht wurden, liegt sowohl bei Frauen als auch bei Männern im Alter unter 55 Jahren bei unter 1 %, steigt aber im Alter ab 75 Jahren bis auf 6,3 % (Robert Koch-Institut 2017a). Die Lebenszeitprävalenz des Schlaganfalls in der Altersgruppe von 40 bis 79 Jahren beträgt insgesamt 2,9 %, wobei sich eine Androtropie (3,3 % Lebenszeitprävalenz bei Männern ggü. 2,5 % bei Frauen) zeigt. Somit haben Männer ein höheres Risiko einen Schlaganfall zu erleiden. Auch steigt dieses Risiko mit zunehmendem Lebensalter kontinuierlich an. Bei Personen mit niedrigem Sozialstatus ist die Lebenszeitprävalenz am höchsten (Busch et al. 2013). Frauen der unteren Bildungsgruppe haben eine deutlich höhere Prävalenz (3,6 %) im Vergleich zu Frauen der oberen Bildungsgruppe (0,6 %). Bei Männern hingegen bestehen nur geringe Unterschiede nach Bildungsstatus (Busch et al. 2013).

80-90 % aller Schlaganfälle entstehen durch eine Embolie oder eine Thrombose der intra- oder extrakraniellen hirnversorgenden Arterien. Zumeist betroffen ist dabei das Stromgebiet der Arteria carotis. Nur 10-20 % der Schlaganfälle sind auf eine intrazerebrale Blutung zurückzuführen (Hansis 2010). 5 % aller Schlaganfälle entstehen durch eine Subarachnoidalblutung.

Die Risikofaktoren für das Auftreten eines Schlaganfalls werden in nicht beeinflussbare und beeinflussbare Faktoren unterteilt. Zu den beeinflussbaren Risikofaktoren zählen unter anderem Nikotinabusus, erhöhter Alkoholkonsum, arterielle Hypertonie, Herzerkrankungen wie Vorhofflimmern, andere Herzrhythmusstörungen oder persistierendes Foramen ovale, Hyperkoagulabilität, Fettstoffwechselerkrankungen (Hypertriglyzeridämie, hohes LDL-Cholesterin, niedriges HDL-Cholesterin), Ovulationshemmer, Bewegungsmangel und Übergewicht. Zu den nicht beeinflussbaren Risikofaktoren zählt neben dem Alter und dem Geschlecht auch die genetische Prädisposition zu kardio- oder zerebrovaskulären Erkrankungen (Khaw und Kessler 2006).

Als Folge des Schlaganfalls werden, entsprechend der betroffenen Hirnregion, unterschiedliche Defizite beschrieben. Laut (Jungehülsing und Endres 2015b) sind motorische Störungen mit über 70% die häufigsten Beeinträchtigungen bei Patienten nach einem Schlaganfallereignis (sowohl im akuten als auch im chronischen Verlauf). Des Weiteren äußert Heuschmann et al. (2010), dass ca. die Hälfte aller Schlaganfallpatienten ein Jahr nach dem Ereignis dauerhaft behindert und auf fremde Hilfe angewiesen sind.

In der frühen Phase nach einem Schlaganfallereignis weisen etwa 70 % aller Betroffenen motorische Störungen (Paresen) auf. Über 50 % aller Schlaganfallpatienten weisen nach einem Jahr noch Paresen und bis zu 30 % eine Spastizität auf. Weitere Symptome können Gefühlsstörungen, Sprachstörungen, Sehstörungen, Gleichgewichtsstörungen, Bewusstlosigkeit und heftige Kopfschmerzen sein (Busch, A., & Kuhnert, R. 2017).

Häufig ist eine spastische Halbseitenlähmung mit einem Verlust der Feinmotorik. Dieser Funktionsverlust ist heterogen und resultiert aus dem Ausmaß und der Lokalisation der zentralen Schädigung des sensomotorischen Netzwerks. In der Literatur wird dies als "Syndrom des 1. Motoneurons" oder „Upper Motor Neuron Syndrome (UMNS)" bezeichnet. Das Upper Motor Neuron Syndrome umfasst Minus- und Plus-Symptome, welche aus der Schädigung des ersten Motoneurons resultieren. Während Minus-Symptome den größeren Anteil des Funktionsverlustes verursachen, behindern Plus-Symptome den Schlaganfallpatienten jedoch mehr in seiner Mobilität (Tabelle1).

Zu den Plus-Symptomen zählt vor allem die Tonuserhöhung. Je nach Ausmaß der Tonuserhöhung haben Patienten Schwierigkeiten sich anzukleiden oder zu gehen. Weiterhin können adaptive Phänomene (zum Beispiel Gleichgewichtsstörungen, Koordinationsstörungen, Stand- und Gangunsicherheit) hinzukommen (Jungehülsing und Endres 2015b).

Tabelle 1

Einteilung der Symptome des Upper Motor Neuron Syndroms nach Young

Minussymptome	Plussymptome
Lähmungen	Spastizität im Sinne einer
Störung der Feinmotorik	geschwindigkeitsabhängigen
Verminderung der Sensibilität	Tonuserhöhung
Gesteigerter Ermüdbarkeit	Hyperreflexie mit
	verbreiterten Reflexzonen
	Kloni
	Pathologische Fremdreﬂexe
	Massenbewegungen
	abnorme Haltungsmuster
	synergistische und
	dyskinetische Bewegungen

Bemerkung. Darstellung der Minussymptome und Plussymptome des Upper Motor Neuron Syndroms. (Jungehülsing und Endres 2015a; Jungehülsing und Endres 2015b)

Die größte Dynamik in der Funktionserholung besteht innerhalb der ersten Monate. Daher ist eine frühzeitige, effektive Rehabilitation entscheidend für die langfristige Verbesserung der Lebensqualität der Betroffenen (Dohle et al. 2016).

2.1 Die Gleichgewichtsfähigkeit

Die Gleichgewichtsfähigkeit ist eine koordinative Fähigkeit, unter welcher das Vermögen verstanden wird, „den gesamten Körper im Gleichgewichtszustand zu halten oder während und nach umfangreichen Verlagerungen des Körpers diesen Zustand beizubehalten beziehungsweise wiederherzustellen (Weineck 2017, S. 795)“.

Neben dem Begriff „Gleichgewichtsfähigkeit“ werden in der Literatur weitere Synonyme verwendet. So werden auch Begriffe wie posturale Kontrolle, Stabilität oder Balance verwendet (Huber 2016). Diese Begriffe lassen sich jedoch voneinander abgrenzen. Der Begriff „Balance“ ist definiert als „die Fähigkeit nicht zu fallen“, wohingegen der Begriff „Gleichgewichtsfähigkeit bzw. posturale Kontrolle“ definiert wird als „eine Handlung um die Balance in jeder Haltung oder Aktivität aufrechtzuerhalten, zu erlangen oder wieder herzustellen (Pollock et al. 2000)“. Miklitsch und Krewer (2014) definieren die Gleichgewichtsfähigkeit als das Vermögen des menschlichen Körpers, unter dem Einfluss der Schwerkraft eine aufrechte Körperhaltung zu erreichen, zu erhalten oder wiederherzustellen. Biomechanisch ist posturale Stabilität dadurch definiert, dass der Massenschwerpunkt (Center of Mass, CoM) sich innerhalb der Grundstützfläche des Körpers (Base of Support, BoS) befindet. Um eine physiologische Körperhaltung zu erlangen, muss der Mensch seinen Körper in eine Gleichgewichtsposition bringen. Dies ist bedingt durch die Beziehung zwischen dem Massenschwerpunkt (Centre of gravity Abk.: CoG) und der Auflagefläche (base of support Abk.: BoS). Im physiologischen aufrechten Stand hat der menschliche Körper ein relativ hohes CoG und eine relativ kleine BoS. Wenn der Schwerpunkt eines Objekts oberhalb der BoS des Objekts liegt, ist das Objekt im Gleichgewicht (Horak et al. 1984; Da Winter 1995). Die Gleichgewichtsfähigkeit richtet den Körper in Relation zur Schwerkraft, zur Unterstützungsfläche, und zur visuellen Umgebung aus und stabilisiert den Körperschwerpunkt im Verhältnis zu seiner Auflagefläche während statischer und dynamischer Aktivitäten (Horak 2006). Dadurch, dass sich der Körper nie im absoluten Gleichgewicht befindet, muss der Körperschwerpunkt durch neuromuskuläre Einstellungen des Druckmittelpunktes über der Standfläche im Lot gehalten werden (Da Winter 1995). Dieser Vorgang wird durch eine genaue Koordination biomechanischer, sensorischer, vestibulärer, visueller und motorischer Komponenten ermöglicht. Die biomechanischen Komponenten beziehen sich auf Knochen, Muskeln, Sehnen und Bänder, während die

vestibulare, visuelle und propriozeptiv sensorische Komponente interne und externe Signale an das ZNS leiten.

Die Propriozeption bildet die Grundlage der Gleichgewichtsregulation, die als Integration von sensorischem Input (Afferenzen) und motorischem Output (Efferenzen) aufgefasst werden kann. Die Verarbeitung der afferenten Signale erfolgt im Rückenmark (Witte 2018). Bei der Integration und Verarbeitung der afferenten Informationen und der Generierung von efferenten Informationen ist neben dem Rückenmark, auch der Hirnstamm, das Kleinhirn, die Basalganglien sowie der sensomotorische Kortex involviert. Die unterschiedlichen Anteile des ZNS sind funktionell eng miteinander verbunden (Kramer et al. 2013). Eine weitere Aufgabe des Rückenmarks sind Reflexantworten von Muskeln bei schnellen Dehnungen, die auch als „short latency responses“ (Dehnreflex) bezeichnet werden (Jacobs und Horak 2007). Diese Reflexe werden zum Beispiel als Reaktion auf einen rutschigen Untergrund ausgelöst. Dabei erfolgt die Verschaltung auf das α -Motoneuron des homonymen Muskels. Obwohl es sich beim Dehnreflex um einen monosynaptischen Reflex handelt, kann das zentrale Nervensystem Einfluss auf die Reflexantwort nehmen (Horak et al. 1984).

Der Hirnstamm hilft bei der Erhaltung des Gleichgewichts. Im Hirnstamm werden sensorische Informationen (sowohl aus dem Vestibularapparat als auch aus dem propriozeptivem und visuellem System) integriert und verarbeitet. Der Tractus vestibulospinalis und der Tractus reticulospinalis sind zwei absteigende Systeme aus dem Hirnstamm. Sie projizieren in das Rückenmark und sind bei der Steuerung automatischer posturaler Antworten beteiligt. Der Tractus reticulospinalis fördert Haltereфлекse über die Anregung der Extensorenmuskulatur der Beine, welche den Körper im Schwerkraftfeld stabilisieren. Der Tractus vestibulospinalis hält einerseits den Kopf während der Fortbewegung balanciert und andererseits fördert er auch Haltereфлекse über die Anregung der Extensorenmuskulatur der Beine, was die aufrechte Körperhaltung unterstützt (Trepel 2017, S. 124–125).

Das Kleinhirn sorgt für die spezifische Anpassung des Gleichgewichts an die Störsituation. Des Weiteren ist das Kleinhirn in der Lage, sich die richtige Zuordnung von Situation und Antwortreaktion zu merken (Taube 2013).

Die Basalganglien sorgen für eine posturale Flexibilität an wechselnde Umweltbedingungen (Visser und Bloem 2005). Und schließlich wirkt auch der Motorcortex an den Gleichgewichtsreaktionen mit. Mit Hilfe von nicht-invasiven elektrophysiologischen Techniken konnte nachgewiesen werden, dass bei Gleichgewichtsreaktionen eine kortikale Mitwirkung besteht (Jacobs und Horak 2007; Ouchi et al. 1999).

Das ZNS steuert zahlreiche Körpersegmente mit einem hohen Körperschwerpunkt dynamisch über eine kleine Unterstützungsfläche.

Auch bei Kompensationsreaktionen nach Perturbationen im aufrechten Stand ist die kortikale Kontrolle nötig (Taube et al. 2006).

Fujimoto et al. (2014) berichten über eine signifikante positive Korrelation zwischen der Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit und der kortikalen Aktivierung im supplementär-motorischen Areal (SMA) (entspricht Area 6 Brodmans) sowie dem präfrontalen Kortex.

2.1.1 Die Störung der Gleichgewichtsfähigkeit nach einem Schlaganfallereignis

Das Gleichgewichtsvermögen ist ein zentrales Thema in der neurologischen Rehabilitation. So ist die Gleichgewichtsfähigkeit ein wesentlicher Bestandteil von Aktivitäten wie Sitzen, Stehen und Gehen. Es wird angenommen, dass Störungen der Gleichgewichtsfähigkeit nach einem Schlaganfallereignis häufig sind. Tyson et al. (2006) untersuchten in einer Studie die Häufigkeit des Auftretens von Gleichgewichtsstörungen nach einem Schlaganfallereignis und kamen zu dem Ergebnis, dass mehr als 80% der Patienten, die erstmalig einen Schlaganfall erlitten, Gleichgewichtsstörungen in der Akutphase aufwiesen. Das zum Erhalt des Gleichgewichts nötige sensomotorische System muss in der Lage sein, Kräfte zu registrieren, die auf den Körper einwirken sowie Muskeln und Bewegungen zu aktivieren, um die einwirkenden Kräfte ausgleichen zu können (Riemann und Lephart 2002). Die Verarbeitung dieses komplexen Vorganges findet im zentralen Nervensystem statt. Bei Patienten nach einem Schlaganfallereignis kann der Prozess der Verarbeitung gestört sein. So benötigen die Betroffenen beispielsweise bei Aufgaben, welche die Integration von somatosensorischen Informationen aus den unteren Extremitäten (Zum Beispiel beim freien Stand auf einer mobilen Unterlage) erfordern, stärkere visuelle Inputs, um das Gleichgewicht zu halten (Smania et al. 2008). Die Beeinträchtigung des Gleichgewichts bei Patienten nach einem Schlaganfallereignis kann auch durch den Verlust von Muskelkraft und Koordination oder durch die Entwicklung einer Spastik bedingt sein (Sohn et al. 2013). Das Risiko für Stürze steigt, und die Funktionen der Aktivitäten des täglichen Lebens werden dadurch beeinträchtigt.

Ein angemessenes Gleichgewicht ist für die Ausführung der meisten körperlichen Funktionen von grundlegender Bedeutung. So scheint bereits die fehlende Gleichgewichtsreaktion im Sitz ein negativer Prädiktor für die selbständige Gehfähigkeit zu sein (Veerbeek et al. 2011).

Gleichgewichtsstörungen assoziieren mit der schlechten Wiederherstellung von Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL), der Mobilität, dem aufrechten Gang sowie einem erhöhten Sturzrisiko (vgl. Tyson et al. 2006). Dies könnte zu weiteren Defiziten wie eine erhöhte soziale Isolation und letztlich zu Depressionen und anderen psychischen Erkrankungen führen. Karatas et al. erwähnt eine mögliche Korrelation zwischen der Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit und der verkürzten Dauer des Krankenhausaufenthaltes, der verbesserten Bewegungsfunktion sowie der verbesserten funktionellen Fähigkeiten bei Patienten nach einem Schlaganfallereignis (Karatas et al. 2004). Somit scheint die Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit in vielerlei Hinsicht ein wichtiges Ziel bei Patienten und Patientinnen nach einem Schlaganfallereignis zu sein.

2.2 Die Gehfähigkeit

Gehen ist die Bewegung, durch die wir Raum und Zeit, Schritt für Schritt, unmittelbar am eigenen Leibe erfahren. Der aufrechte Gang ist ein Merkmal, durch das sich der Mensch von den Tieren unterscheidet. Er galt und gilt daher nicht als ein nur zufälliges anatomisches Merkmal, wie etwa die Zahl der Zähne, sondern wurde im philosophischen und theologischen Denken oft als ein äußeres Zeichen für das innere Wesen des Menschen und für seine Sonderstellung in der Natur interpretiert (Bayertz 2004). Der aufrechte Gang scheint eine symbolische Deutung zu haben. So galt er in der antiken Philosophie als Ausdruck der Vernunftnatur des Menschen, in der christlichen Theologie als ein Zeichen für die Hinordnung auf den Himmel und schließlich in der Renaissance als Beweis für die Mittelpunktstellung des Menschen in der Welt (Bayertz 2004).

Die Erscheinung des menschlichen Gangbildes ist sehr verschieden. Dies ist zum einen bedingt durch die unterschiedlichen Lebensumstände und zum anderen abhängig von den eigenen Fähigkeiten. Dennoch scheint es, dass immer dieselben Voraussetzungen und Fähigkeiten die Grundlage für einen harmonisch fließenden Gang sind (Götz-Neumann 2015, S. 21). Gehen ist ein Phänomen, welches einen äußerst komplexen Prozess der neuromuskuloskelettalen Steuerung erfordert.

Die Aktivierung der Muskeln in den unteren Gliedmaßen, im Rumpf und in den oberen Gliedmaßen in einem bestimmten räumlich-zeitlichen Muster ist erforderlich, um geeignete Gelenkpositionen zur Abstützung und Vorwärtsbewegung des Körpergewichts in den verschiedenen Phasen des Gangzyklus zu gewährleisten.

Dies erfordert neben einem funktionierenden Stoffwechsel der Muskulatur und dem intakten respiratorisch kardiovaskulären System, vor allem eine funktionierende Aktivierung und Hemmung von Nervenzellen durch die Ausschüttung von Neurotransmitter.

In den meisten Situationen wird das Gehen des Menschen in einer komfortablen Geschwindigkeit auf einer ebenen Fläche hauptsächlich durch Hirnstamm- und Spinalmechanismen vermittelt (Li et al. 2018). Die supraspinale Kontrolle erhöht jedoch die Komplexität und Flexibilität der Gangsteuerung und die Vielseitigkeit des Gehens, um den dynamischen Anforderungen und Herausforderungen der Umwelt gerecht zu werden.

Auch ist der Schrittzklus durch ein oszillierendes Netz (zentrale Mustergeneratoren) von Interneuronen programmiert. Der zentrale Mustergenerator (Abk.: ZMG) erzeugt die Schwung- sowie die Standbeinphase (Götz-Neumann 2015, S. 21).

Die Standphase nimmt 60 % des Zyklus ein und ist der Teil, bei dem der Fuß sich auf dem Boden befindet. Diese Phase beginnt mit dem Fersenkontakt, was auch als „Initial contact“ bezeichnet wird. Die Schwungbeinphase beginnt mit dem initialen Schwung, was auch als „Initial swing“ bezeichnet wird (Götz-Neumann 2015, S. 26–27). Sie nimmt 40% des Zyklus ein und ist die Phase, in dem der Fuß sich in der Luft befindet. Unter anderem wird in dieser Phase auch das Bein schwingvoll nach vorne bewegt.

Die Stand- und Schwungbeinphase unterteilen sich in weitere Teilphasen, wobei fünf Stand- und drei Schwungbeinphasen unterschieden werden.

Diese Teilphasen erfüllen 3 funktionelle Aufgaben, welche aus Gewichtsübernahme, Einbeinstand und Vorwärtsbewegung des Schwungbeins bestehen (Götz-Neumann 2015, S. 26–27). Weitere wichtige Parameter sind die Gehgeschwindigkeit, die Schrittlänge und die Kadenz. Die Gehgeschwindigkeit gilt als elementarer Faktor des Gehens. Jeder Mensch besitzt eine eigene freie Gehgeschwindigkeit. Beim freien Gehen wird in der Regel von einem Individuum die Ganggeschwindigkeit gewählt, die mit dem niedrigsten Energieverbrauch verbunden ist. So liegt die freie Ganggeschwindigkeit zwischen 1,20 bis 1,50 m/sec. Die Distanz des Gangzyklus liegt zwischen 1,30 bis 1,50 Meter, die Schrittlänge zwischen 0,65 bis 0,75 Meter und die Kadenz zwischen 105 und 130 Schritte pro Minute (Kramers-de Quervain et al. 2008).

Bei einer langsamen Gehgeschwindigkeit von weniger als 80 Schritten pro Minute, ist ein flüssiges symmetrisches Gehen kaum bis gar nicht mehr möglich. Daraus resultierend könnte eine Störung der Gehfähigkeit auftreten, was zu weiteren Einschränkungen führen könnte.

2.2.1 Die Störung der Gehfähigkeit nach einem Schlaganfallereignis

Bekanntlich bleiben bei Patienten nach einem Schlaganfallereignis langfristige Einschränkungen zurück. Die Einschränkung der Gehfähigkeit ist dabei sehr häufig. Neben den Defiziten in der Gleichgewichtsfunktion tragen vor allem die Gehstörungen zu einem erhöhten Sturzrisiko und einem zunehmenden Verlust an Alltagsmobilität bei. Duncan et al. kam im Jahr 2005 zu der Erkenntnis, dass bei mehr als 80% der Patienten nach einem Schlaganfallereignis Gehstörungen auftreten (Duncan et al. 2005). Etwa 70% der Schlaganfallpatienten benötigen drei Monate nach einem Schlaganfallereignis einen Rollstuhl (Wade und Hewer 1987). Davon bleiben ungefähr 20 % dauerhaft auf einen Rollstuhl angewiesen. Folglich verursachen Gehstörungen Schwierigkeiten bei der Durchführung von Aktivitäten des täglichen Lebens und der Mobilität.

Klinisch werden diverse Anomalien der Gehfähigkeit beobachtet. Dies ist abhängig vom Grad der Muskelschwäche, dem Schweregrad der Spastik sowie den Kompensationsmechanismen der Betroffenen. Bei etwa einem Drittel der gehfähigen Patienten ist die Ausdauer und Gehgeschwindigkeit signifikant reduziert (Jørgensen et al. 1995). Dadurch ist auch die Schrittlänge kürzer als bei gesunden Menschen. Ein Großteil der Patienten nach einem Schlaganfall ist aufgrund der genannten Gründe nur innerhalb des eigenen Wohnbereichs gehfähig (Hesse et al. 2009). Hesse et al. teilt Schlaganfallpatienten nach der Entlassung aus der Rehabilitationsklinik hinsichtlich der Gehfähigkeit in drei Kategorien ein.

- Kategorie I: Die Betroffenen sind nur innerhalb ihrer eigenen vier Wänden gehfähig
- Kategorie II: Die Betroffenen sind eingeschränkt außerhalb deren Wohnung gehfähig
- Kategorie III: Die Betroffenen sind uneingeschränkt außerhalb deren Wohnung gehfähig

Die maximale ununterbrochene Gehstrecke, welche im „six-minute walk test (6MWT)“ untersucht wurde, gilt als ein Indikator für die Gruppenzugehörigkeit der drei Kategorien. Dies bedeutet, dass Patienten und Patientinnen der Kategorie I eine Gehstrecke von 88 bis 179 Meter schaffen. Die durchschnittliche Geschwindigkeit beträgt dabei etwa 0,24 m/s bis 0,47 m/s.

Patienten und Patientinnen der Kategorie II eine solche von 180 bis 302 Meter (0,5 m/s bis 0,84 m/s) und Zugehörige der Kategorie III 349 bis 450 Meter (0,97 m/s bis 1,2 m/s) (Hesse et al. 2009).

Beinahe 70 % der Gehfähigen erreichen dementsprechend keine normale Gehgeschwindigkeit (entsprechend der Kategorie III) und sind daher in Alltagsaktivitäten wie zum Beispiel beim Überqueren von Straßen mit Ampelanlagen eingeschränkt (Mehrholz et al. 2018).

Für das Überqueren einer Straße während der Grünphase einer Fußgängerampel ist bspw. eine mittlere Geschwindigkeit von mindestens 0,86 m/s erforderlich (Amosun et al. 2007).

Mulroy et al. teilt gehfähige Betroffene nach einem Schlaganfallereignis in vier Gruppen ein. Diese vier Gruppen zeigen unterschiedliche Merkmale der Gehbeeinträchtigung. Personen, welche schnell gehen erreichen etwa 44 % der normalen Gehgeschwindigkeit. Patienten und Patientinnen dieser Gruppe leiden unter einem Mangel des Fersenaufstieges, welcher bedingt ist durch eine unzureichende Plantarflexion des betroffenen Sprunggelenks. Des Weiteren wird eine Hyperextension des betroffenen Kniegelenks in der Standphase beobachtet.

Dies kompensiert laut den Autoren den fehlenden Fersenauftritt, sodass der Körper auf den Vorfuß abrollen kann. Die zweite Gruppe werden als moderate Geher oder Geherinnen bezeichnet und erreichen etwa 21 % der normalen Gehgeschwindigkeit. Die Betroffenen sind in der Lage ohne Hilfsmittel zu gehen, jedoch zeigen sich diverse Muskelschwächen der unteren Extremitäten. Infolgedessen kommt es zu einer übermäßigen Kniebeugung und Hüftbeugung in der mittleren Standphase. In der Endphase des Stehens sind die Kniebeugung und der Fersenabdruck unzureichend, jedoch ist eine neutrale Fußposition für die Freigabe in der mittleren Schwungphase noch immer möglich. Patienten und Patientinnen der dritten Gruppe können selbständig mit Hilfsmittel gehen. Die Gehgeschwindigkeit beträgt etwa 11% einer normalen Gehgeschwindigkeit. Die Betroffenen sind nicht in der Lage, das Kniegelenk während der Standbeinphase optimal zu stabilisieren. So zeigt sich auch bei dieser Gruppe eine Hyperextension des betroffenen Kniegelenks. Freilich zeigt sich während der Schwungphase auch eine Beinzirkumduktion aufgrund der fehlenden Hüftbeugung.

Die vierte Gruppe wird als "Slow-Flexed Walker" bezeichnet. Schlaganfallüberlebende dieser Gruppe erreichen etwa 10 % der normalen Gehgeschwindigkeit und sind nicht in der Lage selbständig zu gehen. Die Kräfteinschränkung in den Hüft-, Knie- und Sprunggelenken führt dazu, dass die Schlaganfallüberlebenden auf eine Hilfsperson angewiesen sind. Die Einschränkung der Gehfähigkeit hat weitreichende Folgen.

Lewek et al. (2014) fanden bei einer Untersuchung mit einer Population von Schlaganfallpatienten heraus, dass eine reduzierte tägliche Gehbewegung sowohl mit einer verminderten Gehgeschwindigkeit als auch mit einem verminderten Gleichgewicht zusammenhängt. Weiterhin könnte dies zu einer sozialen Isolation führen und letztlich zu schweren psychischen Störungen.

Das Wiedererlangen der Gehfähigkeit mit einer annähernd normalen Gehgeschwindigkeit ist daher eines der wichtigsten Ziele von Betroffenen nach einem Schlaganfallereignis und deren Angehörigen (vgl. Mehrholz et al. 2018).

2.3 Physiotherapeutische Therapiemethoden für die Verbesserung der Gleichgewichts- und Gehfähigkeit

Die Physiotherapeutischen Maßnahmen werden in der akuten, subakuten und auch in der chronischen Phase nach einem Schlaganfallereignis durchgeführt. Ziel der Therapie ist die bestmögliche funktionelle Erholung der Patienten und Patientinnen. Zentrale Kernelemente eines modernen Therapieansatzes ist das aktive, repetitive Üben an der individuellen Leistungsgrenze sowie das Steigern von Anforderungen. Eine mögliche Therapieform für ein repetitives intensives Üben an der individuellen Leistungsgrenze ist das Ganzkörpervibrationstraining, welches in der vorliegenden Arbeit thematisiert wird. Bei dieser Art der Therapie werden Schwingungssignale über eine Vibrationsplattform an den menschlichen Körper abgegeben. Sie hat in der Neurorehabilitation zunehmend an Bedeutung gewonnen (Liao et al. 2016).

2.4 Das Ganzkörpervibrationstraining

Das Ganzkörpervibrationstraining (Englisch Whole body vibration Abk: WBV) ist eine Trainingsart, bei der die Trainierenden auf einer vibrierenden Plattform stehen. Es handelt sich bei dieser Trainingsart um eine spezielle Form des Krafttrainings (Mester et al. 2006). WBV ist eine häufig verwendete Trainingsmodalität, die in Fitness- und Gesundheitszentren zur Steigerung der Muskelkraft und des Gleichgewichts eingesetzt wird (Aksoy 2019).

Die Vibration ist ein mechanischer Reiz, welcher durch eine oszillatorische (schwingende) Bewegung gekennzeichnet ist. Mechanische Schwingungen, welche meist sinusförmig sind, werden direkt oder indirekt auf die Muskulatur übertragen. Die Intensität wird durch biomechanische Parameter wie Amplitude und Frequenz bestimmt (Cardinale und Bosco 2003). Die oszillatorische Bewegung kann in verschiedenen Formen, wie bspw. sinusförmig, multisinusförmig, zufällig, stationär und transient erzeugt werden. Jedoch ist die Analyse der Auswirkungen verschiedener Schwingungsfrequenzen nur bei einer sinusförmigen Bewegung möglich (Cardinale und Bosco 2003).

Die Entwicklung der Vibrationen findet ihren Ursprung bereits in der Antike. Die alten Griechen und Römer nutzten Vibrationen für therapeutische Zwecke (Kaeding 2016). Patienten und Patientinnen wurden damals auf Holzbretter gesetzt. Die Holzbretter wurden dann energisch hochgezogen und abgelassen. Auch das Reiten auf Pferden oder das Sitzen auf einem zweirädrigen Wagen, welcher über raue und gepflasterte Wege gezogen wurde, kam zum therapeutischen Einsatz (Kaeding 2016). Im 18. Jahrhundert fand der französische Arzt Abbe de Saint-Pierre heraus, dass Patienten und Patientinnen mit einer Melancholie durch Kutschfahrten, welche durch das Fahren über Pflastersteine eine Schwingung initiierte, eine Verbesserung ihrer Krankheitssymptome aufwiesen. Daraufhin entwickelte er einen Stuhl, der wackelte (Goetz 2009).

Abbildung 1

Darstellung eines mechanischen Wackelstuhls als Form des Vibrationstraining



Bemerkung. Der Kippstuhl wurde im Krankenhaus von Salpêtrie`re vor allem zur Behandlung von Parkinsonpatienten eingesetzt. Aus Goetz, 2009

Anfang des 19. Jahrhundert wurden daraufhin mechanische Geräte entwickelt, um der Morbidität entgegenwirken zu können. Gustav Zander erprobte diese Geräte und setzte sie später zur medico-mechanischen Therapie ein. Die Geräte waren mit Dampf betrieben und übertrugen mechanische Schwingungen auf den Trainierenden. Auch der Neurologe Jean Martin Charcot konnte Effekte des Vibrationstrainings nachweisen. Durch die Erkenntnis, dass auch an Parkinson erkrankte Patienten und Patientinnen von den Kutschfahrten profitierten, entwickelte er einen elektrisch angetriebenen vibrierenden Stuhl, welchen er in seinem Wartezimmer erfolgreich einsetzte.

Durch die tägliche 30-minütige Applikation von Schwingungen konnte er nachweisen, dass die Symptome weniger geworden sind und eine Steigerung des Wohlbefindens auftrat. Er erkannte jedoch, dass die Therapie individuell auf den einzelnen Patienten und dessen Bedürfnisse zugeschnitten werden musste.

1960 entwickelte Professor Biermann die rhythmische neuromuskuläre Stimulation. Diese Art der Stimulation gilt als direkter Vorläufer des heutigen Vibrationstrainings. Die ersten Anwendungen dieser Technologie wurde von russischen Wissenschaftlern für die Weltraumforschung genutzt. Ziel dieser Trainingsmethode war es, den Kosmonauten in der Schwerelosigkeit des Weltalls ein Training zu ermöglichen (Gimbel 2014, S. 120–121).

Die Wissenschaftler stellten fest, dass Vibrationen die Kraft von Sportlern effektiv steigern können (Musumeci 2017). Im Jahr 1970 entwickelte Vladimir Nazarov daraus Trainingsmethoden bei der sowjetischen Olympiamannschaft. Er war unter anderem einer der ersten Menschen, der einen Zusammenhang zwischen der Steigerung der muskulären Leistungsfähigkeit und der Anwendung von Teilkörper- bzw. Ganzkörpervibrationen erkannte (Kaeding 2016). Nach diversen Untersuchungen mit positiven Ergebnissen ist heute klar, dass Vibrationen die neuromuskuläre Leistung effektiv verbessern können (Musumeci 2017). Die Wirkungsweise von Vibrationstraining besteht darin, kurze schnelle Veränderungen in der Länge des Muskel-Sehnen-Komplexes zu erzeugen. Diese Störung wird von den sensorischen Rezeptoren erkannt, welche dann durch eine reflexartige Muskelaktivität versuchen, die auf den Körper wirkenden Vibrationswellen zu dämpfen (Musumeci 2017).

Die Vibrationsgeräte werden technisch in vertikalbetriebene, seitenalternierende (Wippfunktion), stochastisch, multimodal, und mit Mikrovibration betriebene Geräte unterteilt. Im Jahr 1966 wurde in Deutschland die erste patentierte Vibrationsplatte unter dem Namen „Galileo®“ entwickelt.

Dabei handelt es sich um ein seitenalternierendes Gerät mit einer Wippfunktion. Im Laufe der Jahre folgten weitere Trainingsgeräte. So wurde im Jahr 1999 das vertikal arbeitende Gerät namens „Power Plate®“ entwickelt. Weitere Geräte sind unter anderem das multimodal vibrierende Gerät „Bestvibe®“ sowie die Stochastische Resonanz-Therapie. Die neuste Technologie der Vibrationsgeräte ist unter dem Namen „SiWave Plus®“ bekannt. Dieses Gerät besitzt zwei seitenalternierende Vibrationsplatten, welche eine harmonische Schwingung initiieren.

2.4.1 Physikalische Begriffsbestimmungen von Schwingung und Vibration

Der Bewegungsvorgang der Ganzkörpervibrationsplatte lässt sich physikalisch durch Schwingen beschreiben. Physikalisch gesehen werden Schwingungen (lateinisch Oscillare „schwingen“, „schwanken“) als systemische Zustandsänderungen definiert. Eine Schwingung wird von Grehn definiert als eine periodisch, räumlich und zeitlich symmetrische Hin-und-Her-Bewegung eines Körpers um eine Ruhelage (Grehn 2004).

Weiterhin wird zwischen mechanischen, elektromagnetischen und thermischen Schwingungen unterschieden.

Die Vibration ist eine mechanische Schwingung, das heißt eine periodische Änderung von Kraft, Beschleunigung und Weg über die Zeit (Mayr und Ammer 2007; Rittweger 2010). Das Vibrationstraining ist im physikalischen Sinne eine erzwungene Schwingung, bei der Energie von einem Vibrationsgerät auf einen Resonator (d.h. menschlicher Körper) übertragen wird (Rittweger 2010). Innerhalb der mechanischen Schwingungsformen wird zwischen drei Arten (ungedämpft, gedämpft und erzwungen) unterschieden. Die harmonische bzw. ungedämpfte Schwingung erfährt eine einmalige Energiezufuhr. Sie wird auch als Sinusschwingung bezeichnet und ist der bedeutendste Schwingungstyp. Die Amplitude ist dabei konstant (Kaeding 2016, S. 89). Die gedämpfte Schwingung beschreibt die Abnahme der Schwingungsamplitude durch einen Reibungswiderstand und die erzwungene Schwingung beschreibt die Anregung der Schwingungen durch äußere Energiezufuhr (Ullmann 1995). Die meisten Vibrationsgeräte arbeiten mit harmonischen bzw. ungedämpften (sinusförmigen) Schwingungen, die im Sinne einer periodischen Anregung auf den menschlichen Organismus einwirken (Kaeding 2016).

Neben der Art der Schwingung gibt es weitere physikalische Parameter, welche beim Vibrationstraining eine große Rolle spielen. Es handelt sich dabei um die Amplitude, Frequenz und das Ausmaß der Schwingungen. Die biomechanische Parameter wie Amplitude, Frequenz und das Ausmaß der Schwingungen bestimmen unter anderem das Ausmaß der Intensität des Vibrationstrainings (Cardinale und Bosco 2003).

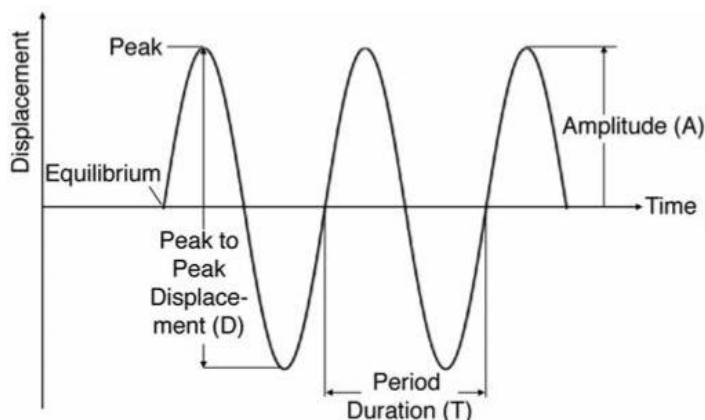
Die Amplitude wird auch Schwingungsweite genannt und definiert sich als die maximal erreichbare positive und negative Auslenkung des Schwingungskörpers von der Gleichgewichtslage. Damit wird der Weg bezeichnet, den das schwingende Element vom tiefsten bis zum höchsten Umkehrpunkt durchläuft (Luo et al. 2005). Sie wird üblicherweise in mm angegeben. Der Bereich, welcher in der Literatur erfasst ist, liegt meist zwischen 1 und 10mm (Cardinale und Wakeling 2005).

Unter Frequenz (f), versteht man den reziproken Wert der Schwingungsdauer. Sie gibt die Anzahl von Bewegungszyklen pro Sekunde an. Sie wird in Hertz angegeben und entspricht der Anzahl von Schwingungen (n) pro Zeit (t) mit der Formel $f = \frac{n}{t}$. Die Vibrationsplatten arbeiten mit Frequenzen zwischen 15 und 60 Hz (Cardinale und Wakeling 2005).

Die Periodendauer (T) entspricht der Zeit (t) pro Anzahl der Schwingungen mit der Formel $T = \frac{t}{n}$.

Abbildung 2

Graphische Darstellung einer sinusförmigen Schwingung

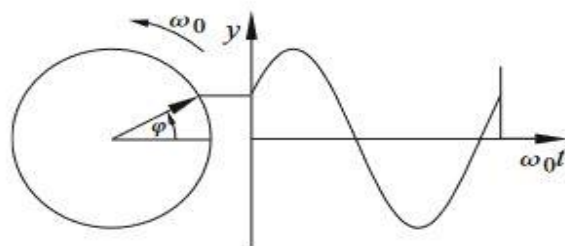


Bemerkung. A bezeichnet die mathematische Amplitude (Schwingungsweite). T beschreibt die Periode (Schwingungsdauer). D ist der Hub (Peak to Peak Displacement) und beschreibt die Verschiebung vom niedrigsten zum höchsten Punkt der Schwingungsauslenkung (Spitze-Spitze Auslenkung, d.h. 2-mal Amplitude). Aus Rauch et al. 2010

Jede harmonische Schwingung kann auch auf eine Kreisbewegung zurückgeführt werden. Die Drehbewegung beginnt auf der X-Achse gegen den Uhrzeigersinn, bis sie wieder an der Ausgangsposition angelangt ist. Das Ganze wird nach der Zeit aufgetragen (t). Dadurch entsteht ein Winkel, der so genannte Phasenwinkel (φ), dieser ist nicht konstant und abhängig von der Zeit. Er wird als $\varphi(t)$ bezeichnet und beschrieben durch die Formel $\varphi = \omega \cdot t$ wobei ω als Kreisfrequenz bzw. Winkelfrequenz bezeichnet wird. Die Winkelfrequenz ω ist das Bogenmaß des Winkels, das pro Sekunde zurückgelegt wird. Je schneller der Punkt sich um den Ursprung dreht, desto größer ist die Frequenz ω . Dies wird berechnet mit $\omega = 2\pi \cdot f$ (Erbrecht 2011, S. 77)

Abbildung 3

Graphische Darstellung einer harmonischen Schwingung mit einem Phasenwinkel



Bemerkung. Der Kreis links beschreibt eine Sinusschwingung. Der Phasenwinkel φ gibt die aktuelle Position im Ablauf eines periodischen Vorgangs an. Aus Steffen, 2016

2.4.2 Physiologischer Hintergrund des Vibrationstrainings

Der Transfer von mechanischen Schwingungen auf den Menschen ist mit einem weiten Spektrum an physiologischen Reaktionen verbunden. Die neuromuskuläre Reaktion auf WBV hängt nachweislich von Faktoren wie Art, Frequenz, Amplitude und Dauer des oszillatorischen Reizes ab (Laudani et al. 2018). Rittweger et al. (2003) vermuten, dass das Vibrationstraining mit spinalen Reflexschleifen interagiert und möglicherweise diese Bahnen auch beeinflusst.

Mechanische Schwingungen, welche durch das Ganzkörpervibrationstraining auf den Körper übertragen werden, erregen vor allem Muskelspindel.

Anschließend werden diese Erregungen über Ia-Afferenzen zum Rückenmark geleitet, wo sie Reflexbögen auslösen (Cardinale und Bosco 2003). Beide Schenkel (Afferenz und Efferenz) werden innerhalb des Rückenmarks miteinander verschaltet.

Diese Reflex-Verschaltung als Leistung des Eigenapparats des Rückenmarks kann unabhängig vom Gehirn funktionieren, wird aber trotzdem oft durch Efferenzen aus dem Gehirn beeinflusst. Nach der Reflex-Verschaltung erfolgt die Umschaltung auf die motorische Vorderhornzelle, einem efferenten Schenkel, über welchen die Impulse das Rückenmark verlassen. Dies führt zu einer Aktivierung der alpha-Motoneuronen und daraus folgend zu einer reflexartigen Kontraktion der Muskulatur.

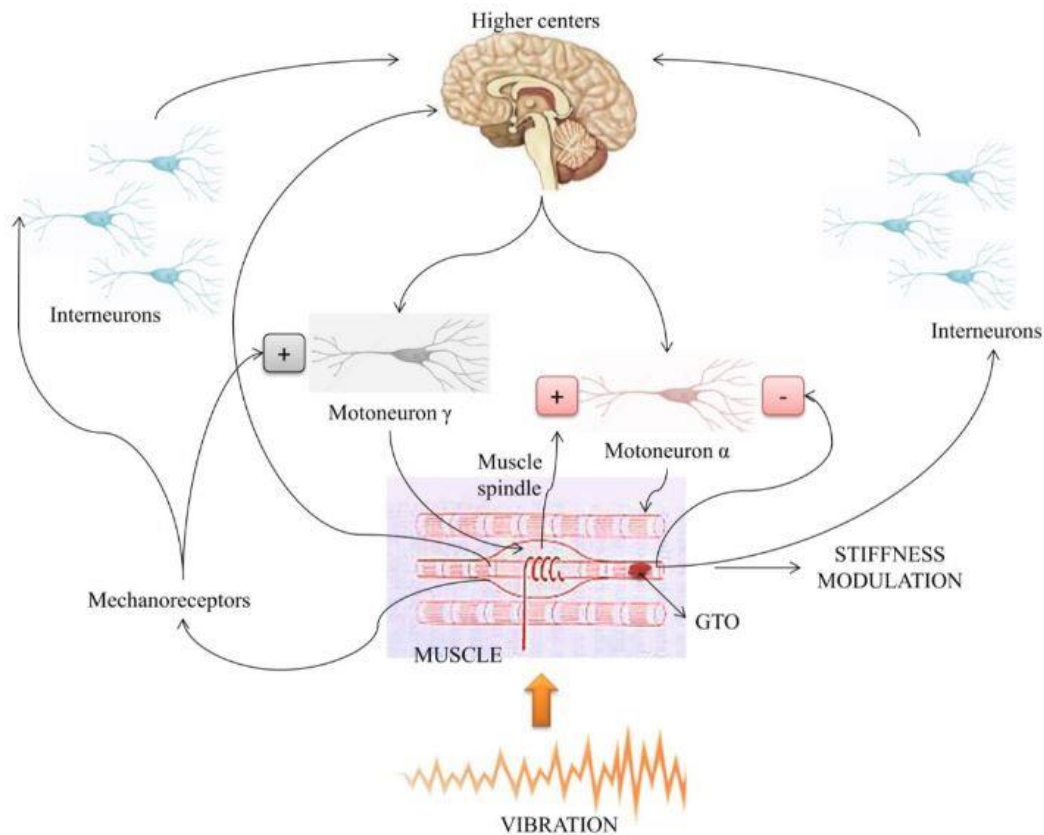
Durch die periodische Abfolge exzentrischer und konzentrischer Muskelkontraktionen, welche durch das Vibrationstraining initiiert wird, wird der Muskelsehnenreflex überlagert und es kommt zu einer anhaltenden Kontraktion. Dies wird als "Tonischer Vibrationsreflex (TVR)" bezeichnet (Musumeci 2017; Bogaerts et al. 2007). Der tonische Vibrationsreflex verursacht eine langsam zunehmende, asynchrone Aktivierung der Agonisten bis zu einem Schwellenwert (Kaeding 2016).

Torvinen et al. (2002) beschreiben, dass mechanische Vibrationen eine tonische erregende Wirkung auf Muskeln ausüben. Der vibrationsinduzierte TVR beinhaltet die Aktivierung von Muskelspindel, die Vermittlung des neuronalen Signals durch Ia-Afferenzen und Aktivierung des Muskels über große alpha-motorische Neurone. Der TVR, welcher durch die Vibration induziert wird, ist auch in der Lage, eine zunehmende Rekrutierung von motorischen Einheiten über die Aktivierung von Muskelspindeln und polysynaptischen Bahnen zu initiieren. Dies zeigt sich anhand einer vorübergehenden Erhöhung der Muskelaktivitäten (Torvinen et al. 2002)

Darüber hinaus scheint die Vibration die Aktivierung der Antagonisten-Muskeln durch Ia-inhibitorische Neuronen zu hemmen und damit die intramuskulären Koordinationsmuster zu verändern (Cardinale und Bosco 2003). Weiterhin konnte gezeigt werden, dass der primäre und sekundäre somatosensorische Kortex zusammen mit dem supplementären motorischen Areal die zentrale Verarbeitungseinheit afferenter Signale der Vibrationsstimulation ist. Nachweislich werden die Schwingungen der Vibrationen durch die Haut und oft durch anatomische Segmente übertragen. Dadurch können die Rezeptoren der Haut und Sehnen aktiviert werden und sensorische Signale sowohl an das supplementär-motorische Areal als auch an das kaudale cinguläre motorische Areal und Area 4a (nach Brodmann) des Gehirns senden und diese aktivieren (Cardinale und Bosco 2003; Zaidell et al. 2013).

Abbildung 4

Schematische Darstellung der Auswirkung von Vibrationen auf den Körper



Bemerkung. Darstellung der physiologischen Reaktionen durch mechanische Schwingungen. Durch die Stimulierung der Muskulatur mit Hilfe einer von außen zugeführter Vibration werden neben dem Rückenmark auch Zentren im Gehirn aktiviert. Aus Musumeci, 2017

2.4.1 Die Vibrationsplatte SiWave Plus®

Die Vibrationsplatte SiWave Plus® ist ein Vibrationsgerät mit einer neu entwickelten Schwingungstechnik (Abbildung 5). Bisher bekannte Vibrationsplatten (zum Beispiel Galileo® 2000 oder Power Plate® pro5™) arbeiten mit Schwingungstechniken mit Vertikal- oder Wipp-Prinzip. Im Gegensatz dazu arbeitet das SiWave Plus® Gerät mit einer Schwingungstechnik, die durch zwei abwechselnd und variabel seitenalternierenden Plattformen initiiert wird. Dadurch soll laut Hersteller - im Gegensatz zu anderen Vibrationsgeräten - ein physiologischer Stand auf dem Gerät gewährleistet sein.

Für die Veränderung der Amplitude muss der Trainierende vor oder zurückgehen, jedoch wird die Schrittbreite nicht verändert. Das Gerät ermöglicht eine Frequenz von 5-28 Hz.

So scheint laut Hersteller eine Frequenz zwischen 5 und 14 Hz vor allem eine Verbesserung der Beweglichkeit zu erzielen. Eine Frequenz zwischen 15 und 20 Hz hingegen ermöglicht laut Hersteller eine Verbesserung der Muskelfunktion und Muskelkoordination sowie eine Verbesserung des Stoffwechsels und der Flexibilität. Auch scheint ein neuronales Training in dieser Frequenzspalte möglich zu sein. Eine Frequenz zwischen 21 und 28 Hz soll laut Hersteller eine Steigerung der Muskelleistung und des Stoffwechsels erzielen. Des Weiteren soll diese Frequenzskala verstärkt auf das zentrale Nervensystem wirken (Stewafit 2019). Diese Aussagen des Herstellers sind jedoch keine wissenschaftlich fundierten Tatsachen. Denn laut Gentner (2010) ist die optimale Frequenz unklar. Die Autoren analysierten insgesamt 10 Studien. Dort variierten die Frequenzen zwischen 12 und 40 Hz. Auch Cardinale und Lim (2003) untersuchten drei verschiedene Frequenzen. Die Autoren kamen zu dem Entschluss, dass eine optimale Vibrationsfrequenz zwar existiert, diese aber individuell unterschiedlich zu sein scheint. Neben dem Vibrationsgerät wurde auch eine so genannte Gangway entwickelt, welche als stabiler Referenzpunkt dienen soll, um der möglichen Fallangst oder Sturzgefahr entgegenwirken zu können (Abbildung 6).

Abbildung 5

Darstellung eines SiWave Plus® Vibrationsgerät



Abbildung 6

Darstellung eines Siwave Plus® Vibrationsgerät zusammen mit einer Gangway



Bemerkung. Die Gangway dient als stabiler Referenzpunkt bei Unsicherheit im freien Stand

2.5 Notwendigkeit und Ziel der Arbeit

Patienten nach einem Schlaganfallereignis, welcher zu einer Schädigung des zentralen Nervensystems mit sensorischen und motorischen Ausfällen führt, leiden an unterschiedlichen Defiziten. Neben der Halbseitenlähmung leiden die Betroffenen an weiteren Störungen, welche die Mobilität einschränken. So zählen zu den typischen Behinderungen die Muskelschwäche, abnormale Muskelbeanspruchungen und Dystonien. Die Muskelschwäche, welche die Lähmung der Gliedmaßen beinhaltet, zählt als eine der wichtigsten körperlichen Beeinträchtigungen (Liao et al. 2016; Flansbjerg et al. 2006). Die isometrische und dynamische Muskelkraft korreliert mit Funktionen wie der Gehausdauer, Gehgeschwindigkeit und der Gleichgewichtsfähigkeit (Flansbjerg et al. 2006; Kluding und Gajewski 2009; Moriello et al. 2011). So führt die Muskelschwäche und Lähmung der Gliedmaßen folglich zu Einschränkungen des täglichen Lebens und beeinträchtigen die Gleichgewichtsfähigkeit und die Gehfunktion (Lee et al. 2011).

Um Patienten und Patienten, welche unter einer neurologischen Krankheit leiden, noch intensiver (hinsichtlich der Selbständigkeit im Alltag) helfen zu können, benötigt es weitere Untersuchungen hinsichtlich optimaler Therapieverfahren zur Verbesserung der Mobilität. Das so genannte Ganzkörpervibrationstraining könnte eine Trainingsoption für Patienten und Patientinnen nach einem Schlaganfallereignis sein.

Es ist vor allem dadurch gekennzeichnet, dass es vielseitig eingesetzt werden kann. Bisher veröffentlichte Studien zeigen jedoch sehr kontroverse Ergebnisse. Aus diesem Grund sind weitere Studien nötig, um die Wirksamkeit von Vibrationstraining auf das Gleichgewicht und die Gehfähigkeit bei subakuten Schlaganfallpatienten untersuchen zu können.

Ziel der vorliegenden prospektiven randomisierten einfach verblindeten kontrollierten Studie ist es, die Wirksamkeit von Ganzkörpervibrationstraining bei Probanden und Probandinnen, welche einen Schlaganfall erlitten haben, zu evaluieren. Da bisher nur wenig Studien vorliegen, welche sehr heterogene Ergebnisse zeigten, soll überprüft werden, ob Schlaganfallpatienten durch das Vibrationstraining eine Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit und Gehfähigkeit erreichen können, verglichen mit einer herkömmlichen Physiotherapieintervention.

3 Methodik

3.1 Studiendesign

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine randomisierte, kontrollierte, einfach verblindete, prospektive, klinisch-experimentelle Studie. Der Prüfplan, welcher der Studie zugrunde liegt, unterlag einer klinischen Prüfung nach dem § 40, 42, AMG bei monozentrischen klinischen Studien.

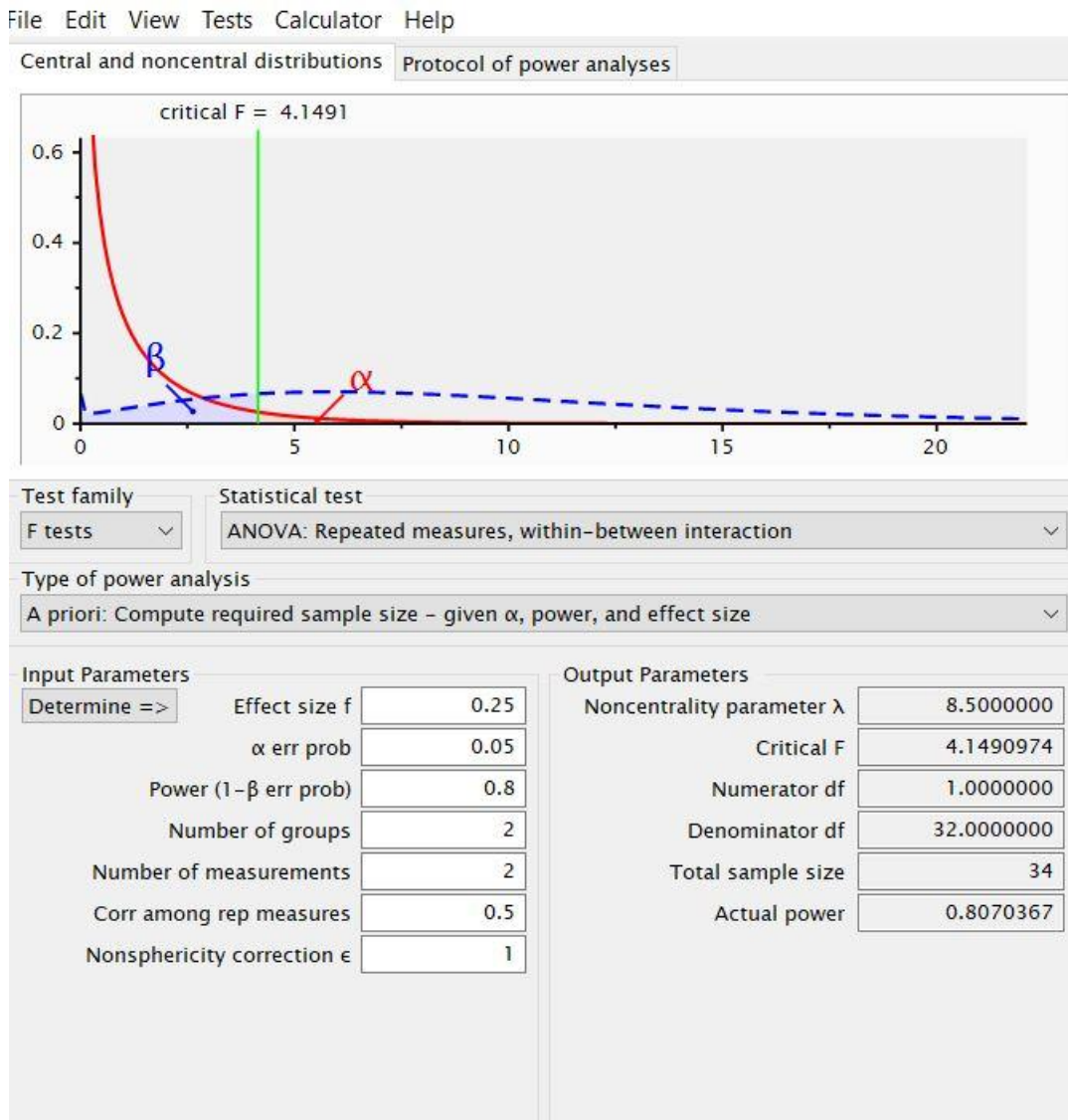
3.2 Fallzahlplanung

Der geschätzt optimale Stichprobenumfang für diese Studie beträgt $n = 34$ (17 Patienten pro Gruppe). Die Berechnung der optimalen Fallzahl wurde mit Hilfe des Programms „G-Power“ durchgeführt. Die Fallzahlplanung hängt von den statistischen Parametern des Alpha- und Betafehlers, der erwartenden Effektgröße und der Allokation des Patienten ab. Als statistischer Test wurde die ANOVA mit Intra- sowie Intergruppenvergleich ausgewählt. Des

Weiteren wurde das zweiseitige Testen ausgewählt sowie ein mittelgradiger Effekt von Cohens $d = 0,05$.

Das Alpha Niveau wurde auf $p = 0,05$ gesetzt mit einer zu erwartenden Power von 80 Prozent. Dies ergab eine geschätzte optimale Fallzahlplanung von $n = 34$ Probanden und Probandinnen.

Abbildung 7
Veranschaulichung der Durchführung der Fallzahlplanung



3.3 Studienpopulation

Für den experimentellen Teil der durchgeführten Studie wurden 15 Probanden und Probandinnen in die Studie rekrutiert. Ermittelt wurde das Geschlecht, das Erkrankungsalter, die vorhandenen Krankheitssymptome, die Krankheitsdauer und MRT bzw. CT Befunde. Die soziodemographischen Eigenschaften sind in Tabelle 2 dargestellt. Das Durchschnittsalter der Probanden und Probandinnen betrug 73 Jahren und reichte von 60 bis 85 Jahre. Das durchschnittliche Alter bei den Männern lag bei 73,7 und bei Frauen bei 73,9 Jahren.

Tabelle 2

Darstellung der Baselinedaten der eingeschlossenen Probanden und Probandinnen

Variable	Probanden und Probandinnen
n	15
Alter (MW±SD)	73,8 ± 8,97
Alter der Männer (MW±SD)	73,7 ± 9,6
Alter der Frauen (MW±SD)	73,9 ± 8,9
Männlich/weiblich	7/8

Bemerkung. n= Anzahl der Probanden, MW= Mittelwert, SD = Standardabweichung

3.4 Hypothesenbildung

Diese Arbeit untersucht die Wirksamkeit von Ganzkörpervibrationstraining auf das Gleichgewicht und die Gehfähigkeit bei subakuten Schlaganfallpatienten. Die Autorin überprüft, ob ein dreiwöchiges Ganzkörpervibrationstraining auf einem SiWave Plus® Vibrationsgerät mit insgesamt neun Trainingseinheiten (von je 30 Minuten Therapiedauer, mit einer reinen Trainingszeit von 16 Minuten) einen Effekt auf das Gleichgewicht und die Gehfähigkeit bei subakuten Schlaganfallpatienten hat.

Die Grundlagen des Vibrationstraining wurden bereits beschrieben. Damit stellen sich folgende Fragen:

1. Welche Auswirkung hat das Ganzkörpervibrationstraining auf das Gleichgewicht bei subakuten Schlaganfallpatienten?
2. Wie wirkt sich das Ganzkörpervibrationstraining auf die Gehfähigkeit und die Selbständigkeit im Alltag bei subakuten Schlaganfallpatienten aus?

3. Wie wirkt sich das Ganzkörpervibrationstraining auf das subjektive Belastungsempfinden aus?

Anhand dieser Fragen werden folgende Hypothesen gestellt:

H1: Ein dreiwöchiges Ganzkörpervibrationstraining wirkt sich positiv auf das Gleichgewicht bei subakuten Schlaganfallpatienten aus. Die Patienten erreichen ein signifikant bessere Gleichgewichtsfähigkeit.

H2: Ein dreiwöchiges Ganzkörpervibrationstraining zeigt signifikante Verbesserungen im Hinblick auf die Gehfähigkeit und die Selbständigkeit im Alltag. Die Patienten berichten über eine größere Lebensqualität und eine Verbesserung der sozialen Partizipation.

H3: Das Ganzkörpervibrationstraining wird durch die Dauerkontraktion der Muskulatur als signifikant anstrengender empfunden als eine herkömmliche physiotherapeutische Therapieintervention.

3.5 Rekrutierung

Die Rekrutierung der Probanden wurde durch die behandelnden Ärzte der Schlossklinik Sonnenbühl (Vital-Kliniken GmbH Schlossklinik Sonnenbühl, Hammerbühlstraße 4, 78073 Bad Dürkheim) durchgeführt. Nach erfolgter Neuaufnahme der Patienten und Patientinnen wurden diese hinsichtlich der Aufnahmekriterien der Studie gescreent. Anschließend wurden die Patienten und Patientinnen zu einem Vorstellungs- und Informationsgespräch eingeladen, welches von dem Studienarzt durchgeführt wurde. Die Rekrutierung wurde ausschließlich von den behandelnden Ärzten der neurologischen Abteilung des Rehabilitationsklinikum Sonnenbühl in Bad Dürkheim durchgeführt. Die Teilnehmer und Teilnehmerinnen wurden sowohl schriftlich als auch mündlich über die freiwillige Teilnahme an der Studie aufgeklärt. Da die Studie freiwillig war, konnten die Teilnehmenden jederzeit formlos und ohne Angaben von Gründen die weitere Untersuchung ablehnen beziehungsweise ihre Einwilligung jederzeit zurückziehen. Die Teilnehmenden wurden alle explizit darauf hingewiesen, dass ihnen dadurch keine Nachteile für die weitere ärztliche Behandlung entstehen. Probanden und Probandinnen erhielten die Einverständniserklärung und den Aufklärungsbogen in Kopie ausgehändigt.

3.6 Einschluss- und Ausschlusskriterien

Für die Teilnahme an der Studie galten verschiedene Ein- und Ausschlusskriterien, welche im Folgenden näher erläutert werden (Tabelle 3). Das wichtigste Einschlusskriterium war, dass bei den Patienten und Patientinnen die Diagnose ischämischer oder hämorrhagischer Schlaganfall bildgebend bestätigt wurde.

Tabelle 3

Einschlusskriterien und Ausschlusskriterien der durchgeführten Studie

Einschlusskriterien	Ausschlusskriterien
Ischämischer oder hämorrhagischer Schlaganfall ≤ 6 Monate	Schwere kognitive Defizite (MMST ≤ 24 Pkt.)
Hemiparese	Thrombose
Alter ≥ 18 Jahre	Frakturen
Mit oder ohne Hilfe für mindestens 90 Sekunden stehfähig	Muskuloskelettale Erkrankungen
BBS ≤ 40 Punkte	Schmerzen, welche die Ausführung der Übungen beeinflussen
FAC ≤ 3	Vestibuläre Störungen
MMST ≥ 24 Punkte	Schwangerschaft
	Andere schwere Erkrankungen

3.7 Datenschutz

Nach ausreichender Bedenkzeit und schriftlicher Einwilligung zur Studienteilnahme erhielten die Teilnehmenden eine einmalige Identifikationsnummer zur Pseudonymisierung. Diese Nummern wurden auf alle Untersuchungs- und Befundbögen übertragen. Eine Zuordnung der Daten ist nur mit Hilfe einer Identifikationsliste möglich. Alle erhobenen Daten unterliegen zudem der ärztlichen Schweigepflicht. Die Datenerfassung, die zur Behandlung in der Rehabilitationsklinik Schlossklinik Sonnenbühl Bad Dürkheim notwendig war, erfolgten anonymisiert und verschlüsselt innerhalb des klinikinternen Dokumentationssystems. Dadurch wurden alle Erfordernisse des Datenschutzes beachtet.

3.8 Ethikantrag

Die Durchführung der Studie wurde durch die Ethikkommission der Landesärztekammer Baden-Württemberg unter dem Aktenzeichen F-2020-087 genehmigt. Bei allen Versuchspersonen lag vor Einschluss in die Studie eine unterschriebene Einverständniserklärung vor.

3.9 Randomisierung

Seit Mitte des 20. Jahrhunderts gelten randomisierte klinische Studien als Goldstandard zur Erkenntnisgewinnung von empirischen Studien in der klinischen Medizin. Die Randomisierung beschreibt eine Zufallsaufteilung von Probanden und Probandinnen in die Gruppen. Durch die Randomisierung wird eine unbewusste, wie auch eine bewusste Einflussnahme des behandelnden und dokumentierenden Studienpersonals auf die Therapiewahl und die Bewertung der Befindlichkeit der Teilnehmenden verhindert. Nur unter Sicherstellung der Zufälligkeit der Zuordnung zu einer bestimmten Gruppe kann wirklich von einer Vergleichbarkeit der Studienkollektive ausgegangen werden (Krummenauer et al. 2014). Nach erfolgter Rekrutierung der Teilnehmer und Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien durch den Studienarzt wurden die Patienten und Patientinnen per Zufall in die Interventionsgruppe oder die Kontrollgruppe randomisiert. Die Randomisierung erfolgte anhand einer zuvor erstellten Randomisierungsliste (www.random.org). Ausschließlich der Studiengangsleiter Dr. Marzouq hatte Zugriff zu dieser Liste und teilte die Teilnehmer und Teilnehmerinnen den entsprechenden Gruppen zu. Aufgrund der unterschiedlichen Therapien (Ganzkörpervibrationstraining und Mattentraining) war es nicht möglich, die Therapeuten und Therapeutinnen, welche die Trainingseinheiten mit den Teilnehmern durchführten, zu verblinden. Die Physiotherapeutin, welche die Probanden und Probandinnen vor Beginn der Studie (T0) und nach Ende des dreiwöchigen Trainings (T1) mit Hilfe von Assessments evaluierte und anschließend die statistische Auswertung durchführte, war hinsichtlich der Gruppenzuteilung verblindet.

3.10 Ablauf der Studie

Die Studie wurde von August 2020 bis März 2021 in der neurologischen Rehabilitationsklinik Schlossklinik Sonnenbühl in Bad Dürkheim unter der ärztlichen Leitung von Dr. Kayed Marzouq durchgeführt. Sowohl die Rekrutierung der Probanden und Probandinnen als auch die Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien wurde ausschließlich von den behandelnden neurologischen Ärzten Dr. Marzouq, Dr. Lehmann und Dr. Chabaan der Rehabilitationsklinik Schlossklinik Sonnenbühl durchgeführt.

Die Untersuchung und Befragung der Patienten und Patientinnen erfolgten durch eine Physiotherapeutin, welche zugleich die Autorin der vorliegenden These ist.

Beim ärztlichen Erstkontakt wurden die Patienten und Patientinnen über den Zweck der Studie sowie die wissenschaftlichen Hintergründe aufgeklärt.

Die Patienten und Patientinnen wurden über etwaige Risiken und Inhalte der Studie, sowie dem genauen Ablauf vom behandelnden Neurologen aufgeklärt. Die Teilnehmer und Teilnehmerinnen erhielten ein Informationsschreiben, welches einen Aufklärungstext über die Teilnahme an der Studie beinhaltet, sowie eine Einwilligungserklärung zur Unterzeichnung. Bei Zustimmung zur Teilnahme und nach entsprechender Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien zur Studienteilnahme (durch den entsprechenden Arzt) erhielten die Patienten und Patientinnen von dem ärztlichen Leiter Dr. med. Kayed Marzouq eine anonymisierte Codenummer beginnend mit dem Code SKS-Balance-xxx, wobei xxx durch eine entsprechende fortlaufende Nummer ersetzt wurde, beginnend mit 001. Anschließend wurden die Teilnehmenden per Zufall in eine der beiden Gruppen randomisiert.

Beim Erstkontakt mit der Physiotherapeutin wurden folgende Daten und Messinstrumente zum Einsatz gebracht:

- Erhebung von personenbezogenen Daten wie Alter und Geschlecht
- Erkrankungsdauer und Schweregrad der Erkrankung wurden aus dem Arztbericht entnommen
- Durchführung einer kognitiven Testung mit dem Minimal State Assessment
- Durchführung der Berg Balance Skala zur Erfassung der Gleichgewichtsfähigkeit
- Durchführung der Functional Ambulation Categories zur Evaluierung der Gehfähigkeit
- Durchführung des Barthel Index zur Evaluierung der Selbständigkeit im Alltag

- Evaluierung der subjektiven Einschätzung hinsichtlich Mobilität, Gedächtnis, Verständnis, Stimmung, Tagesablauf, Handgebrauch, Lebensgewohnheiten und Erholung mit Hilfe der Stroke Impact Skala

Nach erfolgter erster Baseline-Messung begannen die Teilnehmenden mit dem dreiwöchigen Training an jeweils drei Tagen pro Woche. Die Übungsauswahl, Frequenz und Anzahl der Einheiten waren in beiden Gruppen identisch. Die optimale Trainingsdauer wurde mit drei Vibrationssitzungen von jeweils 60 Sekunden und einer vollständigen Pause von jeweils 60 Sekunden drei Mal wöchentlich beschrieben (Haas 2008). Entsprechend dieser Empfehlung wurde in der aktuellen Studie die Trainingsdauer exakt mit 60 Sekunden umgesetzt. Die Pausendauer wurde auf 30 Sekunden gekürzt. Nach Ende der dreiwöchigen Trainingsintervention wurden die Teilnehmer und Teilnehmerinnen erneut durch dieselbe Physiotherapeutin mit den gleichen Messparametern untersucht.

3.10.1 Das Ganzkörpervibrationstraining

Die Interventionsgruppe führte ein aktives Training auf einer Vibrationsplatte (SiWave Plus®) mit vier definierten Übungen (Kniebeugen, Beinhebung des betroffenen Beins, Zehenspitzenstand, seitliches Beinheben) durch. Die Patienten und Patientinnen standen hüftbreit auf der Vibrationsplatte.

Jede Übung wurde mit 4 Sätzen für jeweils 60 Sekunden durchgeführt. Zwischen den Sätzen war es den Patienten und Patientinnen erlaubt, eine Pause von 30 Sekunden einzulegen. Die Übungswiederholungen pro Satz wurden nicht vorgegeben.

Die reine Trainingszeit betrug 16 Minuten während in einer Gesamttherapiedauer von 30 Minuten pro Einheit. Diese Gesamtdauer beinhaltete Pausen und die Erklärung der Übungseinheiten. Das Training wurde an drei Tagen pro Woche für insgesamt 3 Wochen durchgeführt. Die Frequenz der Vibrationsplatte sollte ursprünglich auf 21 Hz eingestellt werden, entsprechend der Empfehlung des Herstellers zur bestmöglichen Wirkung auf das zentrale Nervensystem. In der Therapie konnten aber maximal 17 Hz erreicht werden, da die Patienten und Patientinnen eine höhere Frequenz nicht tolerierten, aufgrund von Unwohlsein in Form von Kopfschmerzen durch die verstärkte Vibration. Eine Probandin klagte über eine starke Unsicherheit und Fallangst durch die höhere Frequenzeinstellung.

Die Frequenz wurde entsprechend mit 17 Hz eingestellt, da dies toleriert wurde (18 bis 20 Hz wurden ebenfalls als unangenehm empfunden). Für die Gewährleistung der Sicherheit und zur Minimierung der Sturzgefahr erhielten die Teilnehmenden einen Referenzpunkt in Form einer Gangway, welche um das Vibrationsgerät befestigt war (Abbildung 8). Somit konnte der Fallangst entgegengewirkt werden. Des Weiteren wurden die Patienten und Patientinnen während der gesamten Therapiedauer von einem ausgebildeten Physiotherapeuten oder einer Physiotherapeutin betreut.

Abbildung 8

Darstellung der Übungsaufgaben während einer Trainingseinheit der Interventionsgruppe



Bemerkung. Die Abbildung zeigt die vier ausgewählten Übungen, welche aus Beinhebung, Zehenspitzenstand, Kniebeugen und Abspreizen des betroffenen Beines bestehen.

3.10.2 Abbruchkriterien

Als Abbruchkriterien galt das Vorliegen starker Schmerzen, Unwohlsein, Schwindel und Übelkeit.

3.10.3 Die Kontrollintervention

Die Kontrollgruppe führte ein physiotherapeutisches Training auf einer mobilen Unterlage (Airex Matte aus Schaumstoffmaterial) durch. Die Teilnehmer und Teilnehmerinnen standen hüftbreit und barfuß auf der Matte und führten vier Übungen bestehend aus Beinheben des betroffenen Beins, Kniebeuge, Zehenspitzenstand und seitliches Abspreizen des betroffenen Beines aus.

Jede Übung wurde mit 4 Sätzen für jeweils 60 Sekunden durchgeführt. Zwischen den Sätzen war es den Patienten und Patientinnen erlaubt, für 30 Sekunden eine Pause einzulegen. Die reine Trainingszeit betrug 16 Minuten während einer Gesamtdauer von 30 Minuten. Die Patienten und Patientinnen dieser Gruppe erhielten ein Theraband, welches als mobiler Referenzpunkt zur Sicherheit und Minimierung der Sturzgefahr und Fallangst diente. Das Theraband war an einer Sprossenwand befestigt. Weiterhin wurden die Patienten und Patientinnen während der gesamten Therapiedauer von einem geschulten Physiotherapeuten oder einer Physiotherapeutin betreut.

Abbildung 9

Darstellung der Übungsaufgaben während einer Trainingseinheit der Kontrollgruppe



Bemerkung. Die Abbildung zeigt die vier ausgewählten Übungen, welche aus Beinhebung, Zehenspitzenstand, Kniebeugen und Abspreizen des betroffenen Beins bestehen.

3.10.4 Zusätzliche Therapieinterventionen

Alle Probanden und Probandinnen erhielten während des Rehaufenthalts alle notwendigen Therapieeinheiten bestehend aus Ergotherapie, Physiotherapie, Logopädie und Sporttherapie. Jede Therapieeinheit wurde drei Mal pro Woche mit einer Dauer von jeweils 30 Minuten durchgeführt. Die Probanden und Probandinnen wurden immer von demselben Therapeuten oder derselben Therapeutin entsprechend seiner/ihrer Profession betreut. In der Physiotherapie bestanden die Therapieeinheiten primär aus Gangschule, Kraftaufbau, Gleichgewichtstraining und allgemeiner Mobilisation der Extremitäten.

In der Sporttherapie wurden diverse Gruppentherapien bestehend aus Gleichgewichtstraining und allgemeinen Mobilisations- sowie Kräftigungsübungen durchgeführt. Die Gruppentherapien reichten von ein bis zwei Mal pro Woche mit einer Dauer von jeweils 30 Minuten.

3.11 Messparameter

Für die Datenerhebung der Probanden und Probandinnen wurden unterschiedliche Messparameter genutzt. Es wurden Testverfahren zur Evaluierung der Gleichgewichtsfähigkeit, der Gehfähigkeit, der Belastungsfähigkeit, der Selbständigkeit im Alltag sowie der psychischen Verfassung und Selbsteinschätzung durchgeführt.

Die Messparameter wurden in primär und sekundär aufgeteilt. So wurde die Berg-Balance Skala als primärer Outcome Parameter für die Testung der Gleichgewichtsfähigkeit genutzt.

Die Functional Ambulation Categories für die Erfassung der Gehfähigkeit, der Barthel Index zur Bewertung der Selbständigkeit im Alltag und die Stroke Impact Skala für die subjektive Selbsteinschätzung der Teilnehmenden fungierten als sekundäre Outcome Messungen.

Die Testverfahren wurden jeweils vor und nach dem Trainingszeitraum von einer Physiotherapeutin, die hinsichtlich der Gruppenzuteilung verblindet war, durchgeführt, um die Wirksamkeit der Trainingsintervention überprüfen zu können. Die Therapeuten, welche das Training durchführten und die teilnehmenden Patienten und Patientinnen konnten nicht verblindet werden.

3.11.1 Primäre Outcome Messung

3.11.1.1 Berg Balance Scale

Dieser Testparameter wird für alle Personen mit neurologischen Erkrankungen empfohlen. Die Berg-Balance Skala (engl. Berg-Balance Scale – Abk.: BBS) wurde 1989 von Katherine Berg in Kanada entwickelt und im Jahr 2005 von Dr. Erwin Scherfer ins Deutsche übersetzt. Die Grundlage für dieses Assessment war die Erkenntnis, dass ältere Menschen häufiger stürzen.

Seit 1990 gilt diese Skala als Referenztest zur Erfassung der Gleichgewichtsfähigkeit. Sie umfasst 14 Items mit einer Maximalpunktzahl von 56 Punkten. Katherina Berg ermittelte die Durchschnittswerte für die adäquate Interpretation der Ergebnisse und ordnete die Patienten und Patientinnen hinsichtlich ihrer Punktezahl folglich ein. Das Gehen ohne Hilfsmittel erfordert 49,6 Punkte wohingegen das Gehen mit einem Handstock nur im Außenbereich eine Punktezahl von 48,3 voraussetzt. Das Gehen am Handstock im Innenbereich erfordert 45,3 Punkte und das Gehen an einem Rollator erfordert 33,1 Punkte (Schädler 2007).

Neben Aktivitäten, die das Gleichgewicht beurteilen, wird auch die Koordination von Willkürbewegungen bewertet. Der Zeitaufwand für die Durchführung der Untersuchung umfasst etwa 15 bis 20 Minuten und geschieht mittels Beobachtung der Ausführung von standardisierten Aufgabenstellungen. Sowohl die Intertester-Reliabilität als auch die Intratester-Reliabilität erwies sich nach einer Untersuchung bei 18 Probanden und Probandinnen nach Schlaganfallereignis als sehr gut (Intra: ICC= 0,97, Inter: ICC= 0,98).

3.11.2 Sekundäre Outcome Messung

3.11.2.1 Functional Ambulation Categories

Die Functional Ambulation Categories (FAC) ist ein Testverfahren für die Beurteilung der Gehfähigkeit. Bei neurologischen Patienten und Patientinnen ist die Gehfähigkeit oft ein wichtiger Parameter, um die Fortschritte der Therapie greifbar zu machen.

Das Testverfahren beinhaltet eine Skala von Null bis Fünf. Patienten und Patientinnen mit einem Wert von Null sind nicht gehfähig. Der Wert Eins beschreibt die dauerhafte Hilfe durch ein oder mehrere Personen. Die Betroffenen benötigen sehr viel Hilfe und sind auf dauerhafte Betreuung angewiesen. Mit einem FAC-Wert von Zwei ist der Patient bzw. die Patientin in der Lage, sich im therapeutischen Setting zu bewegen, benötigt jedoch einen Rollstuhl. Die selbständige Gehfähigkeit ist nicht möglich.

Personen mit einem FAC-Wert von Drei weisen eine moderate bis gute Funktion beim Gehen auf. Sie benötigen nur noch Superversion, aber keine dauerhafte physische Hilfe durch eine Person. Bei einem FAC-Ergebnis von Vier können die Betroffenen sicher innerhalb der Wohnung gehen.

Hilfe wird nur noch beim Treppensteigen oder beim Überqueren von anderen Hindernissen benötigt. Ein FAC-Wert von Fünf entspricht einer selbständigen Mobilität innerhalb und außerhalb des Wohnbereichs.

Sowohl in der englischen als auch in der deutschen Version konnte eine exzellente Inter- bzw. Intratester-Reliabilität nachgewiesen werden. Die Kappa-Werte der englischen Version liegen bei 0,950 und 0,905 und die Kappa-Werte der deutschen Version liegen bei 0,950 bzw. 0,910.

3.11.2.2 Barthel Index

Im Jahr 1965 wurde der Barthel Index (BI) von Mahoney entwickelt. Im Jahr 2005 wurde die Skala von Heuschmann ins Deutsche übersetzt. Ziel war es, den Behandlungserfolg auf Aktivitätsebene objektivieren und die Pflegebedürftigkeit nach einem Schlaganfallereignis evaluieren zu können. Laut Quinn et al. (2009) ist dieses Assessment das am häufigsten verwendeten Instrument zur Evaluierung der Alltagsfähigkeit bei Patienten und Patientinnen nach einem Schlaganfallereignis. Das Testverfahren beinhaltet 10 Items, welche mit null, fünf, Zehn oder 15 Punkten bewertet werden, bei einer erreichbaren Gesamtpunktzahl von 100 Punkten. Beurteilt wird das Essen, das Baden, die Körperpflege, das Aus- und Anziehen, die Kontrolle der Blase und des Stuhlgangs, die Toilettenbenutzung und der Lagewechsel, sowie das Treppensteigen und die Gehfähigkeit. Der Zeitaufwand für die Durchführung des Testverfahren beträgt etwa 15 Minuten.

Sowohl die englische als auch die deutsche Version zeigen sehr gute Werte hinsichtlich der Reliabilität. Innerhalb einer multizentrischen Studie wurde bei einem mittleren Koeffizienten der Wert von 0,93 als hervorragend eingestuft.

3.11.2.3 Stroke Impact Skala

Neben der objektiven Einschätzung des Gesundheitszustands, sollte auch die subjektive Beurteilung der Lebensqualität nicht außer Acht gelassen werden.

Bisher existieren wenige Assessments zur subjektiven Einschätzung der Lebensqualität. Die Stroke Impact Skala (SIS) wurde im Jahre 1999 von Pamela Duncan erstmals publiziert. Im

Jahr 2001 wurde die Skala von Petersen et al. ins Deutsche übersetzt. Die Skala basiert auf dem Konzept der gesundheitsbezogenen Lebensqualität (Petersen et al. 2001).

Es handelt sich dabei um einen Fragebogen, welcher die subjektive Einschätzung des Gesundheitszustands der Patienten beurteilt. Die Befragten sollen anhand des Fragebogens die körperlichen, seelischen und geistigen Veränderungen beschreiben. Er setzt sich aus 64 Items zusammen, bestehend aus insgesamt acht Domänen.

Die Domänen beurteilen die Kraft, die Handfunktion, die Mobilität, den Alltag, die Emotionen, das Gedächtnis, die Kommunikation und die soziale Teilhabe.

Das Testverfahren wurde für den wiederholten Einsatz konzipiert zur Erfassung der Veränderungen über die Zeit. Das Antwortformat der Fragen besteht aus 5 Stufen inwieweit die jeweilige Aussage zutrifft bzw. inwieweit die beschriebenen Einschränkungen vorhanden sind. Am Ende werden die Patienten und Patientinnen aufgefordert, die bisherige Erholung vom Schlaganfall auf einer Skala von 0 bis 100 einzuschätzen (0 = keine Erholung, 100= vollständige Erholung).

Maximal können für alle acht Domänen 320 Punkte erreicht werden (Kraft max. 20 Pkt., Gedächtnis max. 40 Pkt., Stimmung max. 45 Pkt., Verständnis max. 35 Pkt., Tagesablauf max. 60 Pkt., Mobilität max. 50 Pkt., Handgebrauch max. 25 Pkt., Lebensgewohnheiten max. 45 Pkt.). Je mehr Punkte erreicht werden, desto besser ist der allgemeine Zustand. Die Dimension Erholung wird isoliert berechnet. Das Assessment setzt voraus, dass die Patienten kognitiv in der Lage sind, die Fragen zu beantworten. Der Zeitaufwand beträgt etwa 45 Minuten (Petersen et al. 2001).

3.11.2.4 Die Borg Skala

Die Bestimmung des Anstrengungsempfindens während der körperlichen Arbeit wird in der täglichen Routine noch zu selten genutzt, obwohl es einfache und aussagekräftige Skalen dazu gibt. Eine dieser Skalen ist die so genannte Borg Skala.

Sie wurden in Deutschland bereits im Jahr 1977 bei wissenschaftlichen Fragestellungen eingesetzt (Löllgen und Ulmer 2004).

Die Borg Skala ist ein sehr gebräuchliches, bekanntes und valides Instrument zur Quantifizierung der subjektiven Belastungsempfindung (Gasser 2016).

Die Skala erfasst das subjektive Anstrengungsempfinden während einer physikalischen Leistung auf einer numerischen Skala. Die Leistung ist zumeist eine körperliche Belastung.

Der Untersucher erhält somit Informationen darüber, wie Personen die Schwere einer Arbeit bzw. einer Belastung bewerten. Die Skala reicht von einem Zahlenwert 6 bis zu einem Wert 20, wobei 6 als „sehr, sehr leicht“ empfunden wird und der Wert 20 als „sehr, sehr anstrengend“.

Abbildung 10
Einteilung der Die 15-stufige Borg Skala



6
7 Sehr, sehr leicht
8
9 Sehr leicht
10
11 Recht leicht
12
13 Etwas anstrengender
14
15 Anstrengend
16
17 Sehr anstrengend
18
19 Sehr, sehr anstrengend
20

Bemerkung. Einteilung der 15-stufigen Borg Skala auf einer Skala von 6 (geringstes Anstrengungsempfinden) bis 20 (maximale Erschöpfung). Aus Gasser, 2016

3.12 Datenerhebung und Auswertung

Die Datenerfassung erfolgte mit Microsoft Excel. Die statistische Analyse der erhobenen Daten erfolgte durch die Autorin und wurde mit Hilfe des Softwarepakets SPSS Statistics 24 für Windows durchgeführt.

Die Signifikanzgrenze wurde auf einem Signifikanzniveau von $\alpha= 0,05$ festgelegt. Zu Beginn wurde die deskriptive Statistik mit Darstellung der Baselinedaten durchgeführt.

Dabei wurden jeweils für die Interventionsgruppe als auch für die Kontrollgruppe die Häufigkeitsverteilung der Geschlechter, das Durchschnittsalter und der Lokalisation der Ischämie oder Blutung aufgelistet. Anschließend erfolgt die Testung auf Normalverteilung. Ob die Daten einer Normalverteilung unterliegen, wurde sowohl anhand einer graphischen Sichtprüfung als auch mit einem statistischen Verfahren analysiert.

Die statistische Verteilungsanalyse wurde unter Zuhilfenahme des Kolmogorov-Smirnov Tests und des Shapiro-Wilk Tests überprüft. Die Interventionsgruppe zeigte hinsichtlich der Ergebnisse (T0) der FAC Skala, der SIS Skala Gesamtauswertung, sowie der Domänen Mobilität und Handgebrauch der SIS keine Normalverteilung. Bei der Kontrollgruppe konnten ebenfalls bei den Ergebnissen (T0) der FAC Skala sowie den Domänen Verständnis, Tagesablauf und Lebensgewohnheit der SIS keine Normalverteilung festgestellt werden.

Für die normalverteilten Daten der ersten Testung (vor Beginn der Trainingsintervention, T0 sowohl in der Interventions- als auch in der Kontrollgruppe) wurden die Gruppen unter Zuhilfenahme des t-test für unabhängige Stichproben auf Homogenität getestet. Die nicht normalverteilten Daten wurden mit Hilfe eines nichtparametrischen Tests, dem Mann-Whitney-U Test, auf Homogenität untersucht.

Bei der Auswertung nach erfolgter Trainingsintervention (T1) wurden die Ergebnisse erneut auf Normalverteilung untersucht. Bei Vorhandensein einer Normalverteilung wurde die Intragruppenanalyse mit Hilfe des t-test bei verbundenen Stichproben analysiert. Bei nicht normalverteilten Daten erfolgte die weitere Analyse durch den Wilcoxon Test, um signifikante Unterschiede zwischen Pre- und Posttest (Intragruppenvergleich) zu erfassen. Die Intergruppenanalyse erfolgte bei gegebener Normalverteilung mit Hilfe des t-test bei unabhängigen Stichproben. Die Intergruppenanalyse der nicht normalverteilten Daten erfolgte mittels dem Mann-Whitney U Test.

4 Ergebnisse

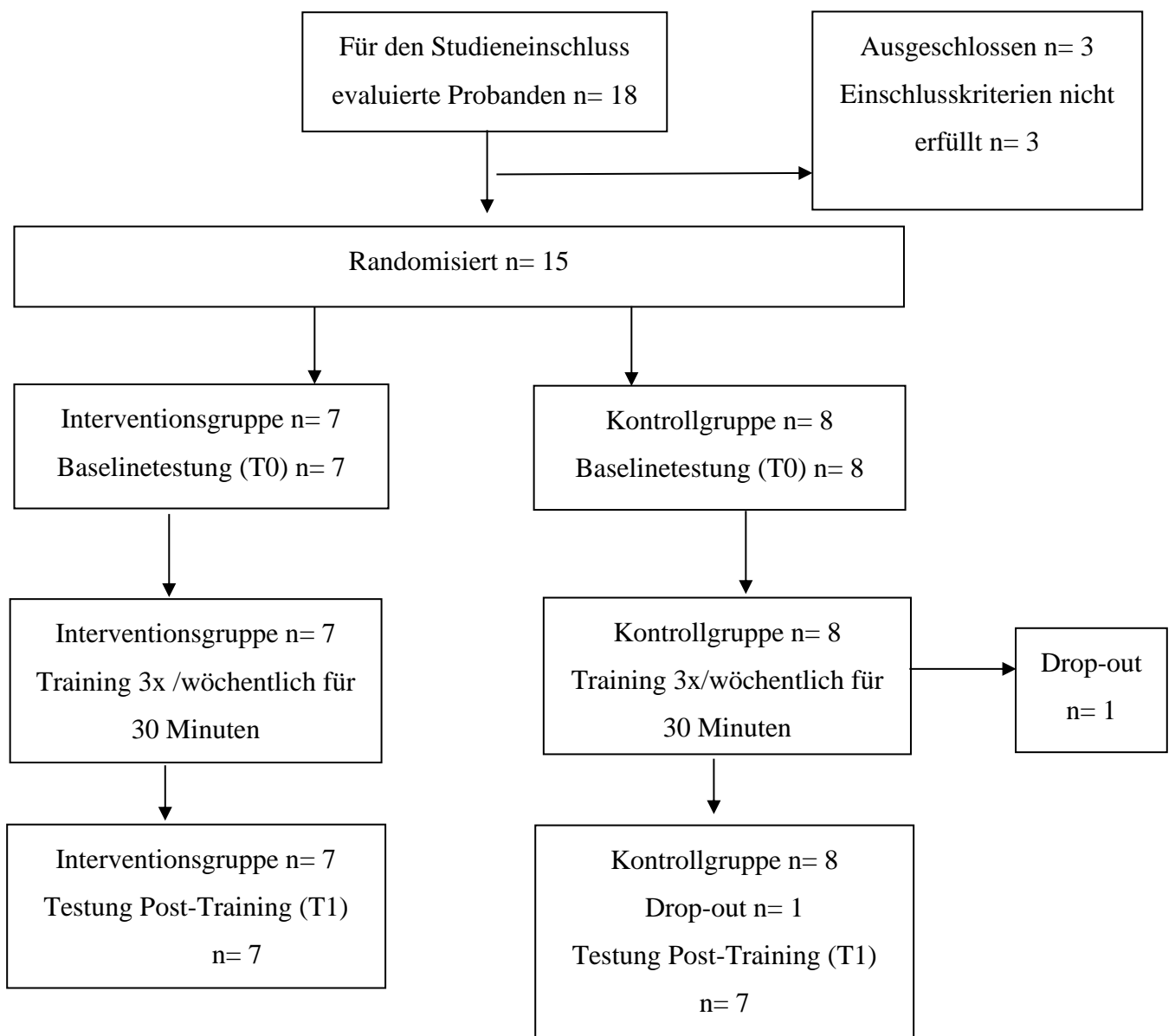
Insgesamt wurden 18 Patienten und Patientinnen hinsichtlich der Studienteilnahme gescreent. Von den 18 Teilnehmenden wurden insgesamt drei Teilnehmende ausgeschlossen, da sie die Einschlusskriterien nicht erfüllten.

Davon erzielte eine Probandin mehr als 40 Punkte in der Berg-Balance Skala, ein Proband konnte nicht mindestens 90 Sekunden stehen und ein Proband erzielte in dem Mini-Mental-Status Test (MMST) nur 18 Punkte und wurde aufgrund der kognitiven Einschränkungen ausgeschlossen.

Letztlich wurden insgesamt 15 Patienten und Patientinnen in die Interventionsgruppe oder die Kontrollgruppe randomisiert. Sieben Teilnehmende wurden der Interventionsgruppe zugeteilt und acht Teilnehmende der Kontrollgruppe.

Alle Probanden und Probandinnen wurden vor Beginn der dreiwöchigen Trainingsintervention und nach Ende des Trainings gescreent. Über die Gesamtdauer der Studie gab es einen Drop-out in der Kontrollgruppe. Diese Probandinnen ist während der Studiendauer verstorben. Die Abbildung 10 veranschaulicht in Form eines Flowcharts den Ablauf der Studie.

Abbildung 11
Veranschaulichung des Studienablaufs mit Hilfe eines Flowcharts



Bemerkung. n = Gesamtanzahl der Patienten und Patientinnen

Zu Beginn werden die demografischen Daten der Probanden in Tabelle 4 aufgelistet. Von insgesamt 18 gescreenten Probanden und Probandinnen wurden 15 in die Studie eingeschlossen. Sieben Teilnehmende wurden der Interventionsgruppe zugeteilt und acht Teilnehmende der Kontrollgruppe. Die Teilnehmer und Teilnehmerinnen waren durchschnittlich 73,8 Jahre alt. 53,3 Prozent der Probanden und Probandinnen waren weiblich und 46,4 Prozent waren männlich. Insgesamt wiesen 93,3 Prozent der Teilnehmenden einen ischämischen Schlaganfall auf und 6,7 Prozent einen hämorrhagischen Schlaganfall. Von den Probanden und Probandinnen nach einem Schlaganfallereignis waren 13,3 Prozent bihemisphärisch betroffen, 33,3 Prozent waren linkshemisphärisch betroffen und 46,7 Prozent waren rechtshemisphärisch betroffen. Nachfolgend werden in Tabelle 4 die demografischen Daten nochmals sowohl für die Interventionsgruppe als auch für die Kontrollgruppe isoliert aufgelistet.

Tabelle 4

Demografische Daten der eingeschlossenen Probanden und Probandinnen

Messdaten	Interventionsgruppe (n= 7)	Kontrollgruppe (n= 8)
Männlich (%)	42,9	50
Weiblich (%)	57,1	50
Alter (MW±SD)	72,29 ± 8,08	75,13 ± 10,04
Ischämischer Schlaganfall (%)	85,7	100
Ischämischer Schlaganfall rechts (%)	42,9	50
Ischämischer Schlaganfall links (%)	28,6	37,5
Ischämischer Schlaganfall beidseits (%)	14,3	12,5
Hemorhagischer Schlaganfall (%)	14,3	0
MMS (MW±SD)	27,43 ± 1,90	28,50 ± 2,00

Bemerkung. MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, n= Anzahl der Teilnehmer und Teilnehmerinnen

Tabelle 5*Darstellung Baselinedaten mit Testung auf Heterogenität*

Messparameter	Interventionsgruppe (n= 7) (MW±SD)	Kontrollgruppe (n= 8) (MW±SD)	Signifikanz
Primär:			
BBS	26,3 ± 3,1	20,0 ± 7,0	p= 0,063 ^b
Sekundär:			
FAC	1,9 ± 0,4	1,4 ± 0,5	p= 0,119 ^a
BI	47,1 ± 7,6	45,0 ± 9,3	p= 0,635 ^b
SIS gesamt	171,4 ± 26,7	175,9 ± 32,1	p= 0,556 ^a
SIS Kraft	11,0 ± 3,9	9,7 ± 1,9	p= 0,354 ^b
SIS Gedächtnis	34,0 ± 4,7	32,9 ± 6,8	p= 0,718 ^b
SIS Stimmung	29,9 ± 3,5	28,5 ± 3,7	p= 0,485 ^b
SIS Verständnis	29,1 ± 5,0	32,0 ± 4,9	p= 0,197 ^a
SIS Tagesablauf	23,9 ± 9,3	27,0 ± 11,6	p= 0,668 ^a
SIS Mobilität	16,6 ± 4,8	14,0 ± 3,5	p= 0,376 ^a
SIS Handgebrauch	7,3 ± 3,9	9,0 ± 4,2	p= 0,437 ^a
SIS Lebensgewohnheiten	27,6 ± 13,6	22,5 ± 8,5	p= 0,714 ^b
SIS Erholung %	25,7 ± 17,4	29,4 ± 17,8	p= 0,695 ^b

Bemerkung. MW= Mittelwert; SD= Standardabweichung; p= Signifikanz, ^a= Mann-Whitney

U Test, ^b= t-test

In Tabelle 5 werden die Ergebnisse der Auswertung der Baselinetestung mit Mittelwert und Standardabweichung dargestellt. Dabei wurden sowohl die primären Outcomeparameter als auch die sekundären Outcomeparameter im Intergruppenvergleich berechnet. Die Ergebnisse zeigen, dass die beiden Gruppen sich in den jeweiligen Daten der durchgeführten Messparameter nicht signifikant voneinander unterscheiden. Somit kann davon ausgegangen werden, dass die Teilnehmenden vor Beginn der Trainingsinterventionen hinsichtlich der Patientencharakteristika, der Gleichgewichtsfähigkeit, Gehfähigkeit, der Selbständigkeit im Alltag, dem subjektivem Empfinden bezogen auf die Kraft, die Mobilität, das Gleichgewicht, das Verständnis, den Tagesablauf, den Handgebrauch, die Lebensgewohnheit und die Stimmung homogen waren. Die einzelnen Testparameter zeigen, dass die Teilnehmenden hinsichtlich der Gleichgewichtstestung deutliche Unsicherheiten aufwiesen (BBS IG: 26 Pkt. KG: 20 Pkt.) und bei der Gehfähigkeit physische Hilfestellung benötigten. Auch aus den Ergebnissen des Barthel-Index wird ersichtlich, dass die eingeschlossenen Patienten und Patientinnen zu Beginn der Studie hilfsbedürftig waren.

Tabelle 6*Ergebnisse der Inter- und Intragruppenanalyse*

Messparameter	Interventionsgruppe (n= 7)			Kontrollgruppe (n= 8)			Interventionsgruppe vs. Kontrollgruppe IG vs. KG MW ± SD (CI) p-Wert T1 MW ± SD (CI) p-Wert
	T0 MW±SD	T1 MW±SD	T0-T1 MD/p-Wert	T0 MW±SD	T1 MW±SD	T0-T1 MD/p-Wert	
BBS	26,3 ± 3,1	44,4 ± 6,7	18,1 p= 0,001 * ^a	20,0 ± 7,0	32,3 ± 6,7	12,3 p= 0,000 * ^b	IG: 44,4 ± 6,7 (38,2 – 50,6) KG: 32,3 ± 6,7 (26,1 – 38,5) p= 0,002 * ^c
FAC	1,9 ± 0,4	4,1 ± 0,4	2,3 p= 0,016 * ^b	1,4 ± 0,5	3,3 ± 0,8	2,0 p= 0,016* ^b	IG: 4,1 ± 0,4 (3,4 – 4,5) KG: 3,3 ± 0,8 (2,6– 4,0) p= 0,049 * ^c
SIS (gesamt)	171,4 ± 26,7	252,4 ± 19,7	81 p= 0,016 * ^b	175,9 ± 32,1	238,9 ± 31,0	63,3 p= 0,016 * ^a	IG: 252,4 ± 19,7 (234,2 – 270,6) KG: 238,9 ± 31,0 (210,2 – 267,5) p= 0,347 ^a
SIS Kraft	11,0 ± 3,9	16,1 ± 2,5	5,1 p= 0,002 * ^a	9,7 ± 1,9	14,6 ± 3,8	4,9 p= 0,008 * ^a	IG: 16,1 ± 2,5 (13,8 – 18,5) KG: 14,6 ± 3,8 (11,1 – 18,1) p= 0,379 ^a

Bemerkung. IG= Interventionsgruppe, KG= Kontrollgruppe, T0= Baselinemessung, T1= Messung nach der dreiwöchigen Trainingsintervention, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung. MD= Mittlere Differenz, CI= Konfidenzintervall, p= Signifikanzwert * = signifikant, ^a= t-test, ^b= Willcoxon Test, ^c= Mann-Whitney-U Test

Tabelle 7*Ergebnisse der Inter- und Intragruppenanalyse*

Messparameter	Interventionsgruppe (n= 7)			Kontrollgruppe (n= 8)			Interventionsgruppe vs. Kontrollgruppe IG vs. KG MW ± SD (CI) p-Wert T1 MW ± SD (CI) p-Wert
	T0 MW±SD	T1 MW±SD	T0-T1 MD/p-Wert	T0 MW±SD	T1 MW±SD	T0-T1 MD/p-Wert	
SIS Gedächtnis	34,0 ± 4,7	38,1 ± 3,3	4,1 p= 0,016 * ^b	32,9 ± 6,8	36,9 ± 3,6	4,4 p= 0,082 ^a	IG: 38,1 ± 3,3 (35,1 – 41,2) KG: 36,9 ± 3,6 (33,6 – 40,2) p= 0,333 ^c
SIS Stimmung	29,9 ± 3,5	31,0 ± 3,7	1,14 p= 0,531 ^a	28,5 ± 3,7	32,0 ± 1,4	3,1 p= 0,064 ^a	IG: 31,0 ± 3,7 (27,6 – 34,4) KG: 32,0 ± 1,4 (30,7 – 33,3) p= 0,519 ^a
SIS Verständnis	29,1 ± 5,0	34,1 ± 2,3	5,0 p= 0,031 * ^b	32,0 ± 4,9	34,4 ± 0,5	2,0 p= 0,750 ^b	IG: 34,1 ± 2,3 (32,0 – 36,2) KG: 34,4 ± 0,5 (33,9 – 34,9) p= 0,266 ^c
SIS Tagesablauf	23,9 ± 9,3	47,7 ± 6,5	23,9 p= 0,000 * ^a	27,0 ± 11,6	37,3 ± 11,1	12,1 p= 0,047 * ^b	IG: 47,7 ± 6,5 (41,7 – 53,7) KG: 37,3 ± 11,1 (27,0 – 47,6) p=0,053 ^a

Bemerkung. IG= Interventionsgruppe, KG= Kontrollgruppe, T0= Baselinemessung., T1= Messung nach der dreiwöchigen Trainingsintervention, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung. MD= Mittlere Differenz, CI= Konfidenzintervall, p= Signifikanzniveau, *= signifikant ^a= t-test, ^b= Willcoxon Test, ^c= Mann-Whitney-U Test

Tabelle 8*Ergebnisse der Inter- und Intragruppenanalyse*

Messparameter	Interventionsgruppe (n=7)			Kontrollgruppe (n=8 (7))			Interventionsgruppe vs. Kontrollgruppe IG vs. KG MW ± SD (CI) p-Wert T1
	T0 MW±SD	T1 MW±SD	T0-T1 MD/p-Wert	T0 MW±SD	T1 MW±SD	T0-T1 MD/p-Wert	
SIS Mobilität	16,6 ± 4,8	37,3 ± 5,0	20,7 p= 0,016 * ^b	14,0 ± 3,5	29,7 ± 7,8	15,7 p= 0,000 * ^a	IG: 37,3 ± 5,0 (32,6 – 41,9) KG: 29,7 ± 7,8 (22,5 – 36,9) p=0,052 ^a
SIS Handgebrauch	7,3 ± 3,9	20,6 ± 3,7	13,3 p= 0,016 * ^b	9,6 ± 4,2	18,0 ± 7,3	8,4 p= 0,008 * ^a	IG: 20,6 ± 3,7 (17,2 – 24,0) KG: 18,0 ± 7,3 (11,3 – 24,8) P= 0,422 ^a
SIS Lebensgewohnheit	27,6 ± 13,6	27,4 ± 7,2	- 0,143 p= 0,983 ^a	22,5 ± 8,5	29,0 ± 6,9	5,6 p= 0,031 * ^b	IG: 27,4 ± 7,2 (20,8 – 34,1) KG: 29,0 ± 6,9 (22,6 – 35,4) p= 0,684 ^a
SIS Erholung	25,7 ± 17,4	57,1 ± 12,5	31,4 p= 0,031 * ^b	29,4 ± 17,8	50,7 ± 11,0	21,4 p= 0,018 * ^a	IG: 57,1 ± 12,5 (45,6 – 68,7) KG: 50,7 ± 11,0 (40,6 – 60,9) p= 0,365 ^c

Bemerkung. IG= Interventionsgruppe, KG= Kontrollgruppe, T0= Baselinemessung, T1= Messung nach der Trainingsintervention, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung. MD= Mittlere Differenz, CI= Konfidenzintervall, p= Signifikanzniveau *= signifikant ^a= t-test, ^b= Willcoxon Test, ^c= Mann-Whitney-U Test

Tabelle 9*Ergebnisse der Inter- und Intragruppenanalyse*

Messparameter	Interventionsgruppe (n=7)			Kontrollgruppe (n=8 (7))			Interventionsgruppe vs. Kontrollgruppe IG vs. KG MW ± SD (CI) p-Wert T1 MW ± SD (CI) p-Wert
	T0 MW±SD	T1 MW±SD	T0-T1 MD/p-Wert	T0 MW±SD	T1 MW±SD	T0-T1 MD/p-Wert	
BI	47,1 ± 7,6	86,4 ± 8,5	39,3 p < 0,000* ^a	45,0 ± 9,3	67,9 ± 12,2	24,3 p= 0,016 ^{*b}	IG: 86,4 ± 8,5 (78,6 – 94,3) KG: 67,9 ± 12,2 (56,6 – 79,1) p= 0,011* ^c

Bemerkung. IG= Interventionsgruppe, KG= Kontrollgruppe, T0= Baselinemessung, T1= Messung nach der Trainingsintervention, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung. MD= Mittlere Differenz, CI= Konfidenzintervall, p= Signifikanzniveau *= signifikant ^a= t-test, ^b= Willcoxon Test, ^c= Mann-Whitney-U Test

Die Ergebnisse der Testung nach den Trainingsinterventionen (T1) sind in Tabelle sechs bis neun mit Mittelwert, Standardabweichung, Konfidenzintervall und p-Wert aufgelistet.

Die Ergebnisse im Intragruppenvergleich veranschaulichen eine signifikante Verbesserung der Interventionsgruppe nach dem dreiwöchigen Training bei der primären Outcome Messung, welche mit der BBS durchgeführt wurde ($p= 0,001$). Die Teilnehmenden verbesserten sich im Durchschnitt um 18 Punkte, auf insgesamt 44 Punkte. Bei einem Durchschnittswert von 45 Punkten in der BBS können Probanden und Probandinnen zu Hause leben und im Innenbereich am Handstock selbständig gehen. Bei der Auswertung der sekundären Outcome Parameter erzielte die Interventionsgruppe signifikante Ergebnisse bei der Verbesserung der Gehfähigkeit von einem mittleren Anfangswert von 1,9 auf einen mittleren Endwert von 4,1, welcher mit Hilfe der FAC Skala gemessen wurde ($p= 0,016$). Dies bedeutet, dass die Patienten und Patientinnen nach dem Ganzkörpervibrationstraining unabhängig auf ebenem Boden gehen können und lediglich noch Hilfe beim Treppensteigen oder auf unebenen Oberflächen benötigen, wohingegen die Teilnehmenden vor dem Training ständige oder intermittierende Unterstützung einer Hilfsperson für Gleichgewicht oder Koordination benötigten. Auch im Bereich der Selbständigkeit (gemessen mit dem Barthel-Index) konnten die Probanden und Probandinnen eine signifikante Verbesserung um durchschnittlich 39,1 Punkte nach dem dreiwöchigen Training erzielen ($p < 0,000$). Das Ergebnis der BI Auswertung lässt darauf schließen, dass die Teilnehmenden nach dem Ganzkörpervibrationstraining lediglich noch punktuelle Hilfestellung benötigen.

Die SIS wurde sowohl gesamt als auch differenziert (aufgeteilt in die einzelnen Domänen) aufgelistet. Bei der Auswertung der Ergebnisse der SIS erzielten die Probanden und Probandinnen der Interventionsgruppe signifikante Unterschiede in der Posttestung ($p= 0,016$). Bei einzelner Betrachtung der unterschiedlichen Domänen konnte keine signifikanten Verbesserungen im Intragruppenvergleich bei der Domäne Stimmung und Lebensgewohnheit nachgewiesen werden. Alle anderen Parameter (SIS Kraft, SIS Mobilität, SIS Verständnis, SIS Gedächtnis, SIS Handgebraucht, SIS Tagesablauf und SIS Erholung,) zeigen signifikante Verbesserungen nach dem dreiwöchigen Ganzkörpervibrationstraining. Die Kontrollgruppe erzielte in der primären Endmessung (gemessen mit dem BBS) nach dem dreiwöchigen Training signifikant bessere Ergebnisse verglichen mit den Anfangswerten ($p= 0,000$) auf durchschnittlich $32,3 \pm 6,7$ Punkte.

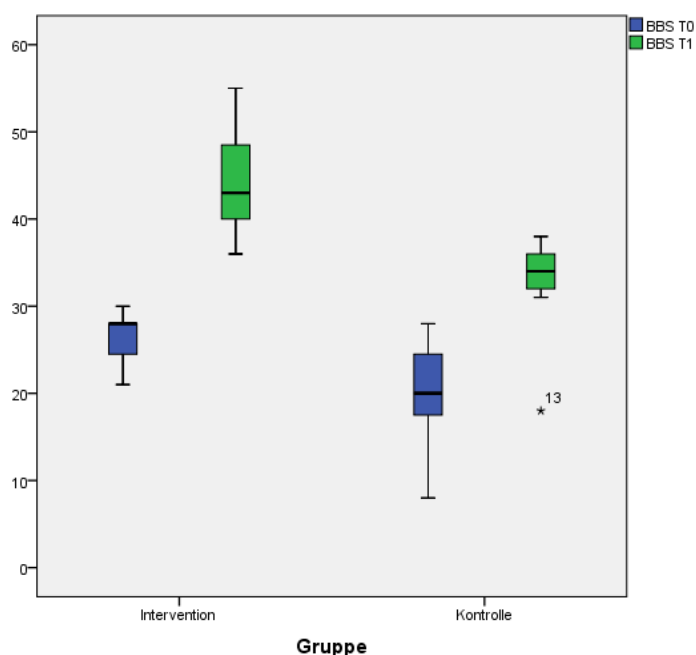
Somit konnten die Teilnehmenden der Kontrollgruppe ihre Gleichgewichtsfähigkeit um durchschnittlich 12,3 Punkte verbessern. Dies lässt darauf schließen, dass die Probanden und Probandinnen nach dem Training am Rollator sicher gehfähig waren. In der Auswertung der sekundären Parameter, konnte die Teilnehmenden der Kontrollgruppe bei der Testung der FAC signifikante Verbesserung ($p=0,016$) um durchschnittlich 2 Punkte auf einen Mittelwert von 3,3 erzielen und waren somit nach der dreiwöchigen Trainingsintervention lediglich noch auf verbale Hilfestellung angewiesen. Bei der Gesamtbetrachtung der SIS konnten die Teilnehmenden der Kontrollgruppe ebenfalls signifikante Verbesserungen bei der Posttestung erzielen ($p=0,016$). Auch bei den einzelnen Domänen Kraft ($p=0,008$) Mobilität ($p=0,000$), Tagesablauf ($p=0,047$), Handgebrauch ($p=0,008$), Lebensgewohnheit ($p=0,031$) und Erholung ($p=0,018$) aus der SIS erzielten sie signifikante Verbesserungen im Intragruppenvergleich. Des Weiteren zeigen die Probanden und Probandinnen der Kontrollgruppe auch im BI signifikant bessere Ergebnisse um durchschnittlich 24,3 Punkte in der Postmessung ($p=0,002$) nach dem dreiwöchigen Training.

Bei der Auswertung der Intergruppenanalyse konnte die Interventionsgruppe in der primären Endmessung signifikant bessere Ergebnisse erzielen als die Kontrollgruppe ($p=0,002$). Auch bei der Analyse der sekundären Endpunkte erzielte die Interventionsgruppe auch in der FAC Skala ($p=0,049$) und im BI ($p=0,011$) signifikant bessere Ergebnisse als die Teilnehmenden der Kontrollgruppe. Die Gesamtbetrachtung der SIS zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen bei der Postmessung. Auch bei isolierter Betrachtung der einzelnen Domänen aus der Stroke Impact Skala (SIS Kraft, SIS Mobilität, SIS Stimmung, SIS Gedächtnis, SIS Lebensgewohnheit, SIS Handgebrauch, SIS Verständnis, SIS Tagesablauf, SIS Erholung) konnten keine signifikant besseren Ergebnisse in der Interventionsgruppe verglichen mit der Kontrollintervention nachgewiesen werden.

Nachfolgend werden die Ergebnisse nochmals mit Hilfe eines Boxplot Diagramms veranschaulicht.

Abbildung 12

Darstellung der Ergebnisse der Berg-Balance Skala mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor (blau) und nach (grün) dem dreiwöchigen Training



Bemerkung. Die Gesamtauswertung der Berg-Balance Skala zeigt zu Beginn homogene Ausgangswerte in beiden Gruppen (MW IG: 26,3 KG: 20,0). Nach Ende der dreiwöchigen Trainingsintervention verbesserte sich die IG signifikant um durchschnittlich 18,1 Punkte ($p=0,001$) und erreichte einen Maximalwert von 55 Punkten. Die KG erzielte ebenfalls eine signifikante Verbesserung am Ende der Trainingsintervention ($p=0,000$) mit einem Maximalwert von 38 Punkten. Die Interventionsgruppe zeigt beim zweiten Messzeitpunkt einen größeren Interquartilsabstand als die Kontrollgruppe. Die Auswertung des Zwischengruppenvergleichs zeigt einen signifikanten Vorteil der IG gegenüber der KG ($p=0,002$).

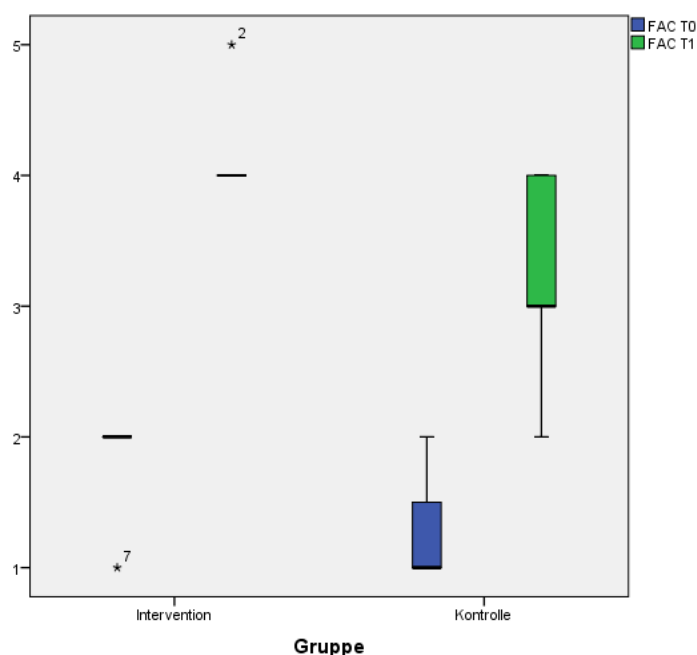
Tabelle 10

Darstellung der Boxplot Werte der Berg-Balance Skala

Gruppe	Zeitpunkt	Minimum	Median	Maximum
Interventionsgruppe	T0	21 Pkt.	28 Pkt.	30 Pkt.
	T1	36 Pkt.	43 Pkt.	55 Pkt.
Kontrollgruppe	T0	8 Pkt.	20,5 Pkt.	28 Pkt.
	T1	18 Pkt.	34 Pkt.	38 Pkt.

Abbildung 13

Darstellung der Ergebnisse der Functional Ambulation Categories mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training



Bemerkung. Die Gesamtauswertung Functional Ambulation Categories zeigt zu Beginn homogene Ausgangswerte in beiden Gruppen (MW IG: 1,9 KG: 1,4). Nach Ende der dreiwöchigen Trainingsintervention verbesserte sich die IG signifikant um durchschnittlich 2,3 Punkte ($p= 0,016$) und erreichte einen Maximalwert von 5 Punkten. Die KG erzielte ebenfalls eine signifikante Verbesserung am Ende der Trainingsintervention ($p= 0,016$) mit einem Maximalwert von 4 Punkten. Die Interventionsgruppe zeigt beim zweiten Messzeitpunkt einen kleineren Interquartilsabstand als die Kontrollgruppe. Bei Auswertung des Zwischengruppenvergleichs zeigt die IG einen signifikanten Vorteil gegenüber der KG ($p= 0,049$).

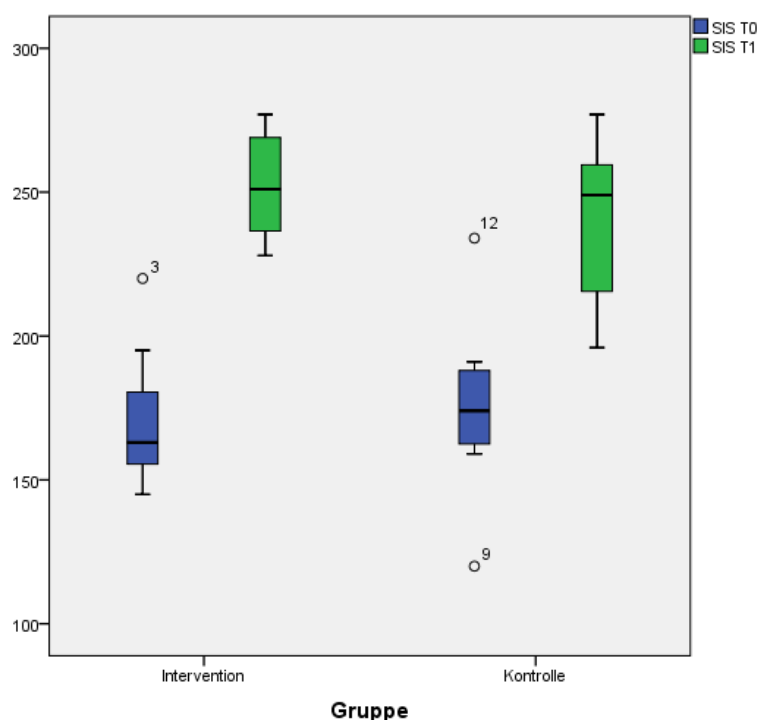
Tabelle 11

Darstellung der Boxplot Werte der Functional Ambulation Categories

Gruppe	Zeitpunkt	Minimum	Median	Maximum
Interventionsgruppe	T0	1 Pkt.	2 Pkt.	2Pkt.
	T1	4 Pkt.	4 Pkt.	5 Pkt.
Kontrollgruppe	T0	1 Pkt.	1 Pkt.	2 Pkt.
	T1	1 Pkt.	2 Pkt.	4 Pkt.

Abbildung 14

Darstellung der Ergebnisse der Stroke Impact Skala Gesamtauswertung mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training



Bemerkung. Die Gesamtauswertung der SIS zeigt zu Beginn homogene Ausgangswerte in beiden Gruppen (MW IG: 171,43 KG: 175,9). Nach Ende der dreiwöchigen Trainingsintervention verbesserte sich die IG signifikant um durchschnittlich 81 Punkte ($p=0,016$) und erreichte einen Maximalwert von 277 Punkten. Die KG erzielte ebenfalls eine signifikante Verbesserung am Ende der Trainingsintervention ($p=0,016$) mit einem Maximalwert von 277 Punkten. Die Interventionsgruppe zeigt beim zweiten Messzeitpunkt einen kleineren Interquartilsabstand als die Kontrollgruppe. Die Auswertung des Zwischengruppenvergleichs belegt keinen signifikanten Vorteil der IG gegenüber der KG ($p=0,347$).

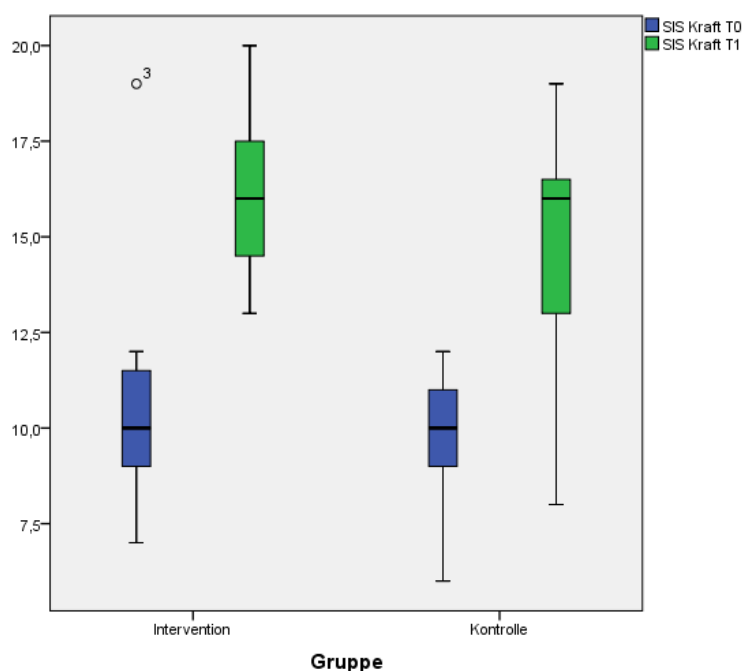
Tabelle 12

Darstellung der Boxplot Werte der SIS Gesamtauswertung

Gruppe	Zeitpunkt	Minimum	Median	Maximum
Interventionsgruppe	T0	145 Pkt.	163 Pkt.	220 Pkt.
	T1	228 Pkt.	251 Pkt.	277 Pkt.
Kontrollgruppe	T0	120 Pkt.	176 Pkt.	234 Pkt.
	T1	196 Pkt.	249 Pkt.	277 Pkt.

Abbildung 15

Darstellung der Ergebnisse der Domäne Kraft der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training



Bemerkung. Die Auswertung der Domäne Kraft aus der SIS zeigt zu Beginn homogene Ausgangswerte in beiden Gruppen (MW IG: 11,0 KG: 9,7). Nach Ende der dreiwöchigen Trainingsintervention verbesserte sich die IG signifikant um durchschnittlich 5,1 Punkte ($p=0,002$) und erreichte einen Maximalwert von 20 Punkten. Die KG erzielte ebenfalls eine signifikante Verbesserung am Ende der Trainingsintervention ($p=0,008$) mit einem Maximalwert von 19 Punkten. Die Interventionsgruppe zeigt beim zweiten Messzeitpunkt einen kleineren Interquartilsabstand als die Kontrollgruppe. Bei der Auswertung des Zwischengruppenvergleichs kann kein signifikanter Vorteil der IG gegenüber der KG nachgewiesen werden ($p=0,379$).

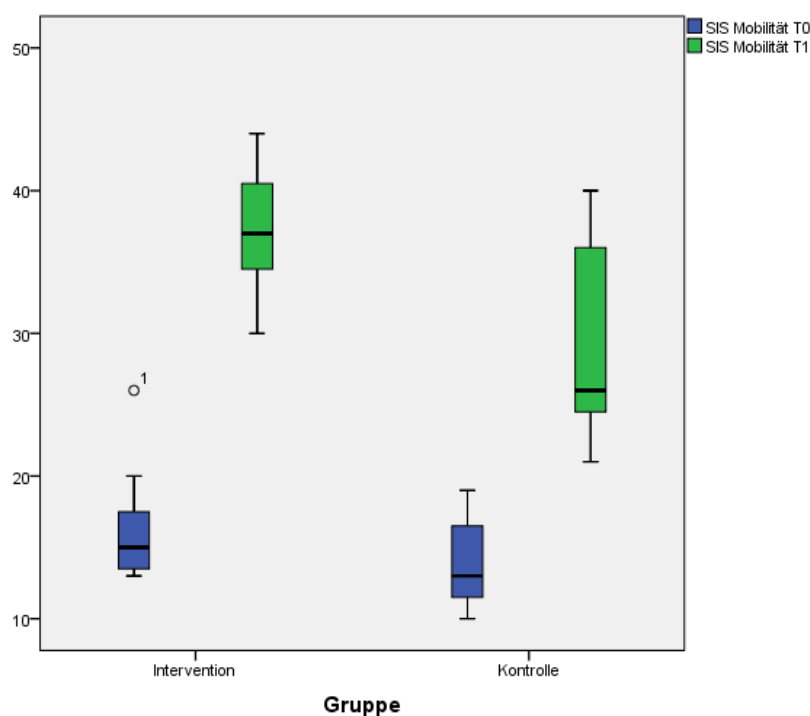
Tabelle 13

Darstellung der Boxplot Werte der Domäne Kraft aus der SIS

Gruppe	Zeitpunkt	Minimum	Median	Maximum
Interventionsgruppe	T0	7 Pkt.	10 Pkt.	19 Pkt.
	T1	13 Pkt.	16 Pkt.	20 Pkt.
Kontrollgruppe	T0	6 Pkt.	9.5 Pkt.	12 Pkt.
	T1	8 Pkt.	16 Pkt.	19 Pkt.

Abbildung 16

Darstellung der Ergebnisse der Domäne Mobilität der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training



Bemerkung. Die Domäne Mobilität der SIS zeigt zu Beginn homogene Ausgangswerte in beiden Gruppen (MW IG: 16,6 KG: 14,0). Nach Ende der dreiwöchigen Trainingsintervention verbesserte sich die IG signifikant um durchschnittlich 20,7 Punkte ($p= 0,016$) und erreichte einen Maximalwert von 44 Punkten. Die KG erzielte ebenfalls eine signifikante Verbesserung am Ende der Trainingsintervention ($p= 0,000$) mit einem Maximalwert von 40 Punkten. Die Interventionsgruppe zeigt beim zweiten Messzeitpunkt einen kleineren Interquartilsabstand als die Kontrollgruppe. Bei der Auswertung des Zwischengruppenvergleichs kann kein signifikanter Vorteil der IG gegenüber der KG nachgewiesen werden ($p= 0,052$).

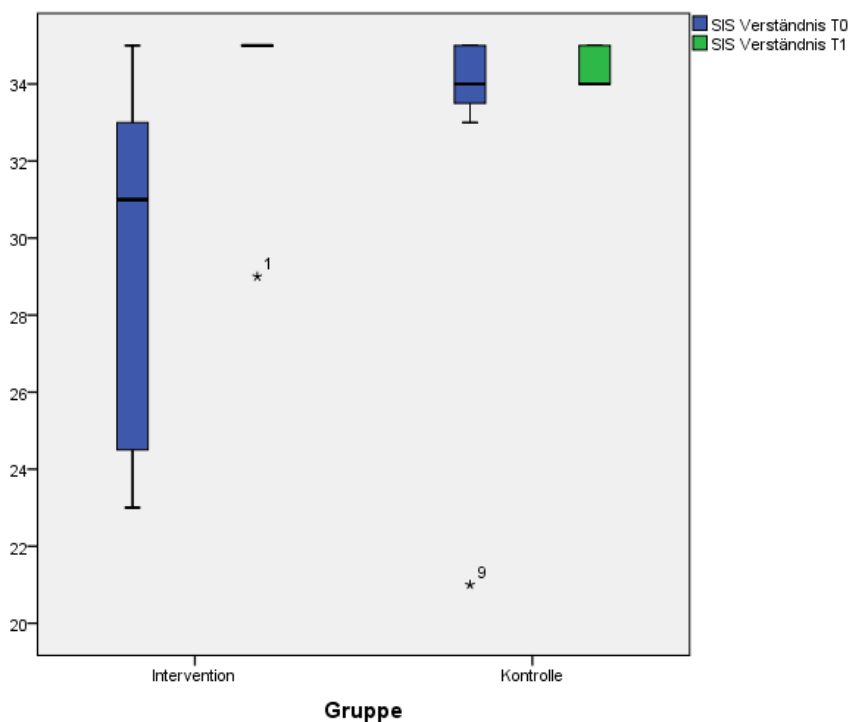
Tabelle 14

Darstellung der Boxplot Werte der Domäne Verständnis der SIS

Gruppe	Zeitpunkt	Minimum	Median	Maximum
Interventionsgruppe	T0	13 Pkt.	15 Pkt.	26 Pkt.
	T1	30 Pkt.	37 Pkt.	44 Pkt.
Kontrollgruppe	T0	10 Pkt.	14 Pkt.	19 Pkt.
	T1	21 Pkt.	26 Pkt.	40 Pkt.

Abbildung 17

Darstellung der Ergebnisse der Domäne Verständnis der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training



Bemerkung. Die Domäne Verständnis der SIS zeigt zu Beginn homogene Ausgangswerte in beiden Gruppen (MW IG: 29,1 KG: 34,4). Nach Ende der dreiwöchigen Trainingsintervention verbesserte sich die IG signifikant um durchschnittlich 5 Punkte ($p=0,031$) und erreichte einen Maximalwert von 35 Punkten. Die KG erzielte keine signifikante Verbesserung am Ende der Trainingsintervention ($p=0,375$) mit einem Maximalwert von 35 Punkten. Die Interventionsgruppe zeigt beim zweiten Messzeitpunkt einen kleineren Interquartilsabstand als die Kontrollgruppe. Bei der Auswertung des Zwischengruppenvergleichs zeigt sich kein signifikanter Vorteil der IG gegenüber der KG ($p=0,266$).

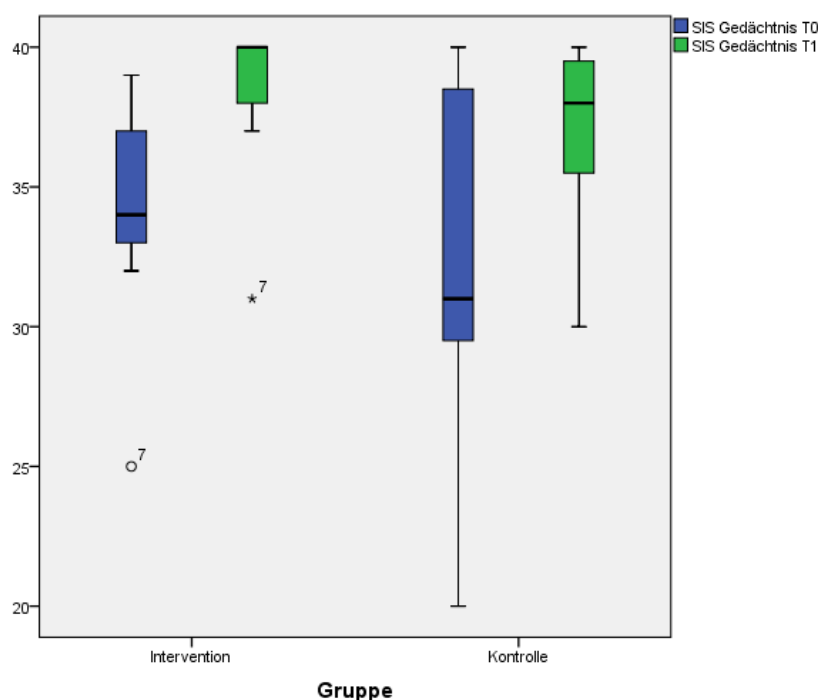
Tabelle 15

Darstellung der Boxplot Werte der Domäne Verständnis der SIS

Gruppe	Zeitpunkt	Minimum	Median	Maximum
Interventionsgruppe	T0	23 Pkt.	31 Pkt.	35 Pkt.
	T1	29 Pkt.	35 Pkt.	35 Pkt.
Kontrollgruppe	T0	21 Pkt.	34 Pkt.	35 Pkt.
	T1	34 Pkt.	34 Pkt.	35 Pkt.

Abbildung 18

Darstellung der Ergebnisse der Domäne Gedächtnis der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training



Bemerkung. Die Domäne Gedächtnis der SIS zeigt zu Beginn homogene Ausgangswerte in beiden Gruppen (MW IG: 34,0 KG: 32,9). Nach Ende der dreiwöchigen Trainingsintervention verbesserte sich die IG signifikant um durchschnittlich 4 Punkte ($p=0,016$) und erreichte einen Maximalwert von 40 Punkte. Die KG erzielte keine signifikante Verbesserung am Ende der Trainingsintervention ($p=0,082$) mit einem Maximalwert von 40 Punkten. Die Interventionsgruppe erreicht beim zweiten Messzeitpunkt einen kleineren Interquartilsabstand als die Kontrollgruppe. Die Auswertung des Zwischengruppenvergleichs zeigt keinen signifikanten Vorteil der IG gegenüber der KG ($p=0,333$). Die Teilnehmenden der IG erzielten im Durchschnitt 1,2 Punkte mehr an als die KG.

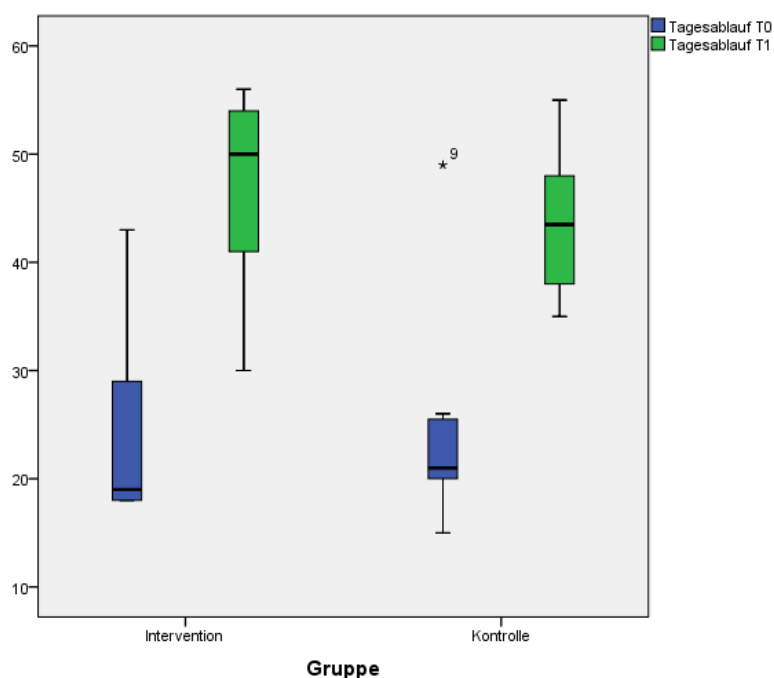
Tabelle 16

Darstellung der Boxplot Werte der Domäne Gedächtnis der SIS

Gruppe	Zeitpunkt	Minimum	Median	Maximum
Interventionsgruppe	T0	25 Pkt.	34 Pkt.	39 Pkt.
	T1	31 Pkt.	40 Pkt.	40 Pkt.
Kontrollgruppe	T0	20 Pkt.	33,5 Pkt.	40 Pkt.
	T1	30 Pkt.	38 Pkt.	40 Pkt.

Abbildung 19

Darstellung der Ergebnisse der Domäne Tagesablauf der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training



Bemerkung. Die Domäne Tagesablauf der SIS zeigt zu Beginn homogene Ausgangswerte in beiden Gruppen (MW IG: 23,9 KG: 27,0). Nach Ende der dreiwöchigen Trainingsintervention verbesserte sich die IG signifikant um durchschnittlich 23,9 Punkte ($p= 0,000$) und erreichte einen Maximalwert von 56 Punkte. Die KG erzielte ebenfalls eine signifikante Verbesserung am Ende der Trainingsintervention ($p= 0,047$) mit einem Maximalwert von 55 Punkte. Die Interventionsgruppe zeigt beim zweiten Messzeitpunkt einen kleineren Interquartilsabstand als die Kontrollgruppe. Bei der Auswertung des Zwischengruppenvergleichs kann kein signifikanter Vorteil der IG gegenüber der KG nachgewiesen werden ($p= 0,053$). Die Teilnehmenden der IG erzielten rund 10,4 Punkte mehr als die KG.

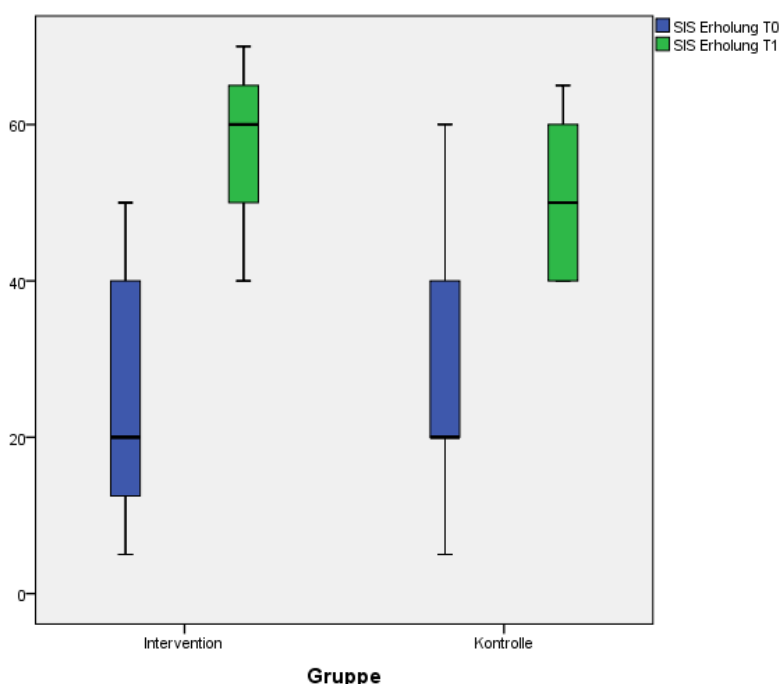
Tabelle 17

Darstellung der Boxplot Werte der Domäne Tagesablauf der SIS

Gruppe	Zeitpunkt	Minimum	Median	Maximum
Interventionsgruppe	T0	15 Pkt.	20 Pkt.	43 Pkt.
	T1	38 Pkt.	48 Pkt.	56 Pkt.
Kontrollgruppe	T0	18 Pkt.	21 Pkt.	49 Pkt.
	T1	22 Pkt.	35 Pkt.	55 Pkt.

Abbildung 20

Darstellung der Ergebnisse der Domäne Erholung der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training



Bemerkung. Die Domäne Erholung der SIS zeigt zu Beginn homogene Ausgangswerte in beiden Gruppen (MW IG: 25,7 KG: 29,4). Nach Ende der dreiwöchigen Trainingsintervention verbesserte sich die IG signifikant um durchschnittlich 31,2 Prozent ($p= 0,031$) und erreichte einen Maximalwert von 70 Prozent. Die KG erzielte ebenfalls eine signifikante Verbesserung am Ende der Trainingsintervention ($p= 0,018$) mit einem Maximalwert von 65 Prozent. Die Interventionsgruppe zeigt beim zweiten Messzeitpunkt einen größeren Interquartilsabstand als die Kontrollgruppe. Bei der Auswertung des Zwischengruppenvergleichs zeigt sich kein signifikanter Vorteil der IG gegenüber der KG ($p= 0,365$). Die Teilnehmenden der IG erholten sich im Schnitt rund 10 Prozent mehr als die KG.

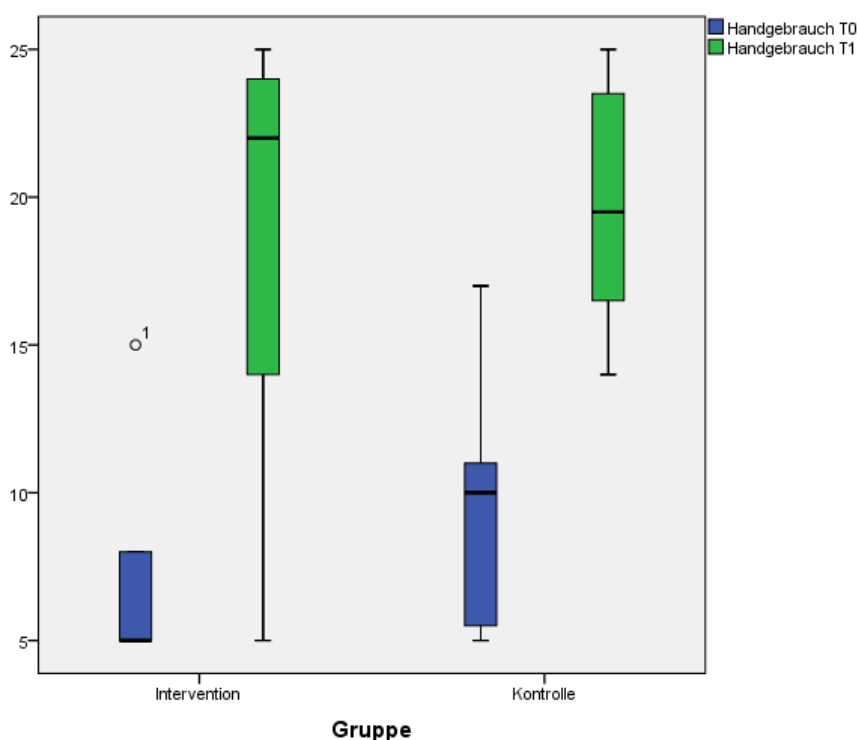
Tabelle 18

Darstellung der Boxplot Werte der Domäne Erholung der SIS

Gruppe	Zeitpunkt	Minimum	Median	Maximum
Interventionsgruppe	T0	5 Prozent	20 Prozent	50 Prozent
	T1	40 Prozent	60 Prozent	70 Prozent
Kontrollgruppe	T0	5 Prozent	25 Prozent	60 Prozent
	T1	40 Prozent	50 Prozent	65 Prozent

Abbildung 21

Darstellung der Ergebnisse der Domäne Handgebrauch der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training



Bemerkung. Die Domäne Handgebrauch der SIS zeigt zu Beginn homogene Ausgangswerte in beiden Gruppen (MW IG: 7,3 KG: 9,6). Nach Ende der dreiwöchigen Trainingsintervention verbesserte sich die IG signifikant um durchschnittlich 13,3 Pkt. ($p= 0,016$) und erreichte einen Maximalwert von 25 Pkt. Die KG erzielte ebenfalls eine signifikante Verbesserung am Ende der Trainingsintervention ($p= 0,008$) mit einem Maximalwert von 25 Pkt. Die Interventionsgruppe zeigt beim zweiten Messzeitpunkt einen kleineren Interquartilsabstand als die Kontrollgruppe. Bei der Auswertung des Zwischengruppenvergleichs zeigt sich kein signifikanter Vorteil der IG gegenüber der KG ($p= 0,422$). Die IG erzielte am Ende der Studie im Durchschnitt rund 2,6 Punkt mehr als die KG.

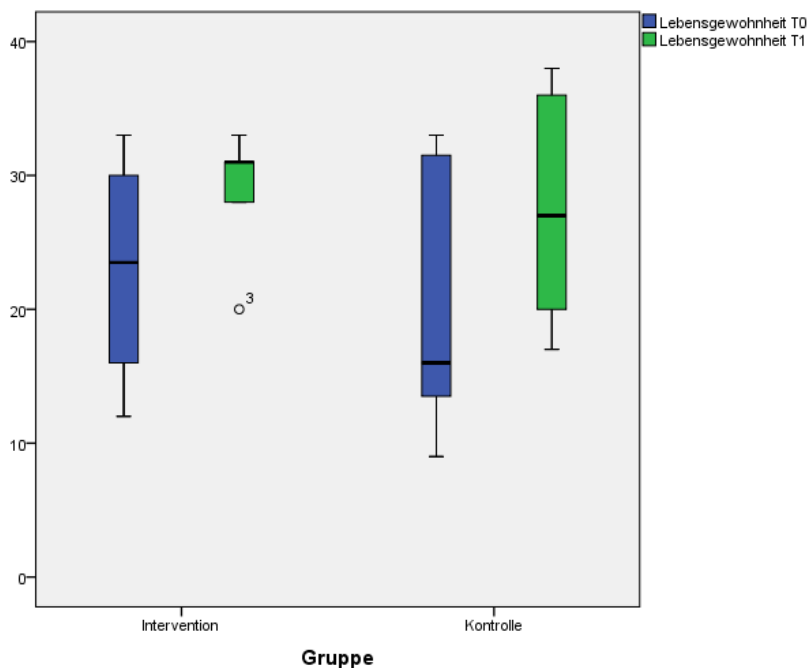
Tabelle 19

Darstellung der Boxplot Werte der Domäne Handgebrauch der SIS

Gruppe	Zeitpunkt	Minimum	Median	Maximum
Interventionsgruppe	T0	5 Pkt.	5 Pkt.	15 Pkt.
	T1	5 Pkt.	21 Pkt.	25 Pkt.
Kontrollgruppe	T0	5 Pkt.	9 Pkt.	17 Pkt.
	T1	5 Pkt.	21 Pkt.	25 Pkt.

Abbildung 22

Darstellung der Ergebnisse der Domäne Lebensgewohnheit der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training



Bemerkung. Die Domäne Lebensgewohnheit der SIS zeigt zu Beginn homogene Ausgangswerte in beiden Gruppen (MW IG: 27,6 KG: 22,5). Nach Ende der dreiwöchigen Trainingsintervention verschlechterte sich die IG im Durchschnitt um 0,1 Pkt. ($p= 0,983$) und erreichte einen Maximalwert von 36 Pkt. Die KG erzielte eine milde Verbesserung am Ende der Trainingsintervention ($p= 0,031$) und erzielte einen Maximalwert von 33 Pkt. Die Interventionsgruppe zeigt beim zweiten Messzeitpunkt einen größeren Interquartilsabstand als die Kontrollgruppe. Bei der Auswertung des Zwischengruppenvergleichs kann kein signifikanter Vorteil der IG gegenüber der KG nachgewiesen werden ($p= 0,684$).

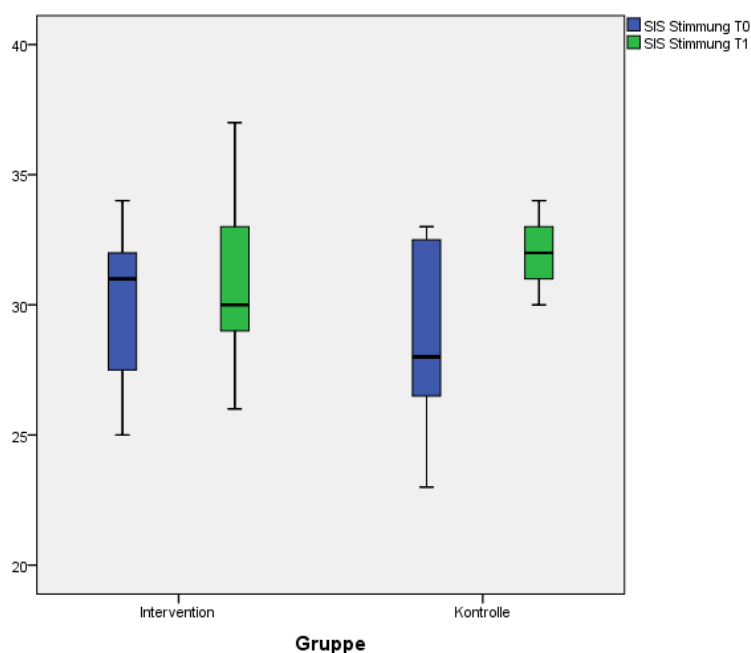
Tabelle 20

Darstellung der Boxplot Werte der Domäne Lebensgewohnheit aus der SIS

Gruppe	Zeitpunkt	Minimum	Median	Maximum
Interventionsgruppe	T0	9 Pkt.	16 Pkt.	32 Pkt.
	T1	17 Pkt.	31 Pkt.	36 Pkt.
Kontrollgruppe	T0	13 Pkt.	19 Pkt.	33 Pkt.
	T1	20 Pkt.	28 Pkt.	38 Pkt.

Abbildung 23

Darstellung der Ergebnisse der Domäne Stimmung der SIS mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training



Bemerkung. Die Domäne Stimmung der SIS zeigt zu Beginn homogene Ausgangswerte in beiden Gruppen (MW IG: 29,9 KG: 285). Nach Ende der dreiwöchigen Trainingsintervention verbesserte sich die IG im Durchschnitt um 1,14 Pkt. ($p= 0,531$) und erreichte einen Maximalwert von 37 Pkt. Die KG erzielte ebenfalls eine milde Verbesserung am Ende der Trainingsintervention ($p= 0,064$) und erzielte einen Maximalwert von 33 Pkt. Die Interventionsgruppe zeigt beim zweiten Messzeitpunkt einen größeren Interquartilsabstand als die Kontrollgruppe. Bei der Auswertung des Zwischengruppenvergleichs kann kein signifikanter Vorteil der IG gegenüber der KG nachgewiesen werden ($p= 0,519$). Die IG erzielte am Ende der Studie im Durchschnitt rund 1 Punkt mehr als die KG.

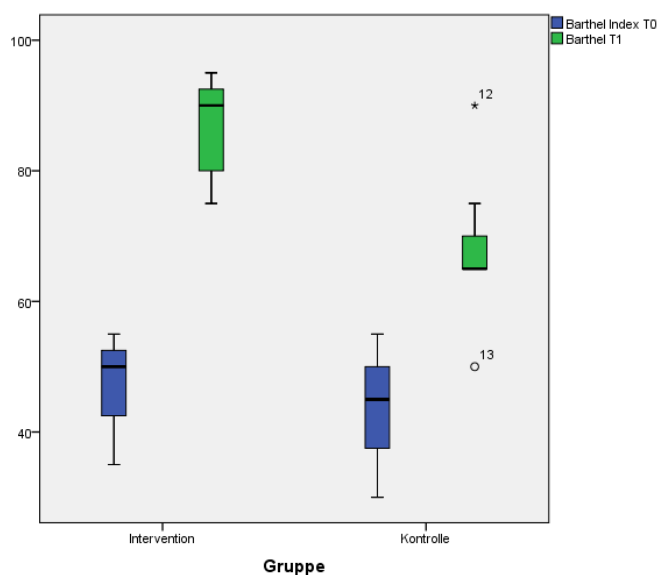
Tabelle 21

Darstellung der Boxplot Werte der Domäne Stimmung aus der SIS

Gruppe	Zeitpunkt	Minimum	Median	Maximum
Interventionsgruppe	T0	25 Pkt.	31 Pkt.	34 Pkt.
	T1	26 Pkt.	30 Pkt.	37 Pkt.
Kontrollgruppe	T0	23 Pkt.	27,5 Pkt.	33 Pkt.
	T1	30 Pkt.	32 Pkt.	34 Pkt.

Abbildung 24

Darstellung der Ergebnisse des Barthel-Index mit Hilfe eines Boxplot Diagramms vor und nach dem dreiwöchigen Training



Bemerkung. Die Selbständigkeit im Alltag gemessen mit Hilfe des Barthel-Index zeigt zu Beginn homogene Ausgangswerte in beiden Gruppen (MW IG: 47,1 KG: 45,0). Nach Ende der dreiwöchigen Trainingsintervention verbesserte sich die IG signifikant ($p < 0,000$) und erreichte einen Maximalwert von 95 Pkt. Die KG erzielte ebenfalls eine signifikante Verbesserung am Ende der Trainingsintervention ($p = 0,016$) und erzielte einen Maximalwert von 90 Pkt. Die Interventionsgruppe zeigt beim zweiten Messzeitpunkt einen größeren Interquartilsabstand als die Kontrollgruppe. Bei der Auswertung des Zwischengruppenvergleichs kann kein signifikanter Vorteil der IG gegenüber der KG nachgewiesen werden ($p = 0,011$). Die IG erzielte am Ende der Studie im Durchschnitt rund 15 Punkte mehr als die KG.

Tabelle 22

Tabellarische Darstellung der Boxplot Werte des BI

Gruppe	Zeitpunkt	Minimum	Median	Maximum
Interventionsgruppe	T0	35 Pkt.	50 Pkt.	55 Pkt.
	T1	75 Pkt.	90 Pkt.	95 Pkt.
Kontrollgruppe	T0	30 Pkt.	47,5 Pkt.	55 Pkt.
	T1	50 Pkt.	65 Pkt.	90 Pkt.

Tabelle 23*Auswertung der Ergebnisse aus der Borg Skala*

Messparameter	Interventionsgruppe MW \pm SD (CI)	Kontrollgruppe MW \pm SD (CI)	Interventionsgruppe vs. Kontrollgruppe p-Wert
Borg Skala Training 1	15,4 \pm 4,1 (11,6 - 19,2)	15,8 \pm 1,6 (14,4 - 17,1)	p = 0,841
Borg Skala Training 2	14,9 \pm 4,3 (10,9 - 18,8)	15,7 \pm 2,0 (13,9 - 17,5)	p = 0,640
Borg Skala Training 3	14,1 \pm 4,0 (10,5 - 17,8)	15,0 \pm 2,1 (13,1 - 16,9)	p = 0,623
Borg Skala Training 4	13,3 \pm 3,5 (10,1 - 16,5)	14,3 \pm 1,6 (12,8 - 15,8)	p= 0,500
Borg Skala Training 5	13,0 \pm 3,0 (10,2 - 15,8)	13,7 \pm 2,1 (11,7 - 15,7)	p= 0,617
Borg Skala Training 6	12,9 \pm 2,9 (10,2 - 15,6)	13,6 \pm 2,4 (11,4 - 15,8)	p= 0,624
Borg Skala Training 7	12,6 \pm 2,9 (9,9 - 15,2)	13,7 \pm 2,1 (11,8- 15,6)	p= 0,410
Borg Skala Training 8	9,6 \pm 2,8 (7,0 - 12,2)	13,6 \pm 1,9 (11,8 - 15,3)	p= 0,009
Borg Skala Training 9	8,1 \pm 1,9 (6,4 - 9,9)	12,7 \pm 1,9 (11,0 - 14,5)	p= 0,001*

Bemerkung. MW=Mittelwert, SD=Standardabweichung, CI= Konfidenzintervall, p = Signifikanzniveau *= signifikant

Die Ergebnisse der Auswertungen hinsichtlich des subjektiven Belastungsempfinden, welche in Tabelle 22 dargestellt sind, zeigen insgesamt ein mittleres bis moderates Anstrengungsempfinden der Interventionsgruppe und der Kontrollgruppe. Die Ergebnisse der Interventionsgruppe zeigen einen moderaten Abfall des Anstrengungsempfindens nach jeder Trainingseinheit.

Die erste, zweite und dritte Therapiesitzung wurden von den Probanden und Probandinnen subjektiv als anstrengend empfunden (MW 15,4). Wohingegen ab der vierten Sitzung die Trainingssitzung nur noch als „etwas anstrengend“ empfunden wurde. Ab der achten Therapiesitzung nahm das subjektive Anstrengungsempfinden erneut deutlich ab und wurde von den Teilnehmern und Teilnehmerinnen als sehr leicht bewertet bis zuletzt in der neunten und letzten Trainingseinheit im Durchschnitt ein Wert von 8,1 (numerischer Grad der Anstrengung) angegeben wurde.

Die Kontrollgruppe zeigte bereits nach der zweiten Trainingseinheit einen deutlichen Abfall des Anstrengungsempfindens um 0,8 Punkte. Dieser Abfall des Anstrengungsempfindens um 0,6 bis 0,9 Punkten zog sich weiter bis zur siebten Therapiesitzung. Diese Einheit wurde als anstrengender empfunden als die sechste Therapiesitzung. Nach kurzem Anstieg fiel der Mittelwert des subjektiven Anstrengungsempfinden jedoch wieder auf 12,7, was von den Teilnehmern und Teilnehmerinnen als „leicht bis anstrengend“ empfunden wurde. Beim Vergleich des Anstrengungsempfinden der Interventionsgruppe gegenüber der Kontrollgruppe wird ersichtlich, dass die Teilnehmenden der Kontrollgruppe das Training ohne Einsatz einer mechanischen Vibrationsübertragung anstrengender empfanden als die Interventionsgruppe. Auch bei isolierter Betrachtung der einzelnen Trainingsinterventionen empfanden die Teilnehmenden der Kontrollgruppe das Training als anstrengender, jedoch waren die Differenzen in der subjektiven Einschätzung ausschließlich in der letzten Trainingsintervention signifikant unterschiedlich zu Gunsten der Kontrollgruppe ($p=0,001$).

5 Diskussion

5.1 Studienziel

Ziel der vorliegenden Studie war es, zu überprüfen, ob das Ganzkörpervibrationstraining bei Patienten und Patientinnen nach einem subakuten Schlaganfallereignis einen höheren Effekt auf das Gleichgewicht und die Gehfähigkeit aufweist, als eine konservative Therapie auf einer Airex Matte. Es sollte überprüft werden, ob das Gleichgewicht und die Gehfähigkeit durch ein Ganzkörpervibrationstraining beeinflusst werden kann.

5.2 Studienergebnisse

Als primäres Zielkriterium wurde die Berg-Balance Skala gewählt. Als sekundäres Zielkriterium fungierten die Function Ambulation Categories, der Barthel-Index sowie die Stroke-Impact Skala. Außerdem wurde mit Hilfe der Borg Skala das subjektive Belastungsempfinden gemessen.

Bei der statistischen Auswertung zeigt die Interventionsgruppe im Intragruppenvergleich einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen dem Pre- und Posttest bei der Testung der Gleichgewichtsfähigkeit ($p= 0,001$). Die Teilnehmenden verbesserten sich im Durchschnitt um 18 Punkte, auf insgesamt 44 Punkte. Bei einem Durchschnittswert von 45 Punkten in der BBS können Probanden und Probandinnen zu Hause leben und im Innenbereich am Handstock selbständig gehen (Schädler 2007). Somit kann davon ausgegangen werden, dass die Teilnehmenden der Interventionsgruppe nach dem dreiwöchigen Training am Handstock im Innenbereich selbständig mobil sind und zu Hause leben können.

Bei der Testung der Gehfähigkeit erreichten die Patienten und Patientinnen ebenfalls ein im Intragruppenvergleich signifikant besseres Ergebnis mit einem Mittelwert von 4,1 nach dem dreiwöchigen Training auf dem Siwave Plus® Gerät ($p= 0,016$). Dies bedeutet, dass die Patienten und Patientinnen nach dem Ganzkörpervibrationstraining unabhängig auf ebenem Boden gehen können und lediglich noch Hilfe beim Treppensteigen oder auf unebenen Oberflächen benötigen, wohingegen die Teilnehmenden vor dem Training ständige oder intermittierende Unterstützung einer Person für Gleichgewicht oder Koordination benötigten.

Bei der Auswertung der Selbständigkeit im Alltag (gemessen mit dem Barthel-Index) konnten die Teilnehmenden ebenfalls signifikant bessere Ergebnisse erzielen mit einem Mittelwert von 86,4 ($p < 0,000$). Daraus lässt sich schließen, dass sie nur noch punktuell hilfsbedürftig sind, wohingegen vor Beginn der Trainingsintervention alle Probanden und Probandinnen hilfsbedürftig waren.

Bei der Gesamtauswertung der Selbsteinschätzung (gemessen mit der Stroke-Impact Skala) erreichten die Teilnehmenden ebenfalls signifikant bessere Ergebnisse ($p= 0,016$). Auch bei differenzierter Betrachtung der einzelnen Domänen Kraft ($p= 0,002$), Gedächtnis ($p= 0,016$), Verständnis ($p= 0,031$), Tagesablauf ($p= 0,000$), Mobilität ($p= 0,016$), Handgebrauch ($p= 0,016$) und Erholung ($p= 0,031$) aus der Stroke-Impact Skala zeigen sich signifikante Verbesserungen.

Die Probanden und Probandinnen der Kontrollgruppe konnten ebenfalls signifikant besser Ergebnisse erzielen hinsichtlich der Gleichgewichtsfähigkeit nach dem dreiwöchigen Training mit einem Mittelwert von 32,3 ($p= 0,000$). Laut der Interpretation von Schädler befinden sich Patienten mit einem Punktwert von 31,1 noch in einem Rehabilitationszentrum und können am Rollator gehen. Dies lässt darauf schließen, dass die Teilnehmenden der Kontrollgruppe zwar signifikante Verbesserungen erzielen konnten, jedoch sicherlich noch etwaige Schwierigkeiten zu Hause haben werden und auf Hilfe angewiesen sind.

Bei der Testung der Gehfähigkeit konnten die Teilnehmenden der Kontrollgruppe signifikante Verbesserungen ($p= 0,016$) um durchschnittlich 2 Punkte erzielen. Dies bedeutet, dass die Teilnehmenden nach dem dreiwöchigen Training lediglich auf verbale Hilfestellung angewiesen sind (MW 3 Punkte), wohingegen vor Beginn der Studie die Notwendigkeit einer dauerhaften physischen Hilfe bestand (MW 1 Pkt.). Im Barthel-Index verbesserte sich die Kontrollgruppe ebenfalls signifikant um 24 Punkte ($p= 0,016$) auf insgesamt 67 Punkte. Dies lässt darauf schließen, dass die Teilnehmenden weiterhin hilfsbedürftig sind.

Bei der Gesamtauswertung der Selbsteinschätzung hinsichtlich der Selbständigkeit, welche mit der Stroke-Impact Skala durchgeführt wurde, erreichte die Kontrollgruppe nach Intervention ebenfalls signifikant bessere Ergebnisse als bei der Baselinetestung (T0). Bei der Auswertung der einzelnen Domänen verbesserten sich die Teilnehmenden der Kontrollgruppe signifikant in der Domäne Kraft ($p=0,008$), Tagesablauf ($p= 0,047$), Mobilität ($p= 0,000$), Handgebrauch ($p=0,008$), Lebensgewohnheit ($p= 0,031$) und Erholung ($p= 0,018$).

Bei der Intergruppenauswertung zeigt die Interventionsgruppe wiederum signifikant bessere Ergebnisse bei der Testung der Gleichgewichtsfähigkeit (gemessen mit dem BBS) gegenüber

der Kontrollgruppe (IG: 44 Pkt. KG: 32 Pkt.) ($p= 0,002$). Weiterhin zeigt sich, dass Ganzkörpervibrationstraining auch signifikant bessere Ergebnisse erzielt, bezogen auf die Verbesserung der Gehfähigkeit (getestet mit dem FAC), verglichen mit einem herkömmlichen Training auf einer Airex Matte ($p= 0,049$).

Bei der Gesamtauswertung der Selbsteinschätzung hinsichtlich der Selbständigkeit, welche mit der Stroke-Impact Skala erhoben wurde, erreichten beide Gruppen signifikant bessere Ergebnisse im Posttest als bei der Baselinetestung (T0). Bei der Auswertung der Stroke-Impact Skala zeigt sich im Intergruppenvergleich kein signifikanter Unterschied. Bei der Auswertung der einzelnen Domänen der Stroke Impact Skala zeigen sich ebenfalls keine signifikanten Unterschiede.

In Zusammenschau der primären Auswertungsparameter zeigt sich ein statistisch signifikanter Vorteil des Ganzkörpervibrationstrainings gegenüber einem konservativen Training auf einer Airex Matte. Bei der Auswertung der sekundären Parameter zeigen sich zwar statistisch signifikante Unterschiede, allerdings nicht in allen Testparametern.

5.3 Limitationen der vorliegenden Studie

Unerwünschte Ereignisse traten in Bezug auf die Einstellung der Frequenz auf. Die vom Hersteller empfohlene Frequenz zur bestmöglichen Wirkung auf das zentrale Nervensystem beträgt 21 Hz (21 Hz bis 28 Hz). In der Therapie konnten aber maximal 17 Hz erreicht werden, da die Patienten und Patientinnen der Interventionsgruppe eine höhere Frequenz nicht tolerierten, aufgrund von Unwohlsein in Form von Kopfschmerzen durch die verstärkte Vibration. 1 Probandinnen klagte über eine starke Unsicherheit und Fallangst durch die höhere Frequenzeinstellung. Die Einstellung der Frequenz von 17 Hz wurde letztlich von allen Teilnehmenden toleriert, sodass alle Trainingseinheiten sicher durchgeführt werden konnten. Die Auswahl der Frequenz muss sehr kritisch betrachtet werden, da zwar das primäre Ziel die Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit ist, die Teilnehmenden jedoch an einem Schlaganfallereignis leiden. Der Hersteller empfiehlt eine Frequenz von 5 bis 14 Hz für die Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit. In diesem Bereich ist ein willentlicher Ausgleich von Vibrationsbewegungen möglich. Sobald die Frequenz über 14 Hz ansteigt, wird der TVR ausgelöst (Hagbarth und Eklund 1966).

Des Weiteren werden vermehrt motorische Einheiten auf Reflexebene rekrutiert. Somit ist kein willentliches Gleichgewichtstraining mehr möglich (Torvinen et al. 2002). Dennoch kann auch die ursprüngliche Auswahl von 21 Hz durchaus eine sinnvolle Auswahl darstellen, da die rekrutierten Probanden und Probandinnen ein Schlaganfallereignis erlebt haben und somit eine zentrale Störung aufweisen (Die Empfehlung des Herstellers für eine bestmögliche Wirkung auf das ZNS beträgt 21 Hz bis 28 Hz). Letztendlich wurde aufgrund der Patientenanpassung eine Frequenz von 17 Hz gewählt. Frequenzen zwischen 15 bis 20 Hz dienen laut dem Hersteller der Verbesserung der Muskelfunktion und Koordination sowie für ein neuronales Training. Somit wurde während des Trainings der TVR ausgelöst und der Muskel-Sehnen Komplex aktiviert. Dies bedeutet, dass nicht primär die Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit erarbeitet wurde, sondern ein Kraftaufbau der Muskulatur initiiert wurde. Sohn et al. (2013) berichten, dass die Beeinträchtigung des Gleichgewichts bei Patienten nach einem Schlaganfallereignis auch durch den Verlust von Muskelkraft und Koordination oder durch die Entwicklung einer Spastik auftreten kann. Somit wäre die Auswahl von 17 Hz plausibel und könnte die signifikante Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit bei den Teilnehmenden der Interventionsgruppe erklären.

Dennoch ist unklar, warum der Hersteller diese Frequenzzahl empfiehlt, da keine Evidenzen diesbezüglich veröffentlicht wurden. So wurde auch bereits erwähnt, dass es keine optimale Frequenz gibt und diese individuell eingestellt bzw. durch eine Elektromyographie Messung ermittelt werden müsste (Cardinale und Lim 2003; Gentner 2010). Die Einstellung der Frequenz muss kritisch betrachtet und zukünftig genau untersucht werden.

Des Weiteren muss berücksichtigt werden, dass alle Trainingsinterventionen immer unter Supervision eines Therapeuten oder einer Therapeutin stattgefunden haben. Daher ist es denkbar, dass es bei einem unbeaufsichtigten Training zu Stürzen kommen könnte und aufgrund von unkorrekter Bewegungsausführung ein größeres Risiko für Fehlbelastungen besteht.

Die randomisierte klinische Studie gilt seit Mitte des 20. Jahrhunderts als Goldstandard bei der empirischen Erkenntnisgewinnung in der klinischen Forschung. Die Zuweisung der Probanden und Probandinnen erfolgte anhand einer zuvor erstellten Randomisierungsliste (www.random.org). Die einfache Randomisierung mit Hilfe auf der Basis computergenerierter Zufallszahlen genügt grundsätzlich allen Kriterien (Krummenauer et al. 2014). Allerdings kann durch diese Methode nicht zu jeder Zeit der Studie eine gleiche Anzahl von Patienten in den Studienarmen gewährleistet werden. Aus diesem Grund empfiehlt sich zum Beispiel eine

Randomisierung mit Hilfe von zuvor erstellten Umschlägen, worin die zufälligen Zahlen aus der Randomisierungsliste verteilt werden. Zwar führen alle diese manuellen Losverfahren zu zufälligen Zuteilungsschemata, erweisen sich laut Schulz und Grimes (2007) häufig aber als nicht zufällig.

Die Internetseite „random“ bietet hingegen laut den Entwicklern echte Zufallszahlen an. Die Zufälligkeit stammt aus atmosphärischem Rauschen, welches laut den Autoren für viele Zwecke besser ist, als die üblicherweise verwendeten Pseudo-Zufallszahlen-Algorithmen, welche die Computerprogramme üblicherweise verwenden (Haaahr und Haahr 1998).

In der vorliegenden Studie wurden die Teilnehmenden zufällig und gleichmäßig in eine der beiden Gruppen (IG:7 KG:8) randomisiert.

Das Training dauerte drei Wochen mit insgesamt 9 Trainingseinheiten mit einer Gesamttherapiedauer von 30 Minuten, wohingegen die reine Trainingszeit 16 Minuten betrug. Jede Übung wurde mit 4 Sätzen für 60 Sekunden durchgeführt. Zwischen den Sätzen war es den Patienten und Patientinnen erlaubt, eine Pause von 30 Sekunden einzulegen. Die Übungswiederholungen pro Satz wurden nicht vorgegeben. Die Probanden und Probandinnen führten so viele Wiederholungen durch wie es ihnen möglich war innerhalb dieser Trainingsminute zu schaffen. Da die Zeit der einzelnen Übungsdurchführungen konstant auf 60 Sekunden gehalten wurde, kann davon ausgegangen werden, dass die Teilnehmenden nicht die maximale Anzahl an Wiederholungen durchführen konnten und somit nicht die Leistungsgrenze erreicht wurde. Um dies nochmals vergegenwärtigen zu können, hilft die Durchsicht der subjektiv empfundenen Erschöpfung, welche die Probanden und Probandinnen nach jeder Trainingseinheit auf einer Skala von 6 (nicht anstrengend) bis 20 (maximale Erschöpfung) einschätzen sollten. Bei der Auswertung fiel auf, dass die maximale Einschätzung des Anstrengungsgrad bei 15,4 in der Interventionsgruppe bzw. 15,8 in der Kontrollgruppe lag. Dies deutet zwar auf eine empfundene Anstrengung hin, jedoch kann man nicht davon ausgehen, dass die Teilnehmer und Teilnehmerinnen an ihrer maximalen Leistungsgrenze trainiert haben. Um Neuroplastizität fördern zu können, ist es jedoch wichtig, unter anderem ein Shaping (Training an der individuellen Leistungsgrenze) während des Trainings zu erzielen. Auch wurde die Trainingsintensität (Verlängerung der Trainingszeit für jede Übung, Verkürzung der Pause oder Erhöhung der Frequenz) in allen Trainingseinheiten nicht angepasst, sondern konstant auf dem Anfangsniveau gehalten. Weiterhin kann anhand der Ergebnisse der modifizierten Borg Skala festgestellt werden, dass der Mittelwert der empfundenen Erschöpfung vor allem in der Interventionsgruppe konstant nach jeder

Trainingseinheit sank, bis er letztlich, nach der letzten Trainingseinheit, den Wert $8,1 \pm 1,9$ erreichte, was ein extrem leichtes, bis sehr leichtes Anstrengungsempfinden darstellt. Die Probanden und Probandinnen der Kontrollgruppe zeigten einen geringeren Abfall hinsichtlich der subjektiven Einschätzung des Erschöpfungsgrades und erreichten schließlich einen Mittelwert von $12,3 \pm 1,9$ nach der neunten Trainingseinheit. Dies deutet auf ein leichtes bis etwaiges Anstrengungsempfinden hin. Jedoch kann auch hier gesagt werden, dass die Teilnehmenden nicht ihre maximale Belastung ausgeschöpft haben. Die Prinzipien des motorischen Lernens wurden somit nicht eingehalten. Wünschenswert wäre eine Anpassung der Trainingsintensität, sodass eine Förderung der Neuroplastizität gewährleistet werden kann. Zwar empfanden die Probandinnen und Probanden in der Kontrollgruppe das Training teilweise etwas anstrengender als die Interventionsgruppe, aber auch diese Gruppe trainierte nicht an der individuellen Leistungsgrenze.

Die durchgeführten Übungseinheiten wurden so gestaltet, dass alle primären Muskeln, welche für die Gehfähigkeit wichtig sind, aktiv waren. So wurde auch der Zehenspitzenstand beübt, um eine Aktivierung des M. Gastrocnemius (Funktion: Plantarflexion, Knieflexion und Supination) zu erzielen. Der Zehenspitzenstand wurde allerdings in der durchgeführten Studie nicht einbeinig erarbeitet, um eine intensive Aktivität des Muskels, besonderes auf der betroffenen hemiparetischen Seite erreichen zu können. Allerdings ist bekannt, dass neben den Funktionen Plantarflexion, Supination im Fuß und Knieflexion unter anderem die Aktivität des M. Gastrocnemius positiv mit der Gehgeschwindigkeit korreliert (Hesse et al. 2006). Je kräftiger der M. Gastrocnemius ist, desto schneller kann der Mensch gehen. Vor allem nach einem Schlaganfallereignis sind Patienten und Patientinnen deutlich in ihrer Gehgeschwindigkeit eingeschränkt. Auch in der Mitte der Einbeinstandphase liefert der M. Gastrocnemius dem Bein Energie für die Vorwärtsbewegung (Adouni et al. 2016). Wünschenswert wäre deshalb das einbeinige Training des repetitiven Zehenspitzenstandes.

Ein weiterer Kritikpunkt ist das fehlende follow up Verfahren. Durch die follow up Messung kann ein langfristiger Nutzen des Ganzkörpervibrationstrainings untersucht werden. Zwar zeigen die Ergebnisse der Studie einen kausalen Effekt unmittelbar nach Ende der Trainingsintervention, jedoch ist unbekannt, ob dieser Effekt auch Wochen nach Ende der Trainingsintervention nachweisbar ist. Zukünftig sollte dementsprechend eine Studie mit einer follow up Messung durchgeführt werden.

Die Berechnung der Statistik wurde mit SPSS Statistics 24 durchgeführt. Zu Beginn wurde die deskriptive Statistik erstellt. Nach erfolgter Testung auf Normalverteilung wurden sowohl

ein Intragruppenvergleich als auch ein Intergruppenvergleich durchgeführt. In der Kontrollgruppe gab es ein Drop-out (T0 n= 8, T1 n= 7).

Fehlende Werte sind bei empirischen Studien aus zahlreichen Gründen kaum zu vermeiden. Dieser Drop-out wurde allerdings bei der Intergruppentestung durch das Statistikprogramm nicht berücksichtigt. Die Konsequenzen durch die fehlenden Werte können für die Analyse der Studiendaten insbesondere bei so kleinen Gruppengrößen sehr bedeutend sein.

Sie beeinflussen die Aussagekraft, die statistische Power der Studie und haben auch Auswirkungen auf die berechnende Effektgröße, welche das Studienergebnis repräsentiert (Chakraborty und Gu 2009). Durch die fehlenden Werte könnte die Annahme von normalverteilten Daten verletzt werden. Weiterhin ist eine Intention-to-treat Analyse (ITT) nicht gegeben. Das Prinzip der Intention-to-treat Analyse geht jedoch davon aus, dass alle Patienten und Patientinnen in die Auswertung eingeschlossen werden, unabhängig davon, ob ein Patient oder eine Patientin die Studie dem Prüfplan entsprechend beendet, oder die Behandlung vorzeitig abgebrochen oder währenddessen verändert hat. Auch gilt die ITT mittlerweile für randomisierte kontrollierte Studien als Goldstandard, weswegen die angesprochene Problematik einen hohen empirischen Stellenwert aufweist (Chakraborty und Gu 2009; McKnight 2007).

Für den Nachweis von Effekten werden statistische Signifikanztests verwendet, um die Ergebnisse in Form von p-Werten angeben zu können. Ist der p-Wert kleiner als das vorgegebene Signifikanzniveau, wird die Nullhypothese (es existiert kein Effekt) verworfen. Diese Prozedere funktioniert laut Bender et al. (2007) bei einer Hypothese, welche mit einem Test überprüft wird. Sobald mehrere Tests zum Niveau α durchgeführt werden, entsteht ein Mehrhypothesenproblem. Die Autoren merken an, dass zwar für jeden einzelnen Test die individuelle Irrtumswahrscheinlichkeit kontrolliert wird, allerdings ist die Irrtumswahrscheinlichkeit für das gesamte Mehrhypothesenproblem größer als α . Man bezeichnet dieses Problem als Alphafehler-Kumulierung oder α -Fehler-Inflation. Um diesem Problem entgegenwirken zu können, empfiehlt sich eine α -Adjustierung. Dadurch kann der Fehler 1. Art kontrolliert werden. Bender et al. (2007) empfehlen hierfür eine sorgfältige Überprüfung über die Notwendigkeit einer Adjustierung. Weiterhin betonen die Autoren, dass vorab definiert werden muss, welche Signifikanztests einen inhaltlichen Zusammenhang hinsichtlich der Untersuchung einer Fragestellung aufweisen. Ein blindes Adjustieren für multiples Testen macht laut Aussage der Autoren keinen Sinn, vor allem nicht, wenn aus den

einzelnen Testungen keine gemeinsame Schlussfolgerung gezogen werden kann (vgl. Bender et al. 2007).

Die Autorin entschied sich in der vorliegenden Arbeit gegen eine Alpha-Adjustierung, da für jede Hypothese ein einzelnes Testverfahren angewendet wurde.

5.4 Vergleich mit der bisherigen Literatur

Zum Vergleich der Ergebnisse mit der bisherigen Literatur wurden diverse Studien hinzugezogen.

Marín et al. untersuchte im Jahr 2013 in einer randomisierten kontrollierten Studie die Wirksamkeit von Vibrationstraining unter anderem auf das Gleichgewicht bei subakuten Schlaganfallpatienten. Die Probanden und Probandinnen waren mit insgesamt 11 Teilnehmenden etwa 63 Jahre alt und somit etwa 10 Jahre jünger als die hier vorliegende Population. Die Teilnehmenden trainierten insgesamt 17-Mal, wobei die Frequenz, die Trainingszeit und die Übungssätze so verändert wurden, dass die Probanden und Probandinnen eine Leistungssteigerung erzielen sollten. Die Teilnehmenden führten lediglich eine Übung durch (Stand in 30 Grad Knieflexion in statischer Position). Es konnten keine signifikanten Effekte von WBV bezogen auf die Gleichgewichtsfähigkeit nachgewiesen werden.

Bezugnehmend auf das Ganzkörpervibrationstraining zur Verbesserung von Gleichgewicht, Kraft und Gehfähigkeit zeigten Brogårdh et al. (2012), dass sich trotz längerem Trainingszeitraum (6 Wochen / zwei Mal wöchentlich) keine signifikante Verbesserung durch das Vibrationstraining erzielen lässt. Die Autoren rekrutierten insgesamt 31 Probanden und Probandinnen nach einem chronischen Schlaganfallereignis in die Studie. 16 der 31 Probanden wurden in die Interventionsgruppe randomisiert und 15 Teilnehmende in die Kontrollgruppe. Die Interventionsgruppe trainierte mit einer Amplitude von 3,75 mm. Die Kontrollgruppe trainierte mit einer Amplitude von 0,2 mm. Diese Amplitude wurde von den Autoren als Placebo eingestuft, weil dies als nicht wirksam angesehen wird. Alle Probanden und Probandinnen standen barfuß auf der Plattform in einer statischen Position in 45 bis 60 Grad Flexion der Kniegelenke für etwa 40 bis 60 Sekunden, insgesamt 4 bis 12 Mal.

Jede Sitzung dauerte etwa 45 Minuten. Bezugnehmend auf Gleichgewicht und die Gehfähigkeit konnten keine signifikanten Verbesserungen der Interventionsgruppe gegenüber der Kontrollgruppe nachgewiesen werden (Brogårdh et al. 2012).

Im Gegensatz dazu konnten andere Studien durchaus Effekte nachweisen.

Chan et al. (2012) untersuchten die Auswirkung von einer Sitzung des Ganzkörpervibrationstraining hinsichtlich der Gehfähigkeit und der Spastizität im Sprunggelenk. Dazu rekrutierten die Autoren 30 Probanden und Probandinnen in die Interventionsgruppe (n= 15) oder in die Kontrollgruppe (n= 15).

Die Interventionsgruppe führte eine Einzelsitzung des Ganzkörpervibrationstrainings mit einer Frequenz von 12 Hz und einer Amplitude von 4 mm durch. Die Teilnehmenden standen in etwa 30 Grad Knieflexion auf der Platte. Die Teilnehmenden durchliefen zwei 10-minütige Vibrationsperioden mit einer einminütigen Ruhepause. Die Kontrollgruppe führte dieselben Trainingseinheiten ohne Vibration durch. Die Autoren konnten signifikante Verbesserungen hinsichtlich der Spastik ($p < 0,0001$) und der Gangfunktion (TUG: $p < 0,003$, 10MWT: $p = 0,039$) zu Gunsten der Interventionsgruppe gegenüber der Kontrollgruppe nachweisen.

In der aktuell durchgeführten Studie trainierten die Probanden und Probandinnen nicht statisch wie in den oben aufgeführten Studien, sondern führten dynamische Übungen durch.

Die Autoren van Nes et al. (2006) konnte in einer randomisierten kontrollierten Studie zwar signifikante Verbesserungen im Hinblick auf die Gleichgewichts- und Gehfähigkeit nach einem sechswöchigen Training auf einer Vibrationsplatte nachweisen, die Interventionsgruppe zeigte jedoch keine signifikanten Verbesserungen verglichen mit einer Kontrollgruppe, welche eine Übungstherapie mit Musik durchführte.

Tihanyi et al. (2010) konnte im Hinblick auf die Kraftentwicklung der unteren paretischen Extremität signifikante Verbesserungen nach einem Vibrationstraining gegenüber der Kontrollgruppe nachweisen. Diese Studie untersuchte jedoch nicht die Gleichgewichts- und Gehfähigkeit. Jüngst untersuchte Lee im Jahr 2019 in einer randomisierten kontrollierten Studie die Wirksamkeit von Vibrationstraining auf die Kadenz und Gehfähigkeit nach einem Schlaganfallereignis.

Es zeigten sich signifikante Effekte nach dem Training mit der Vibrationsplatte, jedoch zeigte auch hier die Interventionsgruppe keine signifikanten Unterschiede gegenüber der Kontrollgruppe.

5.5 Zusammenfassung und Schlussfolgerung

Diese klinische Therapiestudie untersuchte die mögliche Auswirkung von Ganzkörpervibrationstraining auf das Gleichgewicht und die Gehfähigkeit bei subakuten Schlaganfallpatienten. Es wurden insgesamt 7 Teilnehmende in die Interventionsgruppe und 8 Teilnehmende in die Kontrollgruppe randomisiert. Beide Gruppen trainierten in einem Zeitraum von drei Wochen drei Mal wöchentlich für 30 Minuten. Die reine Trainingszeit betrug 16 Minuten für jede Sitzung. Die Interventionsgruppe führte das Training auf einer Ganzkörpervibrationsplatte der Marke Siwave Plus® durch, wohingegen die Kontrollgruppe das gleiche Training auf einer Airex Matte durchführte. Vor Beginn der Trainingsintervention und nach Ende des Therapiezeitraums wurden die primären und die sekundären Testparameter mittels standardisierter Messinstrumente bestimmt. Es zeigten sich signifikante Verbesserungen in beiden Gruppen nach Ende der Trainingsintervention. Allerdings zeigten die Teilnehmenden der Interventionsgruppe signifikant stärker ausgeprägte Verbesserungen bezogen auf das Gleichgewicht, die Gehfähigkeit und die Selbständigkeit im Alltag gegenüber der Kontrollgruppe. Die Ergebnisse dieser Arbeit sind mit der Hypothese vereinbar, dass Ganzkörpervibrationstraining sich positiv auf das Gleichgewicht auswirkt und die Patienten und Patientinnen eine signifikante Verbesserung der Gehfähigkeit und Selbständigkeit im Alltag erzielen. Allerdings empfand die Interventionsgruppe das Training auf einer Vibrationsplatte nicht signifikant anstrengender als die Kontrollgruppe, welche die Trainingsintervention auf einer Airex Matte durchführte. Dennoch konnte die vorliegende Studie einen zusätzlichen Nutzeffekt von einem Ganzkörpervibrationstraining nachweisen. Im Rahmen der Intensitätssteigerung muss hier sicherlich der Frequenzbereich, die Dauer der einzelnen Übungseinheiten sowie die reine Trainingszeit diskutiert werden. Auch bleibt unklar welche Frequenz als optimal angesehen werden kann und ob tatsächlich eine individuelle Frequenz für jeden Patienten bestimmt werden muss. Weitere Studien sind notwendig für die Bestimmung der Langzeitwirksamkeit des Ganzkörpervibrationstrainings bei Patienten und Patientinnen nach einem subakuten Schlaganfallereignis sowie zur Klärung der Frage, ob eine Erhöhung der Therapieintensität im Ganzkörpervibrationstraining einen zusätzlichen Nutzen hätte.

6 Literaturverzeichnis

Adouni, M.; Shirazi-Adl, A.; Marouane, H. (2016): Role of gastrocnemius activation in knee joint biomechanics: gastrocnemius acts as an ACL antagonist. In: *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 19 (4), S. 376–385. DOI:

10.1080/10255842.2015.1032943.

Aho, K.; Harmsen, P.; Hatano, S.; Marquardsen, J.; Smirnov, V. E.; Strasser, T. (1980): Cerebrovascular disease in the community: results of a WHO collaborative study. In: *Bulletin of the World Health Organization* 58 (1), S. 113–130.

Aksoy, Duygu (2019): Effects of 10-Week Whole Body Vibration Training on Strength, Flexibility and Agility in Taekwondo Athletes. In: *JEL* 8 (2), S. 213. DOI:

10.5539/jel.v8n2p213.

Amosun, S. L.; Burgess, T.; Groeneveldt, L.; Hodgson, T. (2007): Are elderly pedestrians allowed enough time at pedestrian crossings in Cape Town, South Africa? In: *Physiotherapy theory and practice* 23 (6), S. 325–332. DOI: 10.1080/09593980701593755.

Bayertz, Kurt (2004): Der aufrechte Gang: Ursprung der Kultur und des Denkens? Eine anthropologische Debatte im Anschluß an Helvétius' De l'Esprit. In: Jörn Garber und Heinz Thoma (Hg.): Zwischen Empirisierung und Konstruktionsleistung. Anthropologie im 18. Jahrhundert. Berlin/Boston: DE GRUYTER (Hallesche Beiträge zur Europäischen Aufklärung, 24).

Bender, R.; Lange, S.; Ziegler, A. (2007): Multiples Testen. In: *Deutsche medizinische Wochenschrift (1946)* 132 Suppl 1, e26-9. DOI: 10.1055/s-2007-959035.

an Bogaerts; Verschueren, Sabine; Delecluse, Christophe; Claessens, Albrecht L.; Boonen, Steven (2007): Effects of whole body vibration training on postural control in older individuals: a 1 year randomized controlled trial. In: *Gait & posture* 26 (2), S. 309–316. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.09.078.

Brogårdh, Christina; Flansbjerg, Ulla-Britt; Lexell, Jan (2012): No specific effect of whole-body vibration training in chronic stroke: a double-blind randomized controlled study. In:

Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 93 (2), S. 253–258. DOI: 10.1016/j.apmr.2011.09.005.

Busch, M. A.; Schienkiewitz, A.; Nowossadeck, E.; Gößwald, A. (2013): Prävalenz des Schlaganfalls bei Erwachsenen im Alter von 40 bis 79 Jahren in Deutschland: Ergebnisse der Studie zur Gesundheit Erwachsener in Deutschland (DEGS1). In: *Bundesgesundheitsblatt, Gesundheitsforschung, Gesundheitsschutz* 56 (5-6), S. 656–660. DOI: 10.1007/s00103-012-1659-0.

Busch, A., & Kuhnert, R. (2017): Content/Gesundheitsmonitoring/Gesundheitsberichterstattung. Hg. v. Journal of Health.

Cardinale, M.; Wakeling, J. (2005): Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? In: *British journal of sports medicine* 39 (9), 585-9; discussion 589. DOI: 10.1136/bjism.2005.016857.

Cardinale, Marco; Bosco, Carmelo (2003): The use of vibration as an exercise intervention. In: *Exercise and sport sciences reviews* 31 (1), S. 3–7. DOI: 10.1097/00003677-200301000-00002.

Cardinale, Marco; Lim, Jon (2003): Electromyography Activity of Vastus Lateralis Muscle During Whole-Body Vibrations of Different Frequencies. In: *J Strength Cond Res* 17 (3), S. 621. DOI: 10.1519/1533-4287(2003)017<0621:EAOVLM>2.0.CO;2.

Chakraborty, Hrishikesh; Gu, Hong (2009): A Mixed Model Approach for Intent-to-Treat Analysis in Longitudinal Clinical Trials with Missing Values. Research Triangle Park (NC).

Chan, Kwan-Shan; Liu, Chin-Wei; Chen, Tien-Wen; Weng, Ming-Cheng; Huang, Mao-Hsiung; Chen, Chia-Hsin (2012): Effects of a single session of whole body vibration on ankle plantarflexion spasticity and gait performance in patients with chronic stroke: a randomized controlled trial. In: *Clinical rehabilitation* 26 (12), S. 1087–1095. DOI: 10.1177/0269215512446314.

Da Winter (1995): Human balance and posture control during standing and walking. In: *Gait & posture* 3 (4), S. 193–214. DOI: 10.1016/0966-6362(96)82849-9.

Dohle, C.; Tholen, R.; Wittenberg, H.; Quintern, J.; Saal, S.; Stephan, K. M. (2016): Evidenzbasierte Rehabilitation der Mobilität nach Schlaganfall. In: *Der Nervenarzt* 87 (10), S. 1062–1067. DOI: 10.1007/s00115-016-0188-8.

Duncan, Pamela W.; Zorowitz, Richard; Bates, Barbara; Choi, John Y.; Glasberg, Jonathan J.; Graham, Glenn D. et al. (2005): Management of Adult Stroke Rehabilitation Care: a clinical practice guideline. In: *Stroke* 36 (9), e100-43. DOI:

10.1161/01.STR.0000180861.54180.FF.

Erbrecht, Rüdiger (2011): Das große Tafelwerk. Ein Tabellen- und Formelwerk für den mathematisch-naturwissenschaftlichen Unterricht bis zum Abitur ; [Formelsammlung für die Sekundarstufe I und II; für das Abitur empfohlen]. 1. Aufl., 14. Dr. Berlin: Cornelsen, Volk- und-Wissen-Verl.

Flansbjerg, Ulla-Britt; Downham, David; Lexell, Jan (2006): Knee muscle strength, gait performance, and perceived participation after stroke. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 87 (7), S. 974–980. DOI: 10.1016/j.apmr.2006.03.008.

Fujimoto, Hiroaki; Mihara, Masahito; Hattori, Noriaki; Hatakenaka, Megumi; Kawano, Teiji; Yagura, Hajime et al. (2014): Cortical changes underlying balance recovery in patients with hemiplegic stroke. In: *NeuroImage* 85 Pt 1, S. 547–554. DOI:

10.1016/j.neuroimage.2013.05.014.

Gasser, Benedikt (2016): Borg-Skala. In: *Sportwiss* 46 (4), S. 287–293. DOI:

10.1007/s12662-016-0422-3.

Gentner, T. (2010): Evidenz für Ganzkörper-Vibrationstraining zur Muskelkräftigung bei älteren Menschen. In: *manuelletherapie* 14 (05), S. 195–202. DOI: 10.1055/s-0029-1245889.

Gimbel, Bernd (2014): Training des Bewegungsapparats. In: Bernd Gimbel (Hg.): Körpermanagement. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, S. 115–135.

Goetz, Christopher G. (2009): Jean-Martin Charcot and his vibratory chair for Parkinson disease. In: *Neurology* 73 (6), S. 475–478. DOI: 10.1212/WNL.0b013e3181b1640b.

Götz-Neumann, Kirsten (2015): Gehen verstehen. 4. Auflage. Stuttgart: Thieme; Georg Thieme Verlag KG.

Grehn, Joachim (Hg.) (2004): Metzler Physik. Gesamtband. 2., durchges. Aufl., [Nachdr.]. Hannover: Schroedel.

Haaahr, M.; Haahr, S. (1998): Random.org. Online verfügbar unter <https://www.random.org/>.

- Haas, C. T. (2008): Training auf vibrierenden Platten. In: *pt_Zeitschrift für Physiotherapeuten* 60 (7), S. 778–779. Online verfügbar unter http://www.rehacity.ch/data/Ressourcen/1382707865-pt_60_2008_srt.pdf.
- Haas, C. T.; Turbanski, S.; Kaiser, I.; Schmidtbleicher, D. (2004): Biomechanische und physiologische Effekte mechanischer Schwingungsreize beim Menschen. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 55 (2), S. 34–43. Online verfügbar unter <https://www.germanjournalsportsmedicine.com/fileadmin/content/archiv2004/heft02/Haas.pdf>.
- Hagbarth, K.-E.; Eklund, G. (1966): Tonic vibration reflexes (TVR) in spasticity. In: *Brain Research* 2 (2), S. 201–203. DOI: 10.1016/0006-8993(66)90029-1.
- Hammer, Ann; Nilsagård, Ylva; Wallquist, Magnus (2008): Balance training in stroke patients – a systematic review of randomized, controlled trials. In: *Advances in Physiotherapy* 10 (4), S. 163–172. DOI: 10.1080/14038190701757656.
- Hankey, Graeme J. (2017): Stroke. In: *The Lancet* 389 (10069), S. 641–654. DOI: 10.1016/S0140-6736(16)30962-X.
- Hansis, Martin (2010): Basiswissen Chirurgie. 2., überarbeitete und aktualisierte Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg (Springer-Lehrbuch).
- Hesse, S.; Welz, A.; Assmann, E.; Quentin, B.; Waldner, A. (2009): Fussgänger in Berlin nach einem Schlaganfall. Anforderungen im Strassenverkehr und in der U-Bahn. In: *Der Nervenarzt* 80 (8), S. 953–958. DOI: 10.1007/s00115-009-2700-x.
- Hesse, S.; Werner, C.; Bardeleben, A.; Quentin, B. (2006): Laufbandtherapie mit Gewichtsentlastung: Einfluss der Trainingsparameter Gewichtsentlastung, Geschwindigkeit und Steigung auf das Gehen hemiparetischer Patienten. In: *physioscience* 02 (3), S. 117–123. DOI: 10.1055/s-2006-926989.
- Heuschmann, P.; Busse, O.; Wagner, M.; Endres, M.; Villringer, A.; Röther, J. et al. (2010): Schlaganfallhäufigkeit und Versorgung von Schlaganfallpatienten in Deutschland. In: *Akt Neurol* 37 (07), S. 333–340. DOI: 10.1055/s-0030-1248611.
- Horak, F. B. (2006): Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? Hg. v. Oxford University Press on behalf of the British Geriatrics Society. Online verfügbar unter <https://www.cs.cmu.edu/~cga/legs/chamr1.pdf>.

Horak, F. B.; Esselman, P.; Anderson, M. E.; Lynch, M. K. (1984): The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. In: *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry* 47 (9), S. 1020–1028. DOI: 10.1136/jnnp.47.9.1020.

Huber, Martin (2016): Posturale Kontrolle – Grundlagen. In: *neuroreha* 08 (04), S. 158–162. DOI: 10.1055/s-0042-118059.

Huber, Martin; Starrost, Klaus (2011): Aufgabenorientiertes Training nach Schlaganfall – Den Alltag üben. In: *physiopraxis* 9 (11/12), S. 36–38. DOI: 10.1055/s-0031-1298042.

Jacobs, J. V.; Horak, F. B. (2007): Cortical control of postural responses. In: *Journal of neural transmission (Vienna, Austria : 1996)* 114 (10), S. 1339–1348. DOI: 10.1007/s00702-007-0657-0.

Jørgensen, Henrik S.; Nakayama, Hirofumi; Raaschou, Hans O.; Olsen, Tom S. (1995): Recovery of walking function in stroke patients: The copenhagen stroke study. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 76 (1), S. 27–32. DOI: 10.1016/S0003-9993(95)80038-7.

Jungehülsing, Gerhard Jan; Endres, M. (2015a): 11 Motorische Störungen und Spastizität. In: Gerhard Jan Jungehülsing, Matthias Endres, Gerhard Jan Jungehülsing und Matthias Endres (Hg.): *Komplikationen und Folgeerkrankungen nach Schlaganfall*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

Jungehülsing, Gerhard Jan; Endres, Matthias (2015b): *Komplikationen und Folgeerkrankungen nach Schlaganfall*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

Kaeding, Tobias Stephan (2016): *Vibrationstraining. Ein praxisorientiertes Handbuch*. Schorndorf: Hofmann (Gesundheit und Fitness, Band 5).

Karatas, Metin; Cetin, Nuri; Bayramoglu, Meral; Dilek, Ayse (2004): Trunk muscle strength in relation to balance and functional disability in unihemispheric stroke patients. In: *American journal of physical medicine & rehabilitation* 83 (2), S. 81–87. DOI: 10.1097/01.phm.0000107486.99756.c7.

Khaw, A. V.; Kessler, Ch. (2006): Schlaganfall. In: *Hamostaseologie* 26 (04), S. 287–297. DOI: 10.1055/s-0037-1616973.

Kluding, Patricia; Gajewski, Byron (2009): Lower-extremity strength differences predict activity limitations in people with chronic stroke. In: *Physical therapy* 89 (1), S. 73–81. DOI: 10.2522/ptj.20070234.

Kramer, A.; Dettmers, C.; Gruber M. (2013): Gleichgewichtstraining in der neurologischen Rehabilitation. Hg. v. Neurologie & Rehabilitation. Online verfügbar unter <https://dnb.info/1097266834/34>.

Kramers-de Quervain, I.; Stüssi, E.; Stacoff, A. (2008): Ganganalyse beim Gehen und Laufen. In: *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie* (56), S. 35–42.

Krummenauer, F.; Baulig, C.; Hirsch, J. (2014): Randomisation in klinischen Studien - durch Zufall zum Erfolg. In: *Zahnärztliche Implantation* (30), S. 60–66. Online verfügbar unter https://www.uni-wh.de/fileadmin/user_upload/03_G/07_Humanmedizin/05_Institute/IMBE/23_-_Randomisation_in_Klinischen_Studien.pdf.

Laudani, Luca; Mira, José; Carlucci, Flaminia; Orlando, Giorgio; Menotti, Federica; Sacchetti, Massimo et al. (2018): Whole body vibration of different frequencies inhibits H-reflex but does not affect voluntary activation. In: *Human movement science* 62, S. 34–40. DOI: 10.1016/j.humov.2018.09.002.

Lee, GyuChang (2019): Whole-Body Vibration in Horizontal Direction for Stroke Rehabilitation: A Randomized Controlled Trial. In: *Medical science monitor : international medical journal of experimental and clinical research* 25, S. 1621–1628. DOI: 10.12659/MSM.912589.

Lee, GyuChang; Song, ChangHo; Lee, YongWoo; Cho, HwiYoung; Lee, SeungWon (2011): Effects of Motor Imagery Training on Gait Ability of Patients with Chronic Stroke. In: *J Phys Ther Sci* 23 (2), S. 197–200. DOI: 10.1589/jpts.23.197.

Lehrner, Johann; Fertl, Elisabeth; Kryspin-Exner, Ilse; Pusswald, Gisela; Strubreither, Wilhelm (2006): *Klinische Neuropsychologie*: Springer Vienna.

Lewek, Michael D.; Bradley, Claire E.; Wutzke, Clinton J.; Zinder, Steven M. (2014): The relationship between spatiotemporal gait asymmetry and balance in individuals with chronic stroke. In: *Journal of applied biomechanics* 30 (1), S. 31–36. DOI: 10.1123/jab.2012-0208.

- Li, Sheng; Francisco, Gerard E.; Zhou, Ping (2018): Post-stroke Hemiplegic Gait: New Perspective and Insights. In: *Frontiers in physiology* 9, S. 1021. DOI: 10.3389/fphys.2018.01021.
- Liao, Lin-Rong; Ng, Gabriel Y. F.; Jones, Alice Y. M.; Huang, Mei-Zhen; Pang, Marco Y. C. (2016): Whole-Body Vibration Intensities in Chronic Stroke: A Randomized Controlled Trial. In: *Medicine and science in sports and exercise* 48 (7), S. 1227–1238. DOI: 10.1249/MSS.0000000000000909.
- Löllgen, Herbert; Ulmer, Hans-Volkhart (2004): Das „Gespräch“ während der Ergometrie: Die Borg-Skala. In: *Deutsches Arzteblatt international* 101 (15), S. 1014–1015. Online verfügbar unter <https://www.aerzteblatt.de/archiv/41324>.
- Lu, Jun; Xu, Guangxu; Wang, Yuchen (2015): Effects of whole body vibration training on people with chronic stroke: a systematic review and meta-analysis. In: *Topics in Stroke Rehabilitation* 22 (3), S. 161–168. DOI: 10.1179/1074935714Z.0000000005.
- Ludwig, Malte (2020): Schlaganfall. In: Malte Ludwig (Hg.): *Facharztwissen Angiologie*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, S. 25–39.
- Luo, Jin; McNamara, Brian; Moran, Kieran (2005): The use of vibration training to enhance muscle strength and power. In: *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 35 (1), S. 23–41. DOI: 10.2165/00007256-200535010-00003.
- Marín, Pedro J.; Ferrero, Cristina M.; Menéndez, Héctor; Martín, Juan; Herrero, Azael J. (2013): Effects of whole-body vibration on muscle architecture, muscle strength, and balance in stroke patients: a randomized controlled trial. In: *American journal of physical medicine & rehabilitation* 92 (10), S. 881–888. DOI: 10.1097/PHM.0b013e318292336c.
- Mayr, H.; Ammer, K. (2007): Ganzkörpervibration (GKV) - Methoden und Indikationen. Eine Literaturübersicht. Hg. v. *Österreichische Zeitschrift für Physikalische Medizin und Rehabilitation*. Online verfügbar unter https://www.researchgate.net/publication/267421597_Ganzkorpervibration_GKV_-_Methoden_und_Indikationen_Eine_Literaturubersicht.
- McKnight, Patrick E. (2007): *Missing data. A gentle introduction*. New York: Guilford Press (Methodology in the social sciences). Online verfügbar unter <http://site.ebrary.com/lib/alltitles/docDetail.action?docID=10254830>.

- Mehrholz, Jan; Pohl, Marcus; Kugler, Joachim; Elsner, Bernhard (2018): The Improvement of Walking Ability Following Stroke. In: *Deutsches Arzteblatt international* 115 (39), S. 639–645. DOI: 10.3238/arztebl.2018.0639.
- Mester, J.; Kleinöder, H.; Yue, Z. (2006): Vibration training: benefits and risks. In: *Journal of biomechanics* 39 (6), S. 1056–1065. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.02.015.
- Miklitsch, Claudia; Krewer, Carmen (2014): Balancetraining in Gruppen vs. individuelles Trampolintraining in der Rehabilitation nach Schlaganfall. In: *neuroreha* 06 (02), S. 74–77. DOI: 10.1055/s-0034-1383835.
- Moriello, Carolina; Finch, Lois; Mayo, Nancy E. (2011): Relationship between muscle strength and functional walking capacity among people with stroke. In: *Journal of rehabilitation research and development* 48 (3), S. 267–275. DOI: 10.1682/jrrd.2010.04.0066.
- Musumeci, Giuseppe (2017): The Use of Vibration as Physical Exercise and Therapy. In: *JFMK* 2 (2), S. 17. DOI: 10.3390/jfmk2020017.
- Ouchi, Y.; Okada, H.; Yoshikawa, E.; Nobezawa, S.; Futatsubashi, M. (1999): Brain activation during maintenance of standing postures in humans. In: *Brain* 122 (Pt 2) (2), S. 329–338. DOI: 10.1093/brain/122.2.329.
- Petersen, C.; Morfeld, M.; Bullinger, M. (2001): Fragebogen über die Folgen eines Schlaganfalls. Testung und Validierung der deutschen Version der "Stroke Impact Scale". In: *Fortschritte der Neurologie-Psychiatrie* 69 (6), S. 284–290. DOI: 10.1055/s-2001-14465.
- Pollock, A. S.; Durward, B. R.; Rowe, P. J.; Paul, J. P. (2000): What is balance? In: *Clinical rehabilitation* 14 (4), S. 402–406. DOI: 10.1191/0269215500cr342oa.
- Rauch, F.; Sievanen, H.; Boonen, S.; Cardinale, M.; Degens, H.; Felsenberg, D. et al. (2010): Reporting whole-body vibration intervention studies: recommendations of the International Society of Musculoskeletal and Neuronal Interactions. In: *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions* 10 (3), S. 193–198.
- Riemann, Bryan L.; Lephart, Scott M. (2002): The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. In: *Journal of Athletic Training* 37 (1), S. 71–79.

Rittweger, Jörn (2010): Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. In: *European journal of applied physiology* 108 (5), S. 877–904. DOI: 10.1007/s00421-009-1303-3.

Rittweger, Jörn; Mutschelknauss, Marcus; Felsenberg, Dieter (2003): Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise. In: *Clinical physiology and functional imaging* 23 (2), S. 81–86. DOI: 10.1046/j.1475-097x.2003.00473.x.

Robert Koch-Institut (2017a): 12-Monats-Prävalenz von Schlaganfall oder chronischen Beschwerden infolge eines Schlaganfalls in Deutschland.

Robert Koch-Institut (2017b): Gesundheitsmonitoring und Gesundheitsindikatoren in Europa.

Schädler, Stefan (2007): Assessment: Berg Balance Scale. Ein aufschlussreicher Test fürs Gleichgewicht. In: *physiopraxis* 2007 (11), S. 40–41. Online verfügbar unter <https://www.stefan-schaedler.ch/wp-content/uploads/2014/11/Assessment-Berg-Balance-Scale-Sch%C3%A4dler-2007.pdf>.

Schulz, Kenneth F.; Grimes, David A. (2007): Reihe Epidemiologi 6. In: *Zeitschrift für ärztliche Fortbildung und Qualität im Gesundheitswesen - German Journal for Quality in Health Care* 101 (6), S. 419–426. DOI: 10.1016/j.zgesun.2007.05.027.

Smania, Nicola; Picelli, Alessandro; Gandolfi, Marialuisa; Fiaschi, Antonio; Tinazzi, Michele (2008): Rehabilitation of sensorimotor integration deficits in balance impairment of patients with stroke hemiparesis: a before/after pilot study. In: *Neurological sciences : official journal of the Italian Neurological Society and of the Italian Society of Clinical Neurophysiology* 29 (5), S. 313–319. DOI: 10.1007/s10072-008-0988-0.

Sohn, Min Kyun; Jee, Sung Ju; Kim, Yeong Wook (2013): Effect of transcranial direct current stimulation on postural stability and lower extremity strength in hemiplegic stroke patients. In: *Annals of Rehabilitation Medicine* 37 (6), S. 759–765. DOI: 10.5535/arm.2013.37.6.759.

Steffen, Horst (2016): Schwingungen. In: Wilfried Pläßmann und Detlef Schulz (Hg.): *Handbuch Elektrotechnik*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden, S. 221–225.

Stewafit (2019): Info und Anwendung des SiWave-Plus®-Gerät. Online verfügbar unter <https://siwave.eu/siwave-multi/>.

Taube, W. (2013): Neuronale Mechanismen der posturalen Kontrolle und der Einfluss von Gleichgewichtstraining. In: *Journal für Neurologie, Neurochirurgie und Psychiatrie* (14 (2)), S. 55–63. Online verfügbar unter <https://www.kup.at/kup/pdf/11532.pdf>.

Taube, Wolfgang; Schubert, Martin; Gruber, Markus; Beck, Sandra; Faist, Michael; Gollhofer, Albert (2006): Direct corticospinal pathways contribute to neuromuscular control of perturbed stance. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 101 (2), S. 420–429. DOI: 10.1152/jappphysiol.01447.2005.

Tihanyi, J.; Di Giminiani, R.; Tihanyi, T.; Gyulai, G.; Trzaskoma, L.; Horváth, M. (2010): Low resonance frequency vibration affects strength of paretic and non-paretic leg differently in patients with stroke. In: *Acta physiologica Hungarica* 97 (2), S. 172–182. DOI: 10.1556/APhysiol.97.2010.2.3.

Torvinen, Saila; Kannu, Pekka; Sievänen, Harri; Järvinen, Tero A. H.; Pasanen, Matti; Kontulainen, Saija et al. (2002): Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. In: *Clinical physiology and functional imaging* 22 (2), S. 145–152. DOI: 10.1046/j.1365-2281.2002.00410.x.

Trepel, Martin (2017): Neuroanatomie. Struktur und Funktion. 7. Auflage. München: Elsevier.

Ullmann, D. (1995): Stöcker, H. (Hrsg.), Taschenbuch der Physik. Formeln-Tabellen-Übersichten. 2., völlig überarbeitete und erweiterte Aufl., Thun, Frankfurt/Main, Verlag Harri Deutsch 1994, XXV, 874 S., DM 32.-. ISBN 3-8171-1358-7. In: *Z. angew. Math. Mech.* 75 (4), S. 282. DOI: 10.1002/zamm.19950750411.

van Nes, Ilse J. W.; Latour, Hilde; Schils, Fanny; Meijer, Ronald; van Kuijk, Annet; Geurts, Alexander C. H. (2006): Long-term effects of 6-week whole-body vibration on balance recovery and activities of daily living in the postacute phase of stroke: a randomized, controlled trial. In: *Stroke* 37 (9), S. 2331–2335. DOI: 10.1161/01.STR.0000236494.62957.f3.

Veerbeek, J. M.; van Wegen, E. E. H.; Harmeling-Van der Wel, B. C.; Kwakkel, G. (2011): Is accurate prediction of gait in nonambulatory stroke patients possible within 72 hours poststroke? The EPOS study. In: *Neurorehabilitation and neural repair* 25 (3), S. 268–274. DOI: 10.1177/1545968310384271.

Visser, Jasper E.; Bloem, Bastiaan R. (2005): Role of the basal ganglia in balance control. In: *Neural plasticity* 12 (2-3), 161-74; discussion 263-72. DOI: 10.1155/NP.2005.161.

Wade, D. T.; Hower, R. L. (1987): Functional abilities after stroke: measurement, natural history and prognosis. In: *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry* 50 (2), S. 177–182. DOI: 10.1136/jnnp.50.2.177.

Weineck, Jürgen (2017): Optimales Training. Leistungsphysiologische Trainingslehre unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings. 16. durchgesehene Aufl. Balingen: Spitta. Online verfügbar unter http://medizin.spitta.de/Sport/145_index.html.

Witte, Kerstin (2018): Gleichgewichtsfähigkeit. In: Kerstin Witte (Hg.): *Ausgewählte Themen der Sportmotorik für das weiterführende Studium (Band 2)*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, S. 1–15.

Zaidell, Lisa N.; Mileva, Katya N.; Sumners, David P.; Bowtell, Joanna L. (2013): Experimental evidence of the tonic vibration reflex during whole-body vibration of the loaded and unloaded leg. In: *PloS one* 8 (12), e85247. DOI: 10.1371/journal.pone.0085247.



CONSORT 2010 checklist of information to include when reporting a randomised trial*

Section/Topic	Item No	Checklist item	Reported on page No
Title and abstract			
	1a	Identification as a randomised trial in the title	Deckblatt
	1b	Structured summary of trial design, methods, results, and conclusions (for specific guidance see CONSORT for abstracts)	I, II
Introduction			
Background and objectives	2a	Scientific background and explanation of rationale	22,23
	2b	Specific objectives or hypotheses	25,26
Methods			
Trial design	3a	Description of trial design (such as parallel, factorial) including allocation ratio	23
	3b	Important changes to methods after trial commencement (such as eligibility criteria), with reasons	-
Participants	4a	Eligibility criteria for participants	27
	4b	Settings and locations where the data were collected	29
Interventions	5	The interventions for each group with sufficient details to allow replication, including how and when they were actually administered	30-32
Outcomes	6a	Completely defined pre-specified primary and secondary outcome measures, including how and when they were assessed	33-37
	6b	Any changes to trial outcomes after the trial commenced, with reasons	-
Sample size	7a	How sample size was determined	23-24
	7b	When applicable, explanation of any interim analyses and stopping guidelines	31

Randomisation:			
Sequence generation	8a	Method used to generate the random allocation sequence	28
	8b	Type of randomisation; details of any restriction (such as blocking and block size)	28
Allocation concealment mechanism	9	Mechanism used to implement the random allocation sequence (such as sequentially numbered containers), describing any steps taken to conceal the sequence until interventions were assigned	28,29
Implementation	10	Who generated the random allocation sequence, who enrolled participants, and who assigned participants to interventions	29,30
Blinding	11a	If done, who was blinded after assignment to interventions (for example, participants, care providers, those assessing outcomes) and how	33
	11b	If relevant, description of the similarity of interventions	30,31
Statistical methods	12a	Statistical methods used to compare groups for primary and secondary outcomes	37,38
	12b	Methods for additional analyses, such as subgroup analyses and adjusted analyses	-
Results			
Participant flow (a diagram is strongly recommended)	13a	For each group, the numbers of participants who were randomly assigned, received intended treatment, and were analysed for the primary outcome	39
	13b	For each group, losses and exclusions after randomisation, together with reasons	38, 39
Recruitment	14a	Dates defining the periods of recruitment and follow-up	29
	14b	Why the trial ended or was stopped	-
Baseline data	15	A table showing baseline demographic and clinical characteristics for each group	40,41
Numbers analysed	16	For each group, number of participants (denominator) included in each analysis and whether the analysis was by original assigned groups	39

Outcomes and estimation	17a	For each primary and secondary outcome, results for each group, and the estimated effect size and its precision (such as 95% confidence interval)	43,44,45,46
	17b	For binary outcomes, presentation of both absolute and relative effect sizes is recommended	-
Ancillary analyses	18	Results of any other analyses performed, including subgroup analyses and adjusted analyses, distinguishing pre-specified from exploratory	62, 70,71
Harms	19	All important harms or unintended effects in each group (for specific guidance see CONSORT for harms)	30,31
Discussion			
Limitations	20	Trial limitations, addressing sources of potential bias, imprecision, and, if relevant, multiplicity of analyses	66-71
Generalisability	21	Generalisability (external validity, applicability) of the trial findings	
Interpretation	22	Interpretation consistent with results, balancing benefits and harms, and considering other relevant evidence	71,72
Other information			
Registration	23	Registration number and name of trial registry	28
Protocol	24	Where the full trial protocol can be accessed, if available	
Funding	25	Sources of funding and other support (such as supply of drugs), role of funders	

*We strongly recommend reading this statement in conjunction with the CONSORT 2010 Explanation and Elaboration for important clarifications on all the items. If relevant, we also recommend reading CONSORT extensions for cluster randomised trials, non-inferiority and equivalence trials, non-pharmacological treatments, herbal interventions, and pragmatic trials. Additional extensions are forthcoming: for those and for up to date references relevant to this checklist, see www.consort-statement.org

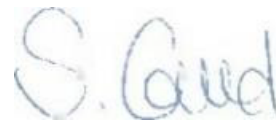
Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre an Eides statt gegenüber der Hochschule für Gesundheit GmbH, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Quellen und Hilfsmittel angefertigt habe.

Die vorliegende Arbeit ist frei von Plagiaten. Alle Ausführungen, die wörtlich oder inhaltlich aus anderen Schriften entnommen sind, habe ich als solche kenntlich gemacht.

Diese Arbeit wurde in gleicher oder ähnlicher Form bei keinem anderen Prüfer als Prüfungsleistung eingereicht und ist auch nicht veröffentlicht.

Gosheim, 10.09.2021



Ort, Datum

Stephanie Grund