

Wieder Gehen lernen mit Musik: Evaluierung eines musikgestützten Laufbandtrainings für hemiparetische Patienten nach Schlaganfall

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grads

Dr. phil.

im Fach Rehabilitationswissenschaft

eingereicht am 20.09.2018

an der Humanwissenschaftlichen Fakultät der Universität Potsdam

am Department Sport- und Gesundheitswissenschaften

von Dipl. Musiktherapeut (FH) Stefan Mainka

geboren 25. August 1977 in Dresden

Präsident der Universität Potsdam

Prof. Oliver Günther, Ph.D.

Dekanin der Humanwissenschaftlichen Fakultät

Prof. Dr. Barbara Höhle

Erstgutachten:

Prof. Dr. Heinz Völler

Zweitgutachten:

Prof. Dr. Marcus Pohl

Disputation:

07. Juni 2019

Online veröffentlicht auf dem

Publikationsserver der Universität Potsdam:

<https://doi.org/10.25932/publishup-43004>

<https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:kobv:517-opus4-430049>

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	3
Abbildungsverzeichnis.....	6
Tabellenverzeichnis.....	7
Abkürzungsverzeichnis	8
1. Hintergrund	9
1.1 Schlaganfall - vom Funktionsverlust zur Rehabilitation	9
1.2 Gangsymptomatik und -rehabilitation nach Schlaganfall.....	10
1.3 Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath (NGB).....	11
1.4 Laufbandtraining (LT) mit Schlaganfallpatienten	12
1.5 Die audio-motorische Synchronisation	13
1.6 Wirkung von Musik auf das normale Gehen.....	17
1.7 Emotionale Effekte beim Bewegen nach Musik	19
1.8 Wirkung von Musik auf das hemiparetische Gehen	21
1.9 Neurologische Musiktherapie	22
1.10 Rhythmisch-auditive Stimulation (RAS)	24
1.11 Charakteristika funktionaler Musik für das Gehen.....	25
1.12 Trainingseffekte von RAS bei Schlaganfallpatienten	32
1.13 Wirkung von RAS auf das Laufbandgehen von Schlaganfallpatienten	33
2 Fragestellung	34
3 Methode.....	34
3.1 Studiendesign	34
3.2 Fallzahlberechnung	34
3.3 Randomisierung	35
3.4 Primäre und sekundäre Endpunkte.....	35
3.5 Probanden.....	35

3.6	Therapeutische Interventionen.....	37
3.6.1	Rhythmisch-auditive Stimulation auf dem Laufband (RAS-LT).....	38
3.6.2	Laufbandtraining (LT)	40
3.6.3	Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath (NGB)	40
3.7	Assessments	40
3.7.1	Fast Gait Speed Test (FGS)	41
3.7.2	Ganganalyse mit Lokometer (LOM).....	41
3.7.3	Drei-Minuten-Walking-Time-Test (3WT)	42
3.7.4	Statische Posturografie (SPG).....	42
3.7.5	Kinematische 2D-Ganganalyse auf dem Laufband (KGA).....	42
3.8	Datenverarbeitung.....	44
3.9	Statistik.....	45
4	Ergebnisse.....	46
4.1	Ausgangsbeschaffenheit der Stichprobe.....	46
4.2	Ergebnisse zum ebenerdigen Gehen	47
4.2.1	Fast Gait Speed Test (FGS)	47
4.2.2	Ganganalyse mit Lokometer (LOM).....	49
4.2.3	Drei-Minuten-Walking-Time-Test (3WT)	56
4.3	Ergebnisse der statischen Posturographie (SPG).....	57
4.4	Ergebnisse der kinematischen 2D-Analyse auf dem Laufband	58
5	Diskussion	63
5.1	Kritik des Studiendesigns	63
5.2	Kritik der Assessmentbatterie.....	64
5.3	Kritik der Assessmentdurchführung	65
5.4	Kritik der Durchführung der RAS auf dem Laufband	66
5.5	Kritik des Einsatzes der Musik	68
5.6	Kritik der Statistik.....	71

5.7	Bewertung der Trainingsergebnisse.....	71
6	Schlussfolgerungen und Ausblick	75
	Literaturverzeichnis	79

Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1.</i> Phasenkorrektur als Mechanismus der audio-motorischen Synchronisation.....	16
<i>Abbildung 2.</i> Periodenkorrektur als Mechanismus der audio-motorischen Synchronisation.....	16
<i>Abbildung 3.</i> Mittelwerte und Standardfehler von bereinigter post-interventioneller Gehgeschwindigkeit aus Fast Gait Speed Test.....	48
<i>Abbildung 4.</i> Mittelwerte und Standardfehler von bereinigter post-interventioneller Gehgeschwindigkeit aus Fast Gait Speed Test.....	49
<i>Abbildung 5.</i> Mittelwerte und Standardfehler von bereinigter post-interventioneller Doppelschrittlänge aus Fast Gait Speed Test.....	49
<i>Abbildung 6.</i> Mittelwerte und Standardfehler von bereinigter post-interventioneller Gehgeschwindigkeit aus Lokometermessung.....	51
<i>Abbildung 7.</i> Mittelwerte und Standardfehler von bereinigter post-interventioneller Kadenz aus Lokometermessung.....	51
<i>Abbildung 8.</i> Mittelwerte und Standardfehler von bereinigter post-interventioneller Doppelschrittlänge aus Lokometermessung.....	52
<i>Abbildung 9.</i> Mittelwerte und Standardfehler von bereinigter post-interventioneller Gehstrecke aus Drei-Minuten-Walking-Time-Test.....	57
<i>Abbildung 10.</i> Winkelverläufe des Kniegelenks des hemiparetischen Beins aus 8 zeitlich normalisierten Gangzyklen und gemitteltem Zyklus von Proband Nummer 6 vor 4-wöchigem Laufbandtraining.....	60
<i>Abbildung 11.</i> Winkelverläufe des Kniegelenks des hemiparetischen Beins aus 8 zeitlich normalisierten Gangzyklen und gemitteltem Zyklus von Proband Nummer 6 nach 4-wöchigem Laufbandtraining.....	60

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1. Probandendaten nach Therapiegruppenzugehörigkeit.....	37
Tabelle 2. Ermittelte Werte für prä- und post-interventionelle Gehgeschwindigkeit, Kadenz und Doppelschrittlänge aus Fast Gait Speed Test	47
Tabelle 3. Ermittelte Werte für prä- und post-interventionelle Gehgeschwindigkeit, Kadenz und Doppelschrittlänge aus Lokometermessung	50
Tabelle 4. Ermittelte Werte für prä- und post-interventioneller Schrittlänge, Zyklusdauer, Standphasendauer und Anteil der Standphasen für betroffene und nicht-betroffene untere Extremität aus Lokometermessung	54
Tabelle 5. Absolute Asymmetrieindices für Schrittlänge, Zyklusdauer, Standphasendauer und Anteil der Standphasen aus Lokometermessung	55
Tabelle 6. <i>Ermittelte Werte für prä- und post-interventionelle Gehstrecke aus 3 min Walking Time Test</i>	56
Tabelle 7. <i>Ermittelte Werte für prä- und post-interventionelle Werte von Schwankweg, Schwankfläche und mittlerer lateralen Auslenkung des Schwerlots aus statischer Posturographie</i>	58
Tabelle 8. <i>Errechnete Werte für prä- und post-interventionelle Ähnlichkeit der Winkelverläufe von oberem Sprunggelenk, Kniegelenk und Hüftgelenk im Vergleich beider Beine zueinander aus kinematischer 2D-Ganganalyse auf dem Laufband</i>	59
Tabelle 9. <i>Errechnete Werte für prä- und post-interventionelle Ähnlichkeit der Winkelverläufe von oberem Sprunggelenk, Kniegelenk und Hüftgelenk beider Beine aus kinematischer 2D-Ganganalyse auf dem Laufband</i>	62
Tabelle 10. Mittelwerte, Standardabweichungen der Postwerte von Schrittlänge, Zyklusdauer, Standphasendauer und Anteil der Standphasen für betroffenes und nicht-betroffenes Bein aus Lokometermessung mit Referenzwerten für gesunde Ältere	73

Abkürzungsverzeichnis

3WT	Drei-Minuten-Walking-Time-Test
buE	betroffene untere Extremität
FGS	Fast Gait Speed Test
HüG	Hüftgelenk
ICC	Intraklassen-Korrelationskoeffizient
KGA	kinematische 2D-Ganganalyse auf dem Laufband
KnG	Kniegelenk
LOM	Ganganalyse mit Lokometer
LT	Laufbandtraining
NGB	neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath
NMT	Neurologische Musiktherapie
nuE	nicht-betroffene untere Extremität
oSG	oberes Sprunggelenk
RAS	rhythmisch-auditive Stimulation
RAS-LT	Kombinationstherapie aus Rhythmisch-auditiver Stimulation und Laufbandtraining
RCT	randomized controlled trial
SL	Schwerelot
SPG	statische Posturographie

1. Hintergrund

1.1 Schlaganfall - vom Funktionsverlust zur Rehabilitation

Der Schlaganfall ist eine der häufigsten Erkrankungen in Deutschland. Der ischämische Schlaganfall bezeichnet ein akutes lokal-abgrenzbares neurologisches Defizit aufgrund einer fokalen Durchblutungsstörung des Gehirns. Durch die unterbrochene Blutversorgung des Hirngewebes entstehen passagere Funktionsverluste bis hin zum Absterben von Gewebe. Die Art und Ausprägung der Funktionsverluste korrespondiert mit der Lokalisation und Größe des Zellverlustes (vgl. DEGAM 2012).

Eine aussichtsreiche kurative pharmakologische Behandlung ist nur in den ersten Stunden möglich. Bereits nach wenigen Tagen ist die Behandlung mit rehabilitativen Trainingstherapien wichtig. Dies trägt der unablässig im menschlichen Gehirn stattfindenden neuronalen Plastizität Rechnung. Neuronale Plastizität ist gekennzeichnet durch die kontinuierliche Anpassung neuronaler Netzwerke an sich verändernde Umweltbedingungen. Der Mehrgebrauch oder der veränderte Einsatz einer Körperfunktion führt dabei zu einer Veränderung in Ausmaß und Vernetzung der kortikalen Repräsentation. Dies bedeutet in der Regel eine Verbesserung der Funktionsfähigkeit (vgl. Sterr 2004) zit. nach (DGN 2012). Gleichzeitig können sich Körperfunktionen und ihre kortikalen Repräsentationen verschlechtern, wenn sie weniger intensiv eingesetzt werden als zuvor.

Mit einem Schlaganfall ändern sich plötzlich je nach Art und Ausprägung der Hirnschädigung die Sinneswahrnehmungen, die Körperfunktionen, die Eigenwahrnehmung, die Denk- und Handlungsprozesse, oft das gesamte Aktivitätsrepertoire. Dies hat eine unmittelbare läsionsinduzierte neuronale Plastizität zur Folge. Dabei kann es passieren, dass vom Schlaganfall betroffene und eingeschränkte Körperfunktionen nicht oder nur eingeschränkt ausgeführt werden können. Eine unmittelbare weitere Verringerung des kortikal beteiligten Areal und Funktionsverringern sind die Folge. Gleichzeitig werden meist die noch vorhandenen Körperfunktionen kompensatorisch intensiver eingesetzt. Damit werden funktional unphysiologische Aktivitäten ausgebildet, die zudem das Wiederabrufen der gestörten Funktionen boykottieren können (DGN 2012).

Um eine Verbesserung im Sinne einer rehabilitativen Plastizität zu erreichen, ist es daher notwendig frühzeitig gestörte Funktionen wieder physiologisch einzusetzen und abzurufen. Dies sollte unter Einsatz rehabilitativer Therapien geschehen. Therapeutische Interventionen richten sich in der Regel auf spezifisches, optimiertes und variables Abrufen der gestörten Körperfunktion.

1.2 Gangsymptomatik und -rehabilitation nach Schlaganfall

Ungefähr 60% der Schlaganfallpatienten leiden unter Störungen der Gehfähigkeit (Mehrholz et al. 2014). Diese werden verursacht durch Hemiparesen und / oder durch sensorische Defizite der unteren Extremität oder des Rumpfes sowie durch koordinative Störungen der muskulären Kontrolle. Eine Hemiparese bedeutet den teilweisen oder totalen Funktionsausfall bestimmter Muskelgruppen einer Körperhälfte. Kraftdefizite der jeweiligen Muskelgruppen sind die Folge. Diese Kraftdefizite können dezent sein, sodass die vormalige Maximalkraft nicht mehr abgerufen werden kann, bis hin zu total Funktions- und Kraftverlust. Dieser entspricht einer schlaffen Lähmung. Sind Muskelgruppen des unteren Rumpfes oder einer unteren Extremität betroffen, sind Störungen des Gehens die Folge. Je nach Anzahl und Umfang der gestörten Muskelgruppen ergibt sich ein mehr oder weniger starkes pathologisches hemiparetisches Gangmuster, oder bei schweren und umfassenden funktionalen Einschränkungen eine Gang- oder gar Standunfähigkeit. Das hemiparetische Gangbild ist gekennzeichnet durch eine oft deutlich reduzierte Gehgeschwindigkeit. Diese ergibt sich aus einer verkürzten Schrittlänge und einer herabgesetzten Schrittfrequenz, auch Kadenz genannt. Durch eine Verkürzung der Standbeinphase der betroffenen unteren Extremität (buE) entsteht oft ein hinkendes Gangbild.

Weiterhin können sensible Störungen auf der betroffenen Körperseite auftreten. Diese manifestieren sich insbesondere durch Störungen der Tiefensensibilität und der Propriozeption. In der Folge von Funktionsausfällen und Perzeptionsstörungen kommt es mitunter zu unwillkürlichen Muskelkontraktionen, sogenannten Spastiken. Diese behindern zusätzlich den physiologischen Abruf von Bewegungen und erschweren dadurch die rehabilitative Therapie.

Zusätzlich zu den muskulären und sensiblen Funktionsausfällen können weitere Symptome das Gehen erschweren. Dazu zählen der somato-sensorische

Neglect sowie mannigfaltige kognitive Störungen wie zum Beispiel Aufmerksamkeitsprobleme oder exekutive Störungen.

Über 50% aller Schlaganfallpatienten behalten residuale Paresen zurück, wobei Arm- und Handfunktionen grundsätzlich schwieriger zu rehabilitieren sind als Rumpftaktivitäten und Gehfunktion. Diese motorischen Funktionsausfälle sind beim Erwachsenen der häufigste Grund für die Entstehung einer Behinderung. Ungefähr ein Drittel aller Schlaganfallpatienten bleibt auf fremde Hilfe angewiesen. Etwa ein Fünftel benötigt Hilfe bei der Mobilität und bis zu 70% bleiben in ihrer Berufsfähigkeit eingeschränkt (DGN 2012). Die Wiederherstellung der Gehfunktion ist eine wichtige Voraussetzung sowohl für die Verbesserung und Reaktivierung physischer Aktivitäten, als auch für das Wiedererlangen von Autonomie und Partizipationsfähigkeit im täglichen Leben (WHO 2014).

1.3 Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath (NGB)

Die in deutschen neurologischen Rehabilitationseinrichtungen lange Zeit vorherrschende Form der Physiotherapie für Schlaganfallpatienten ist das neurophysiologische Bewegungstraining nach Bobath. Dabei werden durch sogenannte Fazilitationsmittel Haltungs- und Bewegungskontrolle im Sinne einer Ökonomisierung stimuliert. Zu den Fazilitationsmitteln zählen: Umfeldgestaltung, Auswahl von Aufgaben, Reflektierter Einsatz von Sprache und *Hands-on-Facilitation* (Viebrock & Frost 2008). Letzteres beschreibt Techniken bei denen der Therapeut durch den Einsatz seiner Hände oder des Körpers die Haltungskontrolle des Patienten unterstützt (ebenda).

Das Bobathkonzept verfolgt einen 24-h-Ansatz. Dabei werden idealerweise sämtliche Aktivitäten (Aufstehen, Hinsetzen, Essen, Lesen etc.) und auch vordergründig inaktive Phasen, wie Sitzen oder Schlafen einer therapeutisch-intendierten Korrektur unterzogen. Dies erfordert eine intensive Betreuung und im Rahmen einer stationären Rehabilitation die Einbeziehung aller am Patienten tätigen Behandler.

Das Konzept ist in der stationären und ambulanten Rehabilitation weit verbreitet und anerkannt (Chen & Shaw 2014). Gleichwohl konnte für das NGB in verglei-

chenden klinischen Untersuchungen keine spezifisch überlegene Wirksamkeit nachgewiesen werden (DGN 2012).

1.4 Laufbandtraining (LT) mit Schlaganfallpatienten

Das Laufband ist in der Gangrehabilitation nach Schlaganfall ein bewährtes Trainingsgerät. „Neurophysiologisch zielt die [Laufbandtherapie] auf eine Aktivierung der für das Gehen relevanten Lokomotionszentren des zentralen Nervensystems bei gleichzeitiger Förderung der für das Gehen erforderlichen posturalen Kontrolle ab.“ (Hesse 2007, S.1) Patienten können auf Geräte neuerer Bauart zum Aufsteigen mit dem Rollstuhl auffahren. Eine mögliche partielle Gewichtsentlastung durch gewichtsbeschwerte Gurtsysteme sorgt zusätzlich dafür, dass auch nicht selbstständig gehfähige Patienten ein LT durchführen können. Während des Trainings stützt sich der Patient mit beiden Händen auf seitlichen oder frontal angeordneten, meist flexibel justierbaren Haltestangen auf. Falls ein Arm aufgrund der Hemiparese nicht mitstützen kann wird er durch eine Armschlinge gehalten. Sobald Stütz- und Greiffunktionen abrufbar sind, kann die paretische Hand mittels einer Klettbandmanschette an der Haltestange fixiert werden. Dies beugt assoziierten Tonuserhöhungen im betroffenen Arm während des Laufbandgehens vor.

Der Therapeut stellt für jeden Patienten individuell die Bandgeschwindigkeit und Trainingsdauer ein. Zusätzlich kann bei neueren Geräten ein leichter Neigungswinkel eingestellt werden. Dies kann sinnvoll sein, um größere Schrittlängen zu induzieren (Werner et al. 2007).

LT mit und ohne partielle Gewichtsentlastung ist nachgewiesenermaßen wirksam in der Wiederherstellung der Gehfunktion nach Schlaganfall. Mehrholz und Kollegen führten dazu eine Meta-Analyse durch, worin 44 klinische Studien mit insgesamt 2658 Teilnehmern ausgewertet wurden (Mehrholz et al. 2014). Danach ist LT ein wirksames Verfahren zur Verbesserung der Gehgeschwindigkeit. Zudem hilft LT mit Gewichtsentlastung die Ausdauer zu verbessern (ebenda). Die Verbesserungen bleiben beschränkt auf Patienten mit selbstständiger Gehfunktion. Daher wird LT auch zuerst für diese Patienten empfohlen (DGN 2012). Betroffene die zum Gehen Unterstützung benötigen, profitieren nicht (Mehrholz et al. 2014).

Eine neuere Arbeit von Lee (2015) konnte zeigen, dass es womöglich effektiver ist, frühzeitig mit höheren Bandgeschwindigkeiten zu trainieren. Die schrittweise Steigerung nach anfänglich moderaterem Beginn erwies sich in dieser Arbeit als weniger effektiv (Lee 2015).

Bei Schlaganfallpatienten führt das Gehen auf dem Band zu einer deutlichen Veränderung longitudinaler Gangparameter. In selbstgewähltem Tempo gingen die Patienten einer Experimentalgruppe im Schnitt 55% langsamer, was sich auf Schrittlänge (-40%) und Kadenz (-18%) verteilte (Steingrüber 2000, S.25). Steingrüber macht für dieses Phänomen die fehlende optische Verschiebung durch den Stillstand der Umgebung, sowie psychologische Prozesse („Laufbandangst“) verantwortlich (ebenda, S.46).

Nach klinischen Erfahrungen des Autors sind mit der quantitativen Änderung beim Laufbandgehen in der Regel auch qualitative Veränderungen des Gangbildes assoziiert. Auftreten können: vermehrte Asymmetrie der unteren Extremitäten, erhöhter spastischer Muskeltonus auf der paretischen Körperseite und erschwerte muskuläre Koordination (zum Beispiel bei der Fußhebung und / oder Kniestreckung). Die hohe Wiederholungsrate und Trainingsintensität – eigentlich Vorteile des LT – können dann zur Manifestierung eines unphysiologischen Gangbildes beitragen. In der vorliegenden klinischen Studie wurde eine Patientin aus der Studie ausgeschlossen, weil sie beim Laufbandgehen eine vermehrte Spastik des betroffenen Armes zeigte, die sich auch bei moderatem Trainingstempo über mehrere Tage verstärkte und zu Schmerzen führte. Es sollte daher für jeden Patienten sorgfältig geprüft werden, ob das Laufband das geeignete Trainingsgerät darstellt.

1.5 Die audio-motorische Synchronisation

Weltweit gibt es das Phänomen der Arbeitslieder, die jeweils von einer Gruppe zur sozialen Koordination einer bestimmten Tätigkeit gesungen werden (Endrissat & Noppeney 2012). Der stärkste und zuverlässigste Effekt von Musik auf den Menschen – neben der emotionalen Reaktion – ist der einer erhöhten motorischen Bereitschaft. Das äußert sich beispielsweise, indem wir beim Musikhören unwillkürlich mit der Fußspitze im Takt mitwippen, uns ganz leicht mit dem Oberkörper hin und her wiegen oder rhythmisch mit den Fingern trommeln.

Dabei kommt zusätzlich Phänomen zum Tragen, das auch schon als Magnetefekt beschrieben wurde. Man nennt es audio-motorische Ankopplung. Beides – erhöhte motorische Bereitschaft und audio-motorische Ankopplung – sind physiologische Effekte, welche trainings- und begabungsunabhängig beobachtbar sind (vgl. Mainka 2005).

Eine wichtige physiologische Grundlage für die erhöhte motorische Bereitschaft stellt die durch auditive Stimulation vermittelte höhere Erregbarkeit spinaler Motoneurone dar. Rossignol und Melvill konnten bereits 1976 zeigen, dass H-Reflexe der Beine (am Beispiel des M. gastrocnemius) dauerhaft und wirksam mittels akustischer Töne gesteigert werden (Rossignol & Melvill 1976). Der Ton geht dem Reflex-auslösenden Stromreiz voran und zwar im optimalen Fall um 110 - 130 ms. In diesem Fall lassen sich die Reflexe um bis zu 180% steigern. Stimuliert wurde dabei in einem Abstand von 15 Sekunden. Dadurch konnten die Forscher psychische Effekte durch mentalen rhythmischen Mitvollzug ausschließen. Jeder Ton wirkte jeweils nur auf den ihm direkt folgenden Reflex. Die erhöhte Erregbarkeit der monosynaptischen Eigenreflexe blieb über mehrere Minuten erhalten und fiel wieder unmittelbar ab, sobald nur noch elektrisch getriggert wurde (ebenda).

Wenn die auditive Stimulation kontinuierlich und mit konstanten Zeitabständen erfolgt, spricht man von einer metrischen beziehungsweise gepulsten Stimulation. Dieser Grundschlag, in der Musik auch Metrum oder Beat genannt ist die Basis der abendländischen Musikkultur. Das zentrale Nervensystem ist leistungsstark und versiert darin, den Grundschlag innerhalb eines Musikstückes in kürzester Zeit aufzuspüren, zu analysieren und umzusetzen, in innere oder äußere Bewegung. Schon ein reines Metrum (ohne Harmonie oder Melodie) gezielt mit willkürlichen Hüpfbewegungen gekoppelt genügt, um die jeweiligen Reaktionszeiten zu verkürzen (Paltsev & Elnor 1967). Die Ankopplung der Bewegung an einen Rhythmus ermöglicht eine zeitliche Steuerung der Bewegung (ebenda).

Auch neuere bildgebende Untersuchungen liefern Evidenz für diese enge hirnanatomische Verbindung von auditivem Rhythmus und menschlicher Bewegung. Die Rhythmuswahrnehmung und informationelle Verarbeitung findet in einem

fronto-parieto-zerebellärem System unter Beteiligung von unterem Parietallappen, unterem frontalem Gyrus, supplementär-motorischer Rinde und Kleinhirn statt. Dieses neuronale Netzwerk ist auch an der motorischen Steuerung beteiligt (Konoike et al. 2012).

Was passiert, wenn Menschen ihre Bewegungen mit einem gehörten Rhythmus koppeln? Dafür stehen nach Semjen zwei Kontroll- oder Synchronisationsmechanismen zur Verfügung: (1) die Phasenkorrektur und (2) die Periodenkorrektur (Semjen et al. 1998). Bei der Phasenkorrektur orientiert sich ein Mensch beim Bewegen nach Musik an dem gehörten zeitlichen Unterschied zwischen dem rhythmischen Ereignis und seiner motorischen Reaktion. Diesen Unterschied zwischen akustischem Ereignis und Bewegung nennt man Phasendifferenz. Sie fungiert quasi als Berechnungsgrundlage für die Phasenkorrektur verwendet (Semjen et al. 1998, siehe auch Abb. 1). Wichtiger für das Synchronisationsverhalten ist der zweite Mechanismus, die sogenannte Periodenkorrektur (siehe Abb. 2). Hierbei wird das gehörte Zeitintervall zwischen zwei klanglichen Ereignissen zur mentalen Blaupause. Im Gehirn werden dabei nicht die einzelnen Töne gespeichert aus denen ein Metrum besteht, sondern deren Zwischenräume. Das so im Kopf erzeugte Referenzintervall liefert die zeitliche Matrix für die zu synchronisierende Bewegung (Semjen et al. 1998, Thaut et al. 1998). Diese Art der Synchronisation kann sogar phasenverschoben, beispielsweise auf den Off-beat, den Zwischenbetonungen eines Taktes ablaufen. Man fühlt sich „in die Musik eingeloggt“, sobald das Referenzintervall im Kopf bestätigt: die Phase, also der Zeitablauf stimmt überein. Die Periodenkorrektur funktioniert auch dann sehr präzise und unmittelbar, wenn sich der Beat nur in sehr geringem Maße ändert, also zum Beispiel von 100 auf 102 bpm. Bei solchen minimalen Beatverschiebungen fehlt die Aktivierung des präfrontalen Kortex, welche nur mit größeren Änderungen einhergeht. Dies werten einige Autoren als Beleg für eine vorbewusste motorische Adaption, beziehungsweise vorbewusste audio-motorische Ankopplung (Stephan et al. 2002, Tecchio et al. 2000, Thaut et al. 1998). Dieser physiologische Vorgang der Ankopplung von Bewegungsabläufen an akustischen Rhythmus stellt die wichtigste Grundlage für die therapeutische Nutzung akustischer Signale im Bewegungstraining dar.

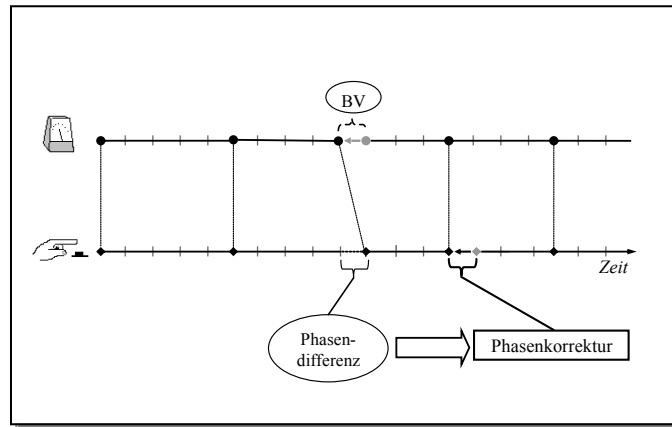



Abbildung 1. Phasenkorrektur als Mechanismus der audio-motorischen Synchronisation (nach Mainka 2005). BV = Beatverschiebung,  = auditiver Stimulus

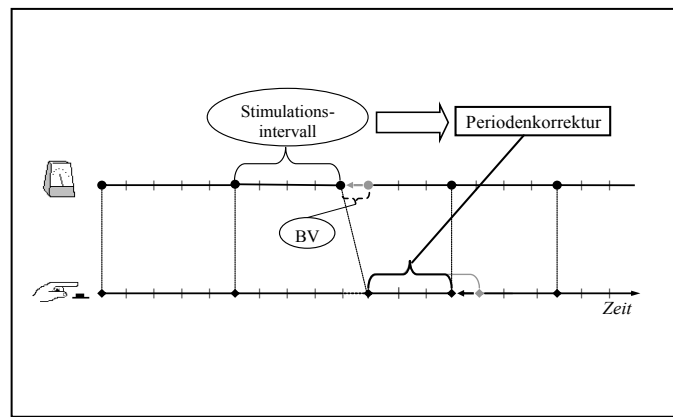



Abbildung 2. Periodenkorrektur als Mechanismus der audio-motorischen Synchronisation (nach Mainka 2005). BV = Beatverschiebung,  = auditiver Stimulus

Nun bietet Musik viel mehr Gestaltungsmöglichkeiten und verspricht gegenüber dem Metronom zusätzliche motivationale Effekte (dazu in Kap. 1.7). Somit stellt sich die Frage ob es auch einen Unterschied im audio-motorischen Synchronisationsverhalten zwischen Musik und Metronom gibt. Eine experimentelle Untersuchung an Collegestudenten und älteren Menschen zeigte, dass Musik die Synchronisationsleistungen gegenüber dem Metronom sogar erleichtert. Der Synchronisationsfehler – die Diskrepanz zwischen Inter-Stimulus-Intervall und Inter-Response-Intervall – war für Musik insbesondere im für das motorische Training relevanten Bereich von 1 bis 2 Hz (60 bis 120 bpm) signifikant geringer als für Metronom (Thaut et al. 1997). Ein klarer Hinweis auf eine funktionale Überlegenheit von Musik gegenüber dem Metronom als therapeutischen Stimu-

lus in der Bewegungstherapie. Die Autoren vermuten, dass dies auf die komplexere rhythmische Struktur von Musik zurückzuführen ist. Während das Metronom jeweils nur Grundschnitte mit entsprechenden Pausen produziert, wird in der Musik der Zeitverlauf praktisch durchgängig strukturiert. Somit erhält das Gehirn auch zwischen 2 Beats – das sogenannte Inter-Onset-Interval (IOI) – kontinuierlich strukturierte Informationen zum zeitlichen Ablauf (vgl. Thaut et al. 1997).

Während Tecchio bei der Verarbeitung von Rhythmus eine Dominanz der rechten Hirnhälfte sieht (Tecchio et al. 2000), gibt es empirische Belege für eine Beteiligung komplexer neuronaler Netzwerke in beiden Hirnhemisphären (Stephan et al. 2002, Zatorre et al. 2002). Dies wird nicht zuletzt deutlich an der intakten audio-motorischen Anknüpfung nach rechtshemisphärischem Schlaganfall (Thaut et al. 1997). Eine Musikverarbeitungsstörung mit einhergehender Störung der audio-motorischen Synchronisationsfähigkeit scheint insgesamt nach Schlaganfall so selten aufzutreten, dass dies in bisherigen Studienprotokollen weder unter Einschlusskriterien erfasst noch im Durchführungsreport als Problem erwähnt wurde (Thaut et al. 1997, Thaut et al. 2007, Cha et al. 2014).

1.6 Wirkung von Musik auf das normale Gehen

Die soeben beschriebenen audio-motorischen Synchronisationsvorgänge haben spontane und zuverlässig abrufbare Veränderungen im normalen Bewegungsverhalten zur Folge. Dabei dient der Rhythmus als antizipatorische und kontinuierliche Zeitschablone, anhand derer Bewegungen fortlaufend ausgerichtet werden (vgl. Thaut et al. 2007). Die schnell und vorbewusst ablaufende Anknüpfung von Bewegung an den Rhythmus in der Musik stabilisiert und reguliert das Gangbild (ebenda).

Ein Experiment von Thaut und Mitarbeitern veranschaulicht die unmittelbare Wirkung von Musik mit klar akzentuiertem Metrum auf das normale Gehen: es verbessern sich die Schrittsymmetrie und die zeitliche Steuerung der mm. gastrocnemii. Insbesondere sind ein späterer Start der Muskelaktivität innerhalb des Gangzyklus, eine verminderte Variabilität, sowie eine erhöhte Maximalamplitude nachweisbar (Thaut et al. 1992). Das wechselseitige Zusammenspiel der Muskeln wird effektiver. Beobachten und selbst erleben lässt sich dies anhand

eines leicht federnden Gangbilds, welches sich einstellt, sobald das Gehen unter den Einfluss einer kadenzgenau angepassten Musikstimulation gerät.

Gestützt werden diese Befunde und Beobachtungen durch eine Studie zum Gangverhalten während akustischer Stimulation von gesunden älteren Erwachsenen. 19 Probanden (> 65 Jahre) wurden dazu angehalten, in ihrem bevorzugten Tempo in 3 Bedingungen zu gehen: 1) ohne akustische Stimulation, 2) zu kadenzgenau angepasster Musik, 3) zu kadenzgenau angepasster Metronomstimulation. Musik, aber nicht das Metronom führten dabei zu einer signifikanten Steigerung der Gehgeschwindigkeit. Diese speiste sich vordergründig aus einer deutlichen Erhöhung der Schrittlänge (Wittwer et al. 2013). Weder Metronom noch Musik führten zu einer Zunahme der Gangvariabilität (ebenda). Letzteres ist als Beleg für vorbewusste quasi automatisiert ablaufende audio-motorische Ankopplung zu werten. Während der Zuwachs der Schrittlänge in der Erhöhung der Bewegungsbereitschaft liegen könnte.

Neben der Verbesserung der Muskelaktivität lässt sich Musik gezielt zur Steuerung der Gehgeschwindigkeit einsetzen. Dies funktioniert am besten wenn Tempoänderungen unterhalb der Schwelle zur bewussten Verarbeitung von 4% erfolgen (von Dyck et al. 2015). Aber auch Therapieprotokolle mit schrittweiser Steigerung des Musiktempos von 5% bis 10% sind effektiv, um Bewegungsmuster temporal anzuregen und zu verbessern (Thaut et al. 1996, Thaut et al. 1997).

Ein weiterer, auch für die Rehabilitation bedeutsamer Aspekt: Der Einsatz von Musik beim Joggen erhöht die Leistungsbereitschaft, wobei gleichzeitig die subjektiv empfundene Anstrengung sinkt (Lee & Kimmerly 2016, Karageorghis et al. 2009). Höchstwahrscheinlich beruht dieser Effekt auf einer Kombination aus physiologischer Bewegungsoptimierung und emotionaler Aktivierung durch Musik. Es wäre wünschenswert, dieses Paradigma einmal für Menschen mit Hemiparese zu evaluieren, da bei dieser Klientel die Leistungsbereitschaft und die empfundene Anstrengung für den Rehabilitationsverlauf und die -prognose entscheidende Kriterien darstellen.

1.7 Emotionale Effekte beim Bewegen nach Musik

Emotionale Reaktionen sind bedeutsam für das Bewegungsverhalten. Das trifft in besonderem Maße auf rehabilitatives Bewegungstraining mit Menschen nach Schlaganfall zu, da diese Menschen häufig stimmungsgedrückt, niedergeschlagen und antriebsgemindert sind. In einer rehabilitativen geriatrischen Station fanden sich unter 93 Schlaganfallpatienten 46% mit Depression (Agrell & Dehlin 1994). Der Schlaganfall erschüttert Psyche und Körper selbst. Dies führt dazu, dass Bewegung häufig als dysfunktional, anstrengend oder gar frustrierend erlebt wird.

Beim motorischen Lernen sind jedoch positive Emotionen ein wichtiger Verstärker des Lernerfolgs (Festini et al. 2016, vgl. Hüther 2006). Dies ist insbesondere bei eher reduzierter Funktion des Arbeitsgedächtnisses der Fall (Greeley & Seidler 2017). Ein eingeschränktes Arbeitsgedächtnis kann bei Schlaganfall durch hirnormale Schädigungen als auch durch depressive Verarbeitungsmuster entstehen. Regelmäßiges Musikhören ist dazu geeignet depressive Verstimmungen nach Schlaganfall nachhaltig zu verbessern. In einer Studie mit 60 Patienten nach Mediainfarkt wurden die therapeutischen Effekte des Musikhörens mit denen von Hörbüchern und einer unbehandelten Kontrollgruppe verglichen. Die Musikgruppe verbesserte sich dabei am stärksten in ihren kognitiven Funktionen, wie verbales Gedächtnis und anhaltende Aufmerksamkeit, sowie in ihrer Stimmung (Särkämö, et al., 2008). Somit ist Musik prädestiniert die Rolle eines positiven Verstärkers beim rehabilitativen Gangtraining zu übernehmen.

Jedoch ist es schwierig bis unmöglich, Emotionsverarbeitung unmittelbar während ganzkörperlicher Bewegungsaktivität zu untersuchen. Das mag ein Grund dafür sein, dass dieses Thema bislang weit weniger erforscht wurde, als die sensomotorischen und vegetativen Auswirkungen von Musik. Erkenntnisse zur Emotionsverarbeitung beim Bewegen werden vorrangig deduktiv beziehungsweise durch Nachbefragungen gesammelt. Der im letzten Kapitel beschriebene Effekt der verminderten subjektiv empfundenen Anstrengung beim Joggen wird von den Autoren partiell als emotionaler Stimulationseffekt gedeutet (Karageorghis et al. 2009). Andere Autoren beobachteten eine verlängerte

Ausdauer beim Lauftraining mit schneller rhythmischer Musik und führten dies auf eine höhere Motivation zurück (Thakur & Yardi 2013).

In der klinischen Praxis des Autors berichteten Patienten, dass sie sich durch die auditive Stimulation eines Metronoms eher gezwungen fühlten, auf eine bestimmte Art zu gehen, während die Musik einen als angenehm empfundenen Bewegungsfluss erzeuge. Dazu wurde an einer Parkinsonklinik eine Befragung mit 47 Parkinsonpatienten (davon 18 weiblich, 29 männlich) mit einem Durchschnittsalter von 69,1 Jahren und einer mittleren Erkrankungsdauer von 8,3 Jahren im Zusammenhang mit einem musikgestützten Gangtraining durchgeführt. Die Patienten probierten das Gehen in ihrer ersten Therapiesitzung zuerst mit Metronom und danach mit funktional-optimierter, beschwingter Trainingsmusik im Stil Folk. Auf die Frage „Womit wollen Sie jetzt weiter üben?“ entschieden sich 95,8% der Teilnehmer das Training mit Musik anstelle des Metronoms fortzusetzen (Mainka 2014).

Der Einsatz von Musik führt also vermutlich zu einer höheren Motivation und Anstrengungsbereitschaft und erleichtert auf diese Weise die Trainingsdurchführung. Dennoch sollte keine stark emotionalisierende Musik oder gar die individuelle Lieblingsmusik verwendet werden. Dies kann dazu führen, dass die emotionalen Reaktionen so stark werden, dass sie eine fokussierte Trainingsdurchführung behindern (vgl. Thaut et al. 1997). Zudem verträgt sich die Hörfähigkeit beim Bewegen beziehungsweise beim motorischen Training nach Musik nicht mit einer intensiven emotionalen Hingabe.

Dagegen sollte funktionale Trainingsmusik ein gleichbleibend moderat gehobenes Energie- und Emotionslevel erzeugen. Auch aufgrund physiologischer Erwägungen sind überraschende oder stark emotionalisierende Elemente zu vermeiden. Die audio-motorische Synchronisation verläuft dann optimal, wenn keine bewusste Kontrolle oder Hinwendung stattfindet. Eine attentionale Hinwendung zur Musik kann provoziert werden durch: Liedtext, auffällige Klangereignisse oder unerwartete Wendungen – wie plötzliche Tempo- oder Rhythmuswechsel, kontrastreiche Veränderungen der Instrumentierung, stärkere kontrastreiche Wechsel der Dynamik (Lautstärke). Diese musikalischen Elemente sind bei der Musikauswahl zu meiden (s. dazu Kap. 1.11).

Dem Autor sagte ein bekennder Heavy-Metal-Fan nach dem musikunterstützten Gangtraining: „Die Musik an sich liegt nicht auf meiner Wellenlänge, aber ich kann mich hervorragend dazu bewegen und das macht mir Spaß.“ Das was da Spaß machte, waren die rhythmischen und bewegungsstimulierenden Elemente einer funktional optimierten Trainingsmusik im Stil *German Folk*. Dementsprechend fanden Simpson und Karageorghis einen deutlichen Stimulationseffekt von synchroner Musik auf die Laufleistung von 400-Meter-Sprintern im Vergleich zur Performanz ohne Musik. Dabei machte es keinen Unterschied, ob die Sprints zu motivierender oder emotional neutraler Musik absolviert wurden (Simpson & Karageorghis 2006). Daraus folgt, dass die individuelle Musikpräferenz und also die musikalische Stilrichtung gegenüber der strukturellen Funktionalität in Bezug auf den motorischen Stimulationseffekt als nachrangig betrachtet werden kann. Bedeutsam und trainingsrelevant bleiben jedoch die Emotionen, welche der Patient beim Bewegungstraining mit Musik empfindet.

1.8 Wirkung von Musik auf das hemiparetische Gehen

Es wurde bereits dargestellt wie rasch und unmittelbar das sensomotorische System auf Klang und Rhythmus reagiert. Auch hemiparetische Patienten nach Schlaganfall sind in der Lage ihr Gangbild spontan an funktionale Musik mit eingebetteter Metronomstimulation anzupassen (Thaut et al. 1993, Cha et al. 2014, Ko et al. 2016). Somit verwundert es nicht, dass bereits beim ersten Anwenden von Musik oder rhythmisch-gepulster Stimulation spontane Veränderungen im Gangbild von Schlaganfallpatienten beobachtbar sind: kinematisch verbessern sich die Gewichtsübernahme durch das paretische Bein, die Kniewinkelstabilität sowie die mediolaterale und vertikale Auslenkung des Masse-schwerpunktes (Prassas et al. 1997). Letzteres bewirkt eine gleichmäßigere Trajektorie der Vorwärtsbewegung (ebenda). Neben den kinematischen Effekten konnte eine höhere Schwungsymmetrie und – analog zum normalen Gehen – eine verminderte Variabilität in den EMG-Ableitungen des m. gastrocnemius gezeigt werden (Thaut et al. 1993).

Spontane Veränderungen ergeben sich auch bei Schlaganfallpatienten auf dem Laufband. Hier führte eine Metronomstimulation zu einem vermehrten Armschwung, einer vergrößerten Schrittlänge und einer verbesserten Thorax-

Becken-Interrotation mit jeweils stärkeren Bewegungen in Becken und Thorax (Ford et al. 2007, Roerdink et al. 2007, Roerdink et al. 2009).

Aufgrund dieser Spontanveränderungen postulieren Thaut und McIntosh, dass die rhythmisch-gepulste Stimulation als zentraler Steuermechanismus für die motorische Kontrolle bei Schlaganfallpatienten fungiert (Thaut & McIntosh 2014). Dieser Mechanismus basiere auf einer Ankopplung der Aktivitätsmuster der Motorneuronen an die physiologische Rhythmusverarbeitung des auditiven Systems (ebenda).

Funktional optimierte Trainingsmusik ist zur Beeinflussung des Gehens von Schlaganfallpatienten besser geeignet als das Metronom. Sowohl Laborversuche (Thaut et al. 1997, vgl. Kap. 1.5) als auch die Synopsis bisheriger *randomized controlled trials* (RCTs) (Wittwer et al. 2013) und auch die Erfahrungen in der praktischen Patientenarbeit (Mainka 2009) untermauern dies.

Zur Bedeutung des optimalen Musiktempo weist Wittwer darauf hin, dass zu hohe Trainingstempi wieder zu kürzeren Schrittlängen und somit zur Gangverschlechterung führen (Wittwer et al. 2013, S. 172). Dies wird durch Befunde einer koreanischen Forschergruppe untermauert. Demnach verbesserten 45 Patienten nach Schlaganfall zwar Gangtempo und Kadenz mit 10% bis 20% tempogesteigerter RAS, jedoch verschlechterte sich dabei die Schrittsymmetrie (Cha et al. 2014).

In der klinischen Arbeit gewährt hat sich, das Stimulationstempo zunächst dem Patienten anzupassen. Dabei entspricht die habituelle Kadenz dem Tempo der Musik (vgl. Kapitel 1.10). Im Verlauf einer Therapiesitzung wird das RAS-tempo dann leicht erhöht (ca. 5%), wenn es dem Patienten gelingt eine gute Gangqualität (Symmetrie) aufrecht zu erhalten (Mainka 2009, Thaut & Rice 2014).

1.9 Neurologische Musiktherapie

Die Methodologie der neurologischen Musiktherapie (NMT) wurde von Michael Thaut an der Colorado State University in Fort Collins / USA in den 1990er Jahren entwickelt. Sie beruht auf einer neurowissenschaftlichen Analyse des Musikhörens und Musikmachens. Dafür wurde erkenntnistheoretisch folgenden Fragen nachgegangen: Welchen Einfluss hat Musik auf funktionelle Verände-

rungen des zentralen Nervensystems? Wie beeinflusst dies Körperfunktionen wie beispielsweise Gehen, Hantieren, Sprechen, Planen, Erinnern? Und schließlich: Sind diese funktionalen Veränderungen therapeutisch nutzbar für aktivierende Therapien (Thaut 2005)?

Auf empirischen Befunden der Grundlagenforschung aufbauend wird Musik in der NMT gezielt verwendet um kognitive und sensomotorische Symptome nach neurologischer Erkrankung zu behandeln. Die NMT-Methodologie beschreibt evidenzbasierte standardisierte Behandlungstechniken für motorische (Gehen, Grob- und Feinmotorik), kognitive (Orientierung, Wachheit, Aufmerksamkeit, Gedächtnis, exekutive Funktionen etc.) und sprech- und sprachbezogene (Stimme, Artikulation, Sprachgenerierung und -abruf, Mundmotorik etc.) Körperfunktionen (Thaut & Hömberg 2014).

Musik fungiert dabei als komplexer multisensorischer Stimulus mit dem Potential, kognitive, sensomotorische und affektive Prozesse im zentralen Nervensystem zu beeinflussen (ebenda). Dies unterscheidet sich grundlegend von den in Deutschland vormals etablierten psychotherapeutischen Konzepten der Musiktherapie. Dabei wird Musik definiert als „Artikulation menschlichen Erlebens mit Ausdrucks- und Kommunikationsfunktion“ (Kasseler Konferenz, 1998). Therapeutische Interventionen der NMT werden mit Hilfe eines Transformationsmodells generiert. Dabei werden indikations- und zielspezifisch funktionale Übungen aus alltagsrelevanten und nicht-musikalischen Aktivitäten abgeleitet und anschließend in Musikaktivitäten übertragen (Thaut 2000).

Entsprechend wird die Musik vom Therapeuten in erster Linie im Sinne der Beeinflussung der körperlichen Symptomatik und in zweiter Linie zur Verbesserung der Therapiemotivation und *Compliance* (Therapietreue) eingesetzt (Mainka 2012).

Die große Zahl an Veröffentlichungen zu therapeutischen Interventionen der NMT hat wesentlich dazu beigetragen, Musiktherapie in Deutschland in neurologisch-rehabilitativen Einrichtungen zu etablieren. Das hat zur Aufnahme von Musiktherapie in Behandlungsleitlinien geführt (DEGAM 2012, DGN 2016, DIMDI 2015).

1.10 Rhythmisch-auditive Stimulation (RAS)

Rhythmisch-auditive Stimulation (RAS) ist eine Behandlungstechnik der NMT zur Rehabilitation, zur Entwicklung und zum Funktionserhalt von intrinsisch repetitiven Bewegungen wie Gehen oder Armschwung beim Gehen (Thaut & Rice 2014). RAS nutzt die neurophysiologische Wirkung von auditivem Rhythmus auf das motorische System. Es werden Übungen zur Ganganbahnung, zum Gehen mit Hilfsmittel, zum funktionalen Gehen und für angepasste Gangbedingungen (wie Treppe steigen, Anhalten – Starten, Wendungen) durchgeführt (ebenda). Die auditive Stimulation erfolgt mittels Metronom oder funktional-optimierter Musik – live vom Musiktherapeuten oder vom Datenträger abgespielt – (siehe Kap. 1.11) und wird so mit der Schrittfrequenz des Patienten gekoppelt, dass ein physiologischeres Gangbild im Sinne einer normalen Bewegung induziert wird.

Das Behandlungsprotokoll umfasst 6 Schritte:

(1) Assessment der aktuellen Gangparameter

Mittels standardisierter Tests und / oder durch Evaluation werden Gangparameter wie Gehgeschwindigkeit, Schrittlänge, Schrittfrequenz (Kadenz), Armschwung, Gangbild etc. erfasst.

(2) Angepasste Frequenzankopplung und Gangvorübungen

Gegebenenfalls werden Vorübungen zur Anbahnung des physiologischeren Gangmusters durchgeführt. Es wird im Tempo der ermittelten Kadenz rhythmisch-auditiv stimuliert und dazu Gangübungen durchgeführt.

(3) Frequenzmodulation mit Erhöhungen von 5 bis 10%

Das Stimulationstempo wird erhöht. Dabei wird darauf geachtet ein funktional optimiertes Gangbild beizubehalten.

(4) Fortgeschrittene Gangübungen

Falls therapeutisch indiziert werden Gangmanöver wie Treppe steigen, Wendungen, Anhalten – Starten oder Tempowechsel geübt.

(5) Ausschleichen der auditiven Stimulation

Im Sinne eines therapeutischen Transfers wird das zuvor Erarbeitete ohne auditive Stimulation abgerufen.

(6) Re-assessment der Gangparameter

Es findet eine erneute Evaluierung der erhobenen Gangparameter statt.

(Thaut & Rice 2014)

Die Vorteile von Live-Musik liegen in der musikalisch-strukturellen Flexibilität. Dadurch ist es möglich, insbesondere Gangvorübungen und -manöver unmittelbar umzusetzen und flexibel an die Bedürfnisse eines Patienten anzupassen. Vorgefertigte Musik vom Datenträger hingegen ermöglicht mehr Bewegungsspielraum und bietet – je nach Komposition – ein komplexeres, vielfältigeres und ästhetisch ansprechenderes Klangbild. Die höhere Komplexität – es sind in der Regel viele verschiedene Instrumente beteiligt – hat eine höhere Grundlautstärke, einen dichteren Rhythmus und eine insgesamt höhere musikalische Energie zur Folge. Alle diese Parameter verbessern mutmaßlich die audio-motorische Ankopplung des Patienten und damit die Bewegungsqualität (siehe Kap. 1.5).

Für verschiedene Krankheitsbilder liegen erste klinische Wirksamkeitsnachweise zu RAS vor. Dazu zählen Morbus Parkinson (Thaut et al. 1996, Benoit et al. 2014), Infantile Zerebralparese (Kim et al. 2012), und Schlaganfall (siehe Kap. 1.12). Erfolgversprechende Ergebnisse aus Pilotstudien gibt es für Schädelhirntrauma (Hurt et al. 1998) und Multiple Sklerose (Conklyn et al. 2010). Hinweise auf eine Unwirksamkeit liegen für Corea Huntington (Thaut et al. 1999), inkompletten Querschnitt (Wittwer et al. 2013) und für atypische Parkinsonsyndrome vor (Mainka 2015).

1.11 Charakteristika funktionaler Musik für das Gehen

Die Musik fungiert bei RAS als komplexer funktionaler Stimulus, der die Gehfunktion optimieren soll. In Untersuchungen zur Wirkung von Musik auf Bewegung spielten bislang in erster Linie die zeitlichen Aspekte wie Tempo oder tonale Dichte, also der Rhythmus eine Rolle (Thaut et al. 1997, vgl. Thaut &

Hömberg 2014). Es ergibt sich eine Reihe weiterer Fragen, auf die bislang noch keine zufriedenstellenden Antworten möglich sind: Wie sollte die Harmonie gestaltet sein? Dabei geht es um die Grundtonart (Dur, Moll, Kirchentonart) und um die Komplexität, das heißt die Vielfältigkeit der harmonischen Abfolge (Änderungen im Harmonieschema, Modulationen und Ähnliches). Welche Art von Melodie funktioniert am besten? Ist es hilfreich oder hinderlich, wenn die Melodie bekannt ist, und während des Gangtraining vom Patienten mental mit einem vertrauten Text unterlegt wird. Sind einfachere Melodien wie sie in Kinderliedern vorkommen effektiver oder wirken komplexere Strukturen besser, beispielsweise durch Ausgestaltung in Strophe und Refrain? Sowie schließlich die Frage nach der Gesamtkomplexität: Wie viele Instrumente mit wie vielen verschiedenen Tönen sollten gleichzeitig erklingen?

Beim Versuch der Beantwortung dieser Fragen spielen 3 Aspekte eine Rolle:

1. Durch welche Musikparameter wird die Bewegung am besten angeregt?
2. Welche Musikparameter unterstützen die mentale Hinwendung zum Therapiefokus?
3. Welche Musikparameter fördern die Therapiemotivation?

Folgende musikalische Parameter können aus den bisherigen wissenschaftlichen Erkenntnissen zur audio-motorischen Synchronisation und zur audio-spinalen Fazilitation, den klinischen Studien zur RAS und aus den langjährigen praktischen Erfahrungen des Autors mit neurologischen Patienten abgeleitet werden:

- gleichbleibendes Tempo
- gehobene und gleichmäßige Lautstärke
- gerade Taktart
- metrisch akzentuierter Rhythmus von mittlerer Dichte
- Harmonie mit vorherrschender Durtonart
- stabiles Ablaufschema
- moderate Variabilität
- einfache bekannte Melodie
- instrumental statt Gesang

Zu gleichbleibendes Tempo:

Das musikalische Tempo ergibt sich aus der Anzahl der Grundschrage pro Minute und wird in „bpm“ (englisch für *beats per minute*) angegeben. Das Musiktempo beim musikgestutzten Gangtraining korrespondiert eng mit der Gehfunktion, im Speziellen mit der Kadenz des Patienten. Die Einstellung des Musiktempos durch den Therapeuten ist entscheidend sowohl für die audiomotorische Synchronisation, als auch für die dadurch induzierten motorischen Veränderungen des Gangbildes. In der Praxis zeigt sich, dass bereits Abweichungen von 4% erhebliche Auswirkungen auf die Gangqualitat von neurologischen, insbesondere hemiparetischen Patienten haben. Damit ist ein gleichbleibendes Tempo eine *conditio sine qua non*.

Zu gehobene und gleichmäßige Lautstärke:

Eine gehobene Lautstärke ist bei RAS ein Wirkfaktor, da durch sie die audiomotorische Synchronisation verbessert wird (Paltsev & Elner 1967). Eine gleichmäßige Lautstärke ist die Voraussetzung dafür, dass die Musik während der gesamten Therapie in gehobener Lautstärke präsentiert werden kann.

Zu gerade Taktart:

Beim Gehen nach Musik korrespondieren die musikalischen Zählzeiten – auch *Beats* genannt – mit den Schritten. Ein gerader Takt weist eine gerade Anzahl von Zählzeiten auf. Das trifft auch auf das Gehen zu, weswegen alle bisherigen empirischen Untersuchungen ein geraden Takt für RAS bevorzugen (vgl. dazu Kapitel 0 und 0). Nun hat ein gerader Takt betonte Hauptzahlzeiten und unbetonte Nebenzahlzeiten. Im 4-Viertel-Takt sind die Zählzeiten 1 und 3 betont (die 1 noch etwas stärker als die 3) und die Zählzeiten 2 und 4 unbetont. Die Hauptzahlzeiten werden durch verschiedene Musikelemente wie beispielsweise rhythmische Motive, harmonischer Verlauf und natürlich Lautstarkekontraste klanglich vorbereitet und herausgestellt. Dabei ist der dynamische Unterschied zwischen betonten und unbetonten *Beats* in bestimmten Musikstilen sehr groß, beispielsweise in der Marschmusik und in anderen eher gering, zum Beispiel Techno.

Nun gibt es beim normalen Gehen ein Führungs- und eine Folgebein (Sadeghi et al. 2000). Darunter versteht man eine geringfügige manifeste Asymmetrie, die persistiert und bei allen Gangaktivitäten zum Tragen kommt. Bei Schlaganfallpatienten besteht durch die Halbseitenlähmung zumeist eine starke Asymmetrie des Gangbildes. Bislang wurde nicht kinematisch evaluiert, ob und auf welche Weise dies beim Gehen nach Musik mit den betonten und unbetonten Zählzeiten interagiert. Auch ist noch nicht bekannt, ob ein starker Kontrast zwischen betonten und unbetonten Zählzeiten die Symmetrie eher verbessert als ein schwächerer (siehe dazu Kap. 6).

Bewährt haben sich die geraden Taktarten 2-Viertel-Takt, 4-Viertel-Takt und 6-Achtel-Marsch.

Zu metrisch akzentuierter Rhythmus von mittlerer Dichte:

Es ist wichtig und wirkverstärkend, dass die Zählzeiten deutlich akzentuiert sind. Zusätzlich sollte der Rhythmus je nach Tempo über eine mittlere Dichte aus Zwischennoten (Achtel und Sechzehntel) verfügen. Beides begünstigt eine vorbewusste und stabile audio-motorische Ankopplung (Thaut et al. 1997). Dies ist mustergültig beim typischen Marsch der Fall aber auch in anderen musikalischen Stilen wie Rock oder Hip-Hop. Um die therapeutische Funktionalität einer Gangtrainingsmusik zu verbessern, ist es sinnvoll den Grundschatz nicht nur im Bass, im Schlagzeug und der Melodie, sondern zusätzlich im höheren Tonbereich (zweigestrichener Oktavbereich von c⁴ bis h⁴) zu verstärken (Thaut 2009). Die gehobene tonale Repräsentation erhöht die Saliens des Metrums und verbessert so die bewegungssteuernde Wirkung der Musik. Ein dichter Rhythmus wird zudem subjektiv als schneller bewertet und erhöht die Bewegungsbeurteilung. Dieser Effekt beruht mutmaßlich auf der motorischen Fazilitation und / oder der Motivation zur Bewegung.

Zu Harmonie mit vorherrschender Dur-Tonart:

Sicher ist die Frage der optimalen Harmoniefolge stark vom Kulturkreis und von der individuellen musikalischen Sozialisation geprägt, beziehungsweise überlagert. Bewährt für RAS hat sich gleichwohl eine vorherrschende Dur-Harmonik,

da dies die Bewegungsmotivation, die Anstrengungsbereitschaft und die emotionale Gestimmtheit am besten zu unterstützen scheint.

Zu stabiles Ablaufschema:

Förderlich für ein funktionales Bewegungstraining ist eine stabile Kompositionsstruktur bei der sich strukturell gleichbleibende Teile in der immer gleichen Reihenfolge abwechseln. Strophe, Refrain und Bridge werden in ein Ablaufschema geordnet, zum Beispiel:

Refrain / Bridge / Refrain / Bridge ...

oder

Refrain / Bridge 1 / Vers / Bridge 2 / Refrain ...

Dem Prinzip nach entspricht diese Kompositionstechnik gängigen Stilen der Populärmusik, wie zum Beispiel Pop, Schlager oder Rock. Jedoch werden bei diesen häufig im Verlauf zusätzliche Strukturelemente beispielsweise ein neuer Zwischenteil oder eine erweiterte Bridge eingefügt. Demgegenüber bleibt der strukturelle Ablauf einer funktionalen Therapiemusik unverändert. Das stabile Kompositionsschema vermittelt Sicherheit und erleichtert die Konzentration auf den therapeutischen Fokus. Anders gesagt, unvermittelte Wechsel in der Musik können dem Rehabilitanden unterschwellig die Botschaft vermitteln: ‚Jetzt sollst du etwas ändern!‘ Dies liefe den Intentionen des Therapeuten und den Bemühungen des Patienten zuwider.

Zu moderate Variabilität:

Förderlich für eine optimale Bewegungsstimulation ist eine gleichbleibende Komplexität mit konstanter tonaler Dichte, Lautstärke und Harmonie. Dadurch ergibt sich beim Hören für eine gewisse Vorhersehbarkeit, welche die vorbewusste audio-motorische Synchronisation und die mentale Hinwendung zum Trainingsanliegen unterstützt. Dies wird durch eine moderate Variabilität, gekennzeichnet durch kleinere Wechsel der Komposition unterstützt. Das können sein: Wechsel in der Instrumentierung, unterschiedliche Phrasierungen, Tongebungen und Lagewechsel, sich ändernde *Pattern* in der Rhythmusbegleitung, kleinere Abweichungen der Harmoniefolge und hinzutretende oder wegfallende Gegenstimmen.

Zu einfache bekannte Melodie:

Noch wissen wir wenig über die Rolle der Melodie beim Gangtraining. Bislang ist nicht bekannt, ob und auf welche Weise der mentale Mitvollzug der Melodie das Training und insbesondere den therapeutischen Transfer unterstützt. Vor allem der therapeutische Transfer, das meint die Aufrechterhaltung einer erreichten Verbesserung nach Beendigung einer Therapiestunde, ist jedoch ein Kernproblem jeder übenden Therapie.

In der Praxis lässt sich beobachten, dass Patienten nach Ausschleichen der Musik oder sogar nach Beendigung der Therapie die Melodie in ihrer geistigen Vorstellung behalten können. Auf diese Weise sind sie in der Lage ihr Gangbild weiter rhythmisch anzuregen. Bei Parkinsonpatienten konnte allein das mentale Singen dazu beitragen Schrittlänge und Gangvariabilität zu verbessern (Satoh & Kuzuhara 2008). Dieser mentale Mitvollzug funktioniert vermutlich besser, wenn die Melodie vorbekannt und einfach singbar ist – mit eher einfachem, metrumnahem Rhythmus und geringem Tonumfang. Daraus ergibt sich zudem, dass die Melodie durchaus während längerer Trainingsphasen gleich bleiben kann oder sogar sollte.

Zu instrumental statt Gesang:

Die funktionale Trainingsmusik sollte keinen Gesang und auch keinen Liedtext aufweisen. Beide – Gesang und Liedtext – können beim Gehen zu stärkerer emotionaler Erregung führen (vgl. Mainka 2009). Zu starke und sprunghafte Emotionen, wie auch die gedankliche Beschäftigung mit dem semantischen Gehalt eines Liedtexts lenken von der Konzentration auf das Trainingsziel ab. Obgleich die audio-motorische Ankopplung vorbewusst und automatisch abläuft, ist es dennoch entscheidend, dass der Patient das Trainingsanliegen kennt und aktiv mitvollzieht. Es liegt gerade da eine Stärke von RAS, dass eine automatisch ablaufende Synchronisation vorbewusst ins motorische Muster – das Gangbild – regulierend eingreift und gleichzeitig vom Patienten ein oder zwei individuelle Trainingsziele (wie Vergrößerung der Schrittlänge, Verbesserung des initialen Fersenaufsatzes) willentlich verfolgt werden können.

1.12 Trainingseffekte von RAS bei Schlaganfallpatienten

Für Schlaganfallpatienten wurden in Kapitel 1.8 bereits Spontaneffekte von funktionaler Musik auf das hemiparetische Gehen beschrieben. Eine systematische Übersichtsarbeit und Metaanalyse von Yoo et al. fand 2016 sieben randomisierte und kontrollierte klinische Studien zu RAS bei Schlaganfall (Yoo & Kim 2016). Darin wurden klinische Verläufe von insgesamt 197 Patienten zusammengefasst. Die Forscher fanden für die Therapieintervention RAS große Effektstärken für Gehgeschwindigkeit (Hedges's $g = 0.984$), Kadenz (Hedges's $g = 0.840$) und für Schrittlänge (Hedges's $g = 0.760$) (ebenda).

Methodisch war diese Übersichtsarbeit insofern unsauber als das nicht alle Studien, dem vom Thaut etablierten Therapieprotokoll folgten. Für die Arbeit von Park und Kollegen wurde ausschließlich Musik in konstantem Tempo (120 bpm) verwendet (Park et al. 2010). Dies entspricht nicht dem RAS-Protokoll. Eine effektive audio-motorische Ankopplung und entsprechende therapeutische Beeinflussung werden so unmöglich.

In der Übersichtsarbeit enthalten war auch eine Studie einer koreanischen Forschergruppe anhand chronischer Schlaganfallpatienten vorgelegt (Cha et al. 2014). Eine Gruppe von 10 Patienten trainierte dabei für 6 Wochen mit funktional optimierter Trainingsmusik mit eingebetteter Metronomstimulation. Die 10 Patienten der Kontrollgruppe bekamen neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath. Beide Gruppen übten an 5 Tagen pro Woche für jeweils 30 min. Neben Verbesserungen in der Gehgeschwindigkeit, Kadenz und Schrittlänge führte RAS zusätzlich zu Verbesserungen der Gleichgewichtsreaktionen (gemessen mit der Berg Balance Scale) und der Lebensqualität (Stroke Specific Quality of Life Scale) (ebenda).

Hayden et al. konnten nachweisen, dass eine frühere Implementierung von RAS bessere Effekte zeitigt (Hayden et al. 2009). Das könnte ein Hinweis darauf sein, dass die Zeit zwischen Akutereignis und Beginn der Anwendung ein wichtiger Einflussfaktor für die Effektivität von RAS ist.

1.13 Wirkung von RAS auf das Laufbandgehen von Schlaganfallpatienten

Die Besonderheit der Kombination von RAS und Laufband liegt in der Kontrolle der Schrittlänge. Unter den bereits beschriebenen Bedingungen der audio-motorischen Synchronisation führt bei konstanter Bandgeschwindigkeit eine Änderung der auditiven Stimulationsfrequenz zwangsläufig zu einer veränderten Schrittlänge. Umgekehrt kann, durch eine Erhöhung der Bandlaufgeschwindigkeit bei gleichbleibender auditiver Stimulation, eine größere Schrittlänge induziert werden (vgl. Steingrüber 2000).

In Holland untersuchten Roerdink und Kollegen die unmittelbare Auswirkung von RAS auf das Laufbandgehen von Schlaganfallpatienten. Die Studienteilnehmer waren mit Hilfe einer gepulsten auditiven Stimulation in der Lage die Schrittfrequenz gegenüber ihrem individuellen habituellen Gangtempo zu steigern und zu verringern (Roerdink et al. 2007). Die verwendete Metronomstimulation verbesserte weiterhin die Gangsymmetrie (ebenda). Die gleiche Forschungsgruppe fand zudem heraus, dass die audio-motorische Synchronisation stabiler ist, wenn nicht nur ein sondern beide Beine akustisch repräsentiert werden (Roerdink et al. 2009). Ein Befund der vor dem Hintergrund der Überlegenheit von Musik gegenüber dem Metronom nicht überrascht.

RAS auf dem Laufband könnte effektiver für das rehabilitative Gangtraining für Schlaganfallpatienten sein als eine ebenerdig durchgeführte RAS. Eine Studie untersuchte hierzu Schlaganfallpatienten im chronischen Krankheitsstadium. Dabei erhielt eine Gruppe von 9 Patienten Laufbandtherapie mit Metronomstimulation. Eine andere Gruppe (N = 10) trainierte ebenerdig ebenfalls mit Metronomunterstützung. Die Laufbandgruppe verbesserte sich in dieser Studie stärker in Bezug auf die Gehgeschwindigkeit (Park et al. 2015).

Schauer und Mauritz untersuchten in einem RCT die Auswirkungen eines dreiwöchigen interaktiven Musikfeedbacks auf das Laufbandgehen. Dieser Trainingsansatz setzt statt der audio-motorischen Synchronisation auf einen Feedbackeffekt, bei dem die Musik mittels eines *Midi-sequencers* erst dann flüssig abgespielt wird, wenn die Patienten flüssig und symmetrisch gehen. Die Schlaganfallpatienten verbesserten sich gegenüber der Kontrollgruppe stärker

in Schrittsymmetrie, Schrittlänge und Gehgeschwindigkeit (Schauer & Mauritz 2003). RAS und interaktives Musikfeedback wurden bislang nicht direkt miteinander verglichen.

2 Fragestellung

Wie im ersten Teil dargelegt, wurde das LT bereits hinreichend für die Gangrehabilitation von Schlaganfallpatienten evaluiert. Zudem liegen erste ermutigende Ergebnisse zur Wirksamkeit auch von RAS vor. Beide Verfahren setzen auf ein hochrepetitives Training, bei dem die Manipulation der Gehgeschwindigkeit ein zentrales Wirkelement darstellt. Die Wirkung von RAS auf das Gehen entfaltet sich – wie dargestellt werden konnte - unmittelbar und eher vorbewusst. Daher sollte in der vorliegenden Arbeit untersucht werden, inwieweit die Kombination aus Rhythmisch-auditiver Stimulation und Laufbandtherapie (RAS-LT) dem herkömmlichen LT und/oder der Standardtherapie NGB beim rehabilitativen Gangtraining nach Schlaganfall überlegen ist.

3 Methode

3.1 Studiendesign

Das Studienprotokoll wurde von der Ethikkommission der Landesärztekammer Brandenburg abgenommen und am 21.01.2010 für nicht-antragswürdig befunden.

Für die klinische Untersuchung wurde ein prospektives drei-armiges Parallelgruppendesign konzipiert. Evaluiert wurden die drei Therapieinterventionen Rhythmisch-akustische Stimulation auf dem Laufband (RAS-LT), das Laufbandtraining (LT) und das neurophysiologische Gangtraining nach Bobath (NGB). Die Experimentalgruppe RAS-LT wurde mit einer Gruppe LT und mit einer Gruppe der Standardtherapie NGB verglichen.

3.2 Fallzahlberechnung

Die Fallzahl wurde für den Zeiteffekt bei einer einfaktoriellen Varianzanalyse berechnet (Software G*power 3.0.10). Dabei wurden eine Fehlerwahrscheinlichkeit von $\alpha = 0,05$ und eine Teststärke von 0,8 angenommen. Für die ange-

strebte Effektstärke $f = 0,25$ betrug die benötigte Fallzahl 36. Dementsprechend wurde die Stichprobengröße auf 45 festgesetzt.

3.3 Randomisierung

Die Patienten wurde zufällig den 3 Gruppen zugeordnet (Software Randlist). Diese Zuteilungen wurden von einer ansonsten nicht in die Studie involvierten Person in Briefumschläge sortiert. Zur Randomisierung wurde der jeweilige Briefumschlag erst nach erfolgter Studieninklusion durch den Studienleiter geöffnet.

3.4 Primäre und sekundäre Endpunkte

Die primären Endpunkte der Studie waren die longitudinalen Gangparameter Kadenz, Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge. Als sekundäre Endpunkte dienten die Schrittsymmetrie, die Gehausdauer, das statische Gleichgewicht und die Bewegungsqualität des Gehens.

3.5 Probanden

Es wurden 45 Patienten nach akutem Schlaganfall eingeschlossen. Die Einschlusskriterien umfassten:

- Hemiparese der unteren Extremität (mindestens 1 Muskelgruppe mit Kraftgrad < 5 nach Definition British Medical Research Council) oder unsicheres und unsymmetrisches Gangmuster
- mindestens 10 Tage seit Akutereignis vergangen
- selbstständiges Gehen mit Hilfsmittel über mindestens 3 min, entspricht Punktwert ≥ 3 im *Functional Ambulatory Category* nach Kollen (Kollen et al. 2006)
- keine vorherige RAS oder LT

Es wurden folgende klinische Ausschlusskriterien definiert:

- eine unzureichende Gangqualität auf dem Laufband, nach Bewertung einer Probesitzung durch einen Physiotherapeuten (beispielsweise bei multimodalem Neglect oder Spastizität)

- ein deutlich beeinträchtigtes Sprachverständnis (Sprachverständnis test des Aachener Aphasietest < 118 oder Token Test 15-44 Jahre < 50; 45-49 Jahre < 49; 50-54 Jahre < 48; 55-60 Jahre < 47; 60-64 < 46; 65-69 Jahre < 45; 70 und älter < 44)
- Hinweise auf eine kognitive Beeinträchtigung (Minimal State Index < 26)
- eine schwere Depression oder Psychose mit Krankheitswert
- eine periphere arterielle Verschlusskrankheit mit Gehstrecke < 100 m
- eine koronare Herzkrankheit mit instabiler Angina Pectoris

Der Studieneinschluss erfolgte bei Vorliegen aller Einschlusskriterien und Abwesenheit aller Ausschlusskriterien. Entsprechend der Deklaration von Helsinki wurde von allen Studienteilnehmern nach Aufklärung ein schriftliches Einverständnis zur Studienteilnahme eingeholt. Die Rekrutierung und Behandlung der Patienten erfolgte an der Neurologischen Rehabilitationsklinik Beelitz-Heilstätten / Brandenburg vom 1.7.2010 bis zum 30.05.2014. Zwei Probanden, denen die Teilnahme angeboten wurde, lehnten dies ab. Darüber hinaus wurden alle in Frage kommenden Teilnehmer, welche die Einschlusskriterien erfüllten, in die Studie eingeschlossen.

Bei 10 Patienten wurde die Studie während der Interventionsphase abgebrochen. Die Gründe dafür waren: vorzeitige Entlassung aus der Rehabilitationseinrichtung (N = 5), akute nicht therapie-assoziierte Komplikationen, welche eine andere spezifische Therapie notwendig machten (N = 4), zunehmende Spasizität der oberen betroffenen Extremität in Folge von LT (N = 1). Die Daten von 35 Patienten konnten für die statistische Analyse verwendet werden (siehe Tabelle 1).

Tabelle 1. Probandendaten nach Therapiegruppenzugehörigkeit.

Parameter	RAS - LT	LT	NGB
Anzahl	11	13	11
Alter [Jahre] *	63,7 ± 8,8	65,5 ± 8,5	61,1 ± 8,6
Geschlecht (weiblich / männlich)	4/7	2/11	3/8
Zeit zwischen Akutereignis und Beginn der Studie [Tage] *	42,6 ± 30,1	46,9 ± 23,3	36,0 ± 16,7
Läsionsseite (links / rechts)	6/5	4/9	5/6
Läsionslokalisation			
Arteria cerebri media	5	6	6
Hirnstamm	3	5	2
Basalganglien / Thalamus	2	1	1
Capsula interna	-	1	1
Arteria cerebri anterior	1	-	-
Arteria cerebri posterior	-	-	1
Hilfsmittelnutzung			
keines	5	8	9
Rollator	5	4	1
Fußgelenksorthese & Rollator	1	1	1

*: Mittelwerte und Standardabweichungen. (RAS-LT = Rhythmisch-auditive Stimulation auf dem Laufband, LT = Laufbandtherapie, NGB = neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath)

3.6 Therapeutische Interventionen

Die drei Studieninterventionen RAS-LT, LT und NGB wurden jeweils an 5 Tagen / Woche für je 30 min über 4 Wochen in insgesamt 20 Einheiten durchgeführt. Dabei durfte jeder Studienteilnehmer höchstens 2 Einheiten verpassen. Jede Therapieeinheit wurde individuell durch einen Physiotherapeuten betreut, wobei die Therapeuten nur jeweils einer Interventionsart zugeteilt wurden, um Ergebnisverzerrungen in Folge persönlicher Präferenz vorzubeugen.

Alle Studienteilnehmer erhielten entsprechend ihrer Rehabilitationsphase zusätzliche Einzelphysiotherapie. Die Rehabilitationsphase ergibt sich aus der Berechnung des Barthel Index¹ und markiert den Grad der funktionalen Alltags-

beeinträchtigung. Patienten der Phase C erhielten zwei Einheiten á 30 min, Patienten der Phase D eine Einheit á 30 min.

3.6.1 Rhythmisch-auditive Stimulation auf dem Laufband (RAS-LT)

Für RAS-LT übten die Patienten während der ersten 5 Einheiten für jeweils 15 min auf dem Laufband (Loko S70 von Woodway, Waukesha / USA). Dann schlossen sich 5 Einheiten mit einer Trainingsdauer von 17 min an und ab der 11. Einheit wurde für jeweils 20 min geübt. Es wurden, wenn erforderlich, Pausen eingelegt. Der betreuende Physiotherapeut achtete darauf, dass die Bandgeschwindigkeit jeweils so hoch wie möglich eingestellt war. Über zwei Schalter für plus und minus war es dem Therapeuten möglich, während der gesamten Trainingszeit Anpassungen der Bandgeschwindigkeit vorzunehmen. Einstellbar war die Geschwindigkeit mit einer Genauigkeit von 0,1 km/h. Dabei wurde auf ein möglichst physiologisches, der normalen Bewegung angeglichenes Gangmuster geachtet. Die Korrekturen des Therapeuten zielten darauf ab, Kompensationsbewegungen und übermäßig erhöhte Tonusverhältnisse zu hemmen. Es wurde keine Gewichtsunterstützung oder Neigung genutzt. Die Probanden gingen auf dem Laufband während sie sich mit ein oder zwei Händen an zwei seitlichen oder einer frontal angebrachten Stange halten konnten. Zu den Korrekturoptionen zählten verbale Instruktionen, *Hands-on-facilitation*, der Einsatz von Fußgelenksorthesen, der Einsatz von Klettbändern zur Fixierung der Stützhand, der Einsatz einer Armschlaufe bei nicht-gegebener Stützfunktion und die Anpassung der Bandgeschwindigkeit und der Trainingsmusik.

Falls therapeutisch erwünscht, sollte die Bandgeschwindigkeit nach einer Einlaufzeit von 5 min gesteigert werden. Dabei achteten die betreuenden Therapeuten darauf, dass sich das physiologische Gangmuster nicht verschlechterte.

In der Pilotphase der Studie wurde versucht, die Bandgeschwindigkeit in Relation zur ebenerdigen Gehfähigkeit zu standardisieren (zum Beispiel 60% der ebenerdigen maximalen Gehgeschwindigkeit). Dies erwies sich jedoch als nicht praktikabel, da die Heterogenität in der Ausprägung der Hemiparese und die daraus resultierenden Gangpathologien keine therapeutisch sinnvolle Verallgemeinerung zuließen.

Während des Laufbandgehens bekamen die Teilnehmer bei RAS-LT funktionale Trainingsmusik über Ohrhörer durch einen handelsüblichen MP3-Spieler präsentiert. Da die Wirkung von RAS unmittelbar und vorbewusst erfolgt, musste der Rehabilitand dafür nichts einüben oder extra erlernen und wurde durch den Therapeuten angehalten sich nach wie vor vollkommen auf das Gehen und diesbezügliche Veränderungen zu konzentrieren. Die Musik wurde nach funktionalen Kriterien komponiert, die sich auf die Optimierung des Gehens richteten (siehe Kapitel 1.11). Die Arrangements wurden im Stil *German Folk* verfasst. Bei diesem Stil werden volkstümliche Elemente in ein beatbetontes Arrangement eingepasst. Für die Melodie wurde jeweils ein vertrautes Volkslied verwendet, zum Beispiel *Das Wandern ist des Müllers Lust* oder *Ein Jäger aus Kurpfalz*. Die verwendeten Klänge entsprachen vertrauten Instrumenten, wie Klarinette, Akkordeon, Vibrafon und Schlagzeug. (Hörbeispiele unter <http://mit-musik-geht-reha-besser.de/rmusik2.html>) Die benutzten Musiktitel umfassten Tempi von 58 bis 106 bpm und wurden jeweils in Dreierschritten verändert (58 bpm, 61 bpm, 64 bpm und so weiter).

Für die Bestimmung des optimalen Tempos der auditiven Stimulation wurde zunächst mit Hilfe eines digitalen Metronoms (KORG MA-30) die Kadenz des Probanden auf dem Laufband ermittelt. Dieser Wert wurde dann für das Musiktempo soweit wie möglich reduziert, um maximal große Schrittlängen zu induzieren. Dieses Vorgehen trägt dem Umstand Rechnung, dass die Schrittlänge von Schlaganfallpatienten auf dem Laufband übermäßig verkürzt wird. Dies rührt vermutlich von motorischer und psychologischer Unsicherheit durch die Hemiparese und dadurch entstehender Laufbandangst her, welche eher zu einer hohen Kadenz und reaktiv zu geringeren Schrittlängen zu führt (siehe Steingrüber 2000, S.25, vgl. Kap. 0). Dabei achtete der Therapeut auf die Aufrechterhaltung der audio-motorischen Synchronisation, indem fortlaufend die Kadenz mit dem Musiktempo abgeglichen wurde. Um den Mechanismus der vorbewussten Periodensynchronisation (vgl. Kap. 1.5) optimal zu unterstützen, richteten sich verbale Instruktionen während des RAS-LT ausschließlich auf das Gangbild und niemals auf die motorische Interaktion mit der Musik. Allenfalls wurde zu Beginn der Interventionsphase darauf hingewiesen, dass der Proband

in Bezug auf die Musik keine besondere Bewegung, beziehungsweise Übereinstimmung herzustellen braucht.

Somit wurden beim RAS-LT über die Bandgeschwindigkeit und das Musiktempo zwei Aspekte des Laufbandgehens fortlaufend optimiert: (1) die Gehgeschwindigkeit und (2) die Schrittlänge. Beide Parameter wurden so eingerichtet, dass immer an der individuellen Leistungsgrenze geübt wurde, ohne dabei qualitative Verschlechterungen des Gangbildes zu induzieren.

3.6.2 Laufbandtraining (LT)

Hinsichtlich von Durchführung und Ablauf des LT wurde auf eine schematische Übereinstimmung zum RAS-LT geachtet. Auch beim LT achteten die Therapeuten auf ein möglichst normales ergonomisches Gangbild und eine Optimierung von Schrittlänge und Schrittsymmetrie. Anders als bei den RAS-LT-Probanden, welche fortwährend Musik präsentiert bekamen, konnte der behandelnde Therapeut beim LT durchgehend verbale Instruktionen geben.

3.6.3 Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath (NGB)

Beim NGB trainierten die Patienten ebenerdiges Gehen, Treppen steigen, den Umgang mit einem Ganghilfsmittel (falls erforderlich) entsprechend ihrer aktuellen Gehfähigkeit. Interventionen des Therapeuten, namentlich Umfeldgestaltung, Auswahl von Aufgaben, verbale Instruktionen und *Hands-on-facilitation* sowie der Einsatz von Fußgelenksorthesen zielten dabei auf eine verstärkte Aktivierung der paretischen Seite im Sinne einer ökonomischeren Haltung- und Bewegungskontrolle.

3.7 Assessments

Die Testbatterie bestand aus dem *Fast Gait Speed Test* (FGS) zur Bestimmung der primären Zielparame-ter. Weiterhin aus einer apparativen Ganganalyse mit dem Lokometer (LOM) zur Bestimmung der Gangsymmetrie, einem *3-min-Walking-Time-Test* (3WT) zur Bestimmung der Gehausdauer, einer apparativen statischen Posturographie (SPG) zur Bestimmung des statischen Gleichgewichts und einer kinematischen videogestützten 2-D-Ganganalyse auf dem Laufband (KGA) zur qualitativen Analyse des Gangmusters. Ganghilfsmittel wie

Fußgelenksorthesen und / oder Rollatoren wurden nur soweit als nötig verwendet. Kam bei der Voruntersuchung ein Hilfsmittel zum Einsatz, so wurde es in jedem Fall auch zur Nachtestung wieder eingesetzt. Die Durchführung der gesamten Testung dauerte etwa eine Stunde. Diese Dauer war wesentlich der Einrichtung und der Durchführung der videogestützten Ganganalyse auf dem Laufband geschuldet.

Die Vor- und Nachuntersuchungen wurden durch einen hinsichtlich der Interventionsart verblindeten Untersucher durchgeführt. Die Voruntersuchung fand einen Tag vor oder am gleichen Tag wie der Beginn des Interventionszeitraums statt. Die Nachuntersuchung wurde einen Tag nach Beendigung der Therapieintervention durchgeführt.

3.7.1 Fast Gait Speed Test (FGS)

Für den FGS gingen die Probanden auf einer 14 m langen Teststrecke mit ihrer maximalen Gehgeschwindigkeit. Es wurden 2 Testläufe durchgeführt. Die Testinstruktion sowie der Einsatz von Gehhilfsmitteln waren mit der der LOM identisch. Gemessen wurden die Zeit und die Fersenkontakte innerhalb des Bereichs von 2 bis 12 m. Anhand dieser Werte wurden anhand des zweiten Testlaufs Kadenz, Gehgeschwindigkeit und Doppelschrittlänge nach der Formel von Flansbjer ermittelt (Flansbjer et al. 2005).

3.7.2 Ganganalyse mit Lokometer (LOM)

Die Ganganalyse mit dem Lokometer (LOM) (Firma Satel, Blagnac, Frankreich) wurde von Bessou beschrieben (Bessou et al. 1988). Das Gerät vermisst longitudinale Bewegungen der Füße über eine 7-m-Gehstrecke. Diese werden über zwei Schnüre von den Füßen auf einen Flaschenzug gelenkt, welcher mit einem optischen Längen-Spannungs-Signalwandler verbunden ist. Die Signalanalyse ergibt quantitative Daten, die zur Bestimmung von seitenbezogenen Werten wie Schrittlänge, Zyklusdauer, Standphasendauer herangezogen werden. Zudem werden auch in der LOM Gehgeschwindigkeit, Kadenz, Doppelschrittlänge berechnet. Von einer mittels Laptop angeschlossenen Software (Satel v 15.0 3C) werden gemittelte Werte ausgegeben. Dabei werden standardmäßig die ersten beiden Schritte nicht berücksichtigt.

Zunächst wurde an beiden Füßen der Studienteilnehmer mittels Klettbändern an jedem Fuß eine Schnur befestigt. Diese beiden Schnüre liefen posterior zu einer Maschine. Die Schnüre wiesen einen geringen aber nicht unerheblichen Gegenzug auf, sodass auch beim Gehen ständig eine straffe Verbindung zwischen Befestigung am Fuß und Maschine bestand. Um die Patienten an dieses Setting zu gewöhnen, wurde zuerst ein Probelauf mit maximaler Gehgeschwindigkeit auf das Kommando „Gehen Sie so schnell wie möglich, aber sicher! Auf die Plätze! Fertig! Los!“ durchgeführt. Für die statistische Auswertung wurden die Daten des zweiten Laufs genutzt.

3.7.3 Drei-Minuten-Walking-Time-Test (3WT)

Der 3WT diente zur Bestimmung Gehausdauer. Dafür gingen die Probanden für 3 min auf einer 120 m langen Teststrecke. Bei Erreichen des Endes der Teststrecke vollführten die Teilnehmer eine 180°-Kehrtwende. Die Testinstruktion besagte: „Gehen Sie so schnell wie möglich für 3 min bis ich ‚stopp‘ sage! Auf die Plätze! Fertig! Los!“. Mittels Abstandsmarkierungen an der Wand wurde eine metergenaue Gehstrecke ermittelt.

3.7.4 Statische Posturographie (SPG)

Für die SPG wurde ein Kraftmessplattensystem der Firma Satel aus Blagnac/Frankreich (Software Satel v 15.0 3C) verwendet. Dafür standen die Studienteilnehmer auf einer standardisierten Position mit geöffneten Augen und ohne Schuhe auf der Kraftmessplatte. Die Testinstruktion lautete: „Stehen Sie so ruhig wie möglich. Sprechen Sie während der Messung nicht. Schauen Sie auf die Wand vor Ihnen. Ab jetzt!“ Die Messdauer betrug 51,2 s bei einer Samplingrate von 40 Hz. Die Länge des Schwankweges, die Schwankfläche und die mittlere laterale Auslenkung des Schwerelots (SL) wurden errechnet (vgl. Missaoui & Thoumie 2013).

3.7.5 Kinematische 2D-Ganganalyse auf dem Laufband (KGA)

Für die KGA wurde zunächst für jeden Studienteilnehmer individuell eine Höchstgeschwindigkeit eingestellt. Dafür ermittelte der Untersucher durch Probieren, die Geschwindigkeit, bei welcher der Proband gerade noch sicher für 1,5 min auf dem Laufband gehen konnte. Die Probanden hielten sich mit einer

oder zwei Händen an seitlichen oder der frontal angebrachten Haltestange fest. Soweit nötig wurden als Hilfsmittel Fußgelenksorthesen, Klettbinden zur Fixierung der betroffenen Hand an der Stützstange oder Armhalteschlaufen bei fehlender Stützaktivität des betroffenen Armes eingesetzt.

Von jeder Seite wurde der Testlauf mittels einer Digitalkamera (Firma JVC, Typ GZ-MG155E und GZ-MG750BE) im Hochformat 4:3 mit einer Samplingrate von 50 Hz aufgenommen. Für eine größtmögliche Bildauflösung wurden die auf einem Stativ befindlichen Kameras soweit wie möglich an den auf dem Laufband gehenden Patienten herangerückt. Den Studienteilnehmern wurden kugelförmige, reflektierende Marker auf folgende anatomische Positionen geklebt:

M1: höchster Punkt der *Crista iliaca* (auf straff sitzendes Kleidungsoberteil, Laufhose oder auf Haut)

M2: *Trochanter major* – (auf eng anliegende Laufhose)

M3: *Condylus lateralis femoris*

M4: *Malleolus lateralis*

M5: lateral am *Caput os metatarsalis V* (von außen auf den Schuh)

Auf diese Weise wurden 10 Marker am Körper befestigt. Beide Kameras verfügten über einen LED-Leuchtring, der direkt um das Objektiv herum fixiert wurde. Für eine optimale Videoerfassung der reflektierenden Marker wurden in den Kameras die Verschlussgeschwindigkeit auf 1/500 und die Blende auf -3 gesetzt. Es wurden insgesamt 50 Gangzyklen videografiert. Für ein synchrones Start- und Schlusssignal für beide Videoaufnahmen wurde das Oberlicht aus- und am Ende wieder eingeschaltet. Die Nachuntersuchung erfolgte in der gleichen Bandgeschwindigkeit wie die Eingangsuntersuchung.

Für die kinematische Analyse wurde die Software SIMI Motion 2D (Version 7.5.305) verwendet. Dafür wurden die aufgenommenen Videos vom Format .mod nach .avi konvertiert. Nun erfolgte in der Software eine Markererfassung. Die erfassten Markerpunkte wurden unter Zuhilfenahme einer metrischen Kalibrierung in 2D-Positionsdaten umgewandelt. Für die Kalibrierung wurde eine kurze statische Videoaufnahme einer etwa 85 x 85 cm großen Holzplatte aufge-

nommen. Diese Platte wurde im rechten Winkel zur Kamera in der Positionsebene der Marker installiert. Darauf waren eine horizontale (78,2 cm lange) und eine vertikale (78,4 cm lange) Strecke markiert, welche (softwarebasiert) zur Längenkalibrierung für den jeweiligen Abstand genutzt wurden.

3.8 Datenverarbeitung

Für die seitenbezogenen Parameter der Lokometermessung wurde als Maß für die Symmetrie der Absolute Asymmetrie-Index (AAI) entsprechend der Formel von Karamanidis herangezogen (Karamanidis et al. 2003):

$$AAI = \frac{|x_{NB} - x_B|}{\frac{1}{2}(x_{NB} + x_{BP})} \times 100\%$$

x_{NB} entspricht dem Messwert der nicht-betroffenen und x_B dem der betroffenen unteren Extremität. Ein AAI-Wert nahe 0% ergibt sich, sobald die Werte beider Extremitäten sehr ähnlich sind und man von einer Symmetrie der Bewegungen ausgehen kann.

Für die KGA wurden Messreihen für 3 Winkel über 8 Gangzyklen ausgegeben: der Hüftgelenkwinkel M1M2M3, der Kniegelenkwinkel M4M3M2 und der Winkel des oberen Sprunggelenks M3M4M5.

Mit eigens für diese Untersuchung programmierten MATLAB-Skripten wurden Ähnlichkeiten zwischen verschiedenen Datenreihen ermittelt. Die zeitlich normalisierten (0 - 100% Gangzyklus) Messreihen der verschiedenen Gangzyklen wurden auf ihre Ähnlichkeit hin mit Hilfe des Bestimmtheitsmaßes (R^2) bewertet. Dabei variiert R^2 von 1 bis $-\infty$. $R^2 = 1$ steht für die größtmögliche Übereinstimmung der beiden Datenreihen.

Sei x_i die Messreihe 1 und y_i die Messreihe 2, dann ergibt sich R^2 zwischen den beiden Messreihen als:

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{i=0}^{100}(x_i - y_i)^2}{\sum_{i=0}^{100}(x_i - x_{mean})^2}$$

Mit dieser Formel wurden zunächst über die aus 8 Zyklen gemittelten Messreihen die Ähnlichkeiten zwischen betroffener unterer Extremität (buE) und nicht-betroffener unterer Extremität (nuE) für die 3 Winkel ermittelt.

Um zu berechnen, wie groß die Ähnlichkeit innerhalb der 8 Zyklen nur eines Beines ist, wurde für je zwei Zyklen die Ähnlichkeit nach obiger Formel bestimmt und als Gesamtwert der Mittelwert über alle möglichen Kombinationen berechnet. Dabei wurde jede Kombination zweimal verwendet, sodass jeder Zyklus einmal als x-Messreihe und einmal als y-Messreihe fungierte.

Für die statistische Auswertung der Prä-post-Unterschiede in der lateralen Auslenkung des Schwankweges des Schwerelots in der SPG wurden mit den Absolutbeträgen der mittleren horizontalen Auslenkung gerechnet.

3.9 Statistik

Zur Bestimmung eventueller Gruppenunterschiede der Messbasis wurden eine univariate einfaktorielle Varianzanalyse und ein Shapiro-Wilk-Test zur Überprüfung der Normalverteilungshypothese gerechnet.

Prä-Post-Effekte wurden für die gesamte Stichprobe und für jede Gruppe durch Bonferroni-korrigierte T-Tests und wenn Normalverteilung nicht gegeben war mit dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rangtest errechnet. Der Datensatz erfüllte nicht die Anforderungen für eine einfaktorielle Varianzanalyse, insbesondere hinsichtlich der Normalverteilung. Zudem gab es für das untersuchte dreiarmlige Parallelgruppendesign kein passendes nicht-parametrisches statistisches Verfahren. Aufgrund der geringen Stichprobengröße war eine Normalverteilung aller Gruppen in Bezug auf Alter und Zeit zwischen Akutereignis und Interventionsbeginn nicht gegeben. Daher wurde für die Ermittlung der Wirkungsunterschiede der 3 Interventionen eine Kovarianzanalyse (englisch: *analysis of covariance*, ANCOVA) ausgeführt. Diese wurde mit Hilfe zweier Kovariaten berechnet: (1) der jeweilige Prä-Interventionsparameter und (2) die Zeit zwischen Akutereignis und Studienbeginn. Für den Prä-Interventionswert wurde angenommen, dass ein höheres funktionales Ausgangsniveau vor Studienbeginn im Verlauf mutmaßlich zu geringeren Verbesserungen führt. Dagegen stellt eine kürzere Zeitspanne zwischen Schlaganfall und Studieneinschluss eine günstige Vorbedingung

für Trainingstherapie dar, die größere Funktionszuwächse erwarten lässt. Insofern waren beide Kovariate in Bezug zur trainingsabhängigen Variable (Postinterventionswert) relevante Einflussgrößen. Ihre Einflüsse wurden mit Hilfe der ANCOVA herauspartialisiert.

Für die ANCOVA wurde folgende Vorannahmen geprüft: die lineare Beziehung zwischen Prä- und Post-interventionswerte wurde für jede Therapiegruppe durch die visuelle Begutachtung des Streudiagramms überprüft; die Homogenität der Regressionssteigungen, wurde über den Interaktionswert von Gruppe zu beiden Kovariaten geprüft; zur Überprüfung der Normalverteilung der Residuen für jede Gruppe wurde der Shapiro-Wilk gerechnet; Homoskedastizität und Homogenität der Varianzen wurde durch visuelle Begutachtung des Streudiagramms sowie durch den Levene-Test überprüft; Ausreißer wurden gekennzeichnet als Fälle, bei denen die standardisierten Residuen der Post-interventionswerte ± 3 überstiegen. Es wurden Parameterschätzer mit Gruppe NGB als Referenzgröße und einfache Kontraste in Bezug zur Intervention RAS-LT berechnet.

Für einzelne Parameter waren auch die Vorbedingungen der ANCOVA nicht erfüllt. Für diese Assessmentparameter wurde der Kruskal-Wallis H Test durchgeführt. Dabei wurde der Gruppeneffekt der prozentualen Veränderungen vom Prä- zum Postwert ermittelt.

Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ und für gruppenspezifische Prä-Post-Effekte aufgrund der Bonferronikorrektur $p > 0,01\bar{6}$ gesetzt. Für die Effektstärken wurde Cohens d berechnet und nach folgender Konvention interpretiert: d zwischen 0,2 und 0,5 entspricht einem kleinen Effekt, d zwischen 0,5 und 0,8 einem mittleren und d größer als 0,8 einem starken Effekt (Cohen 1988).

4 Ergebnisse

4.1 Ausgangsbeschaffenheit der Stichprobe

In Bezug auf Alter ($F(2,34) = 0,792$, $p = 0,462$) und Zeit zwischen Akutereignis und Studienbeginn ($F(2,34) = 0,613$, $p = 0,548$) gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Allerdings musste die Normalverteilungsannahme für die Gruppe NGB in Bezug auf Alter ($p = 0,017$) und für die Gruppe

RAS-LT in Bezug auf Zeit zwischen Akutereignis und Studienbeginn ($p = 0,029$) verworfen werden.

4.2 Ergebnisse zum ebenerdigen Gehen

4.2.1 Fast Gait Speed Test (FGS)

Beim FGS fanden sich signifikante Zeiteffekte für alle drei Parameter (Gehgeschwindigkeit, Kadenz und Doppelschrittlänge). Mittels T-Test wurden zudem signifikante Prä-post-effekte für die Gruppe RAS-LT gefunden, welche mit mittleren bis starken Effektstärken einhergingen: Geschwindigkeit $p < 0,001$; $d = 0,75$; Kadenz $p = 0,001$; $d = 0,873$; Doppelschrittlänge $p < 0,001$; $d = 0,573$. Für die Gruppe LT gab es signifikante Prä-Post-Effekte mit kleinen und mittelstarken Effektstärken für Geschwindigkeit ($p < 0,007$; $d = 0,503$) und Doppelschrittlänge ($p < 0,001$; $d = 0,66$). Die Kadenz veränderte sich in der Gruppe LT nicht signifikant ($p = 0,283$; $d = 0,192$). In der Gruppe NGB fanden sich keine signifikanten Veränderungen für Geschwindigkeit ($p = 0,029$; $d = 0,425$), Kadenz ($p = 0,93$; $d = -0,02$) und Doppelschrittlänge ($p = 0,018$; $d = 0,65$) (siehe Tabelle 2).

Tabelle 2. Ermittelte Werte für prä- und post-interventionelle Gehgeschwindigkeit, Kadenz und Doppelschrittlänge (Mittelwert \pm Standardabweichung) aus Fast Gait Speed Test und entsprechende Cohens d Effektstärke (d).

		N	Gehgeschwindigkeit [m/s] †	Kadenz [steps/min] †	Doppelschrittlänge [m] †
RAS-LT	11	prä	0,92 \pm 0,46	96,7 \pm 22,8	1,09 \pm 0,35
		post	1,27 \pm 0,48*	116,5 \pm 22,5*	1,28 \pm 0,32*
		d	0,75	0,87	0,57
LT	13	prä	0,85 \pm 0,36	98,0 \pm 19,3	1,01 \pm 0,28
		post	1,03 \pm 0,35*	101,5 \pm 16,8	1,19 \pm 0,28*
		d	0,50	0,19	0,66
NGB	11	prä	0,95 \pm 0,37	101,4 \pm 21,31	1,10 \pm 0,27
		post	1,12 \pm 0,40	101,0 \pm 16,9	1,30 \pm 0,34
		d	0,43	-0,02	0,65

†: Statistisch signifikanter Zeiteffekt ($p < 0,05$); *: Statistisch signifikanter Unterschied zwischen Prä- und Postwert ($p < 0,016$); N = Anzahl der Teilnehmer, RAS-LT = Rhyth-

misch auditive Stimulation auf dem Laufband, LT = Laufbandtherapie, NGB = Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath.

In der ANCOVA zeigten sich statistisch signifikante Gruppenunterschiede in den Post-Werten für Gehgeschwindigkeit ($F(2,34) = 3,864$, $p = 0,032$, partielles $\eta^2 = 0,205$) und Kadenz ($F(2,34) = 7,656$, $p = 0,002$, partielles $\eta^2 = 0,338$). Die Parameterschätzer ergaben für beide Messwerte einen signifikanten Unterschied von RAS-LT zu NGB ($p_{\text{Gehgeschwindigkeit}} = 0,017$; $p_{\text{Kadenz}} = 0,001$) während sich die Gruppen LT und NGB nicht unterschieden ($p_{\text{Gehgeschwindigkeit}} = 0,703$; $p_{\text{Kadenz}} = 0,518$). Dies wurde durch die Gruppenkontraste (Gehgeschwindigkeit: RAS-LT gegen LT $p = 0,031$ und RAS-LT gegen NGB $p = 0,017$; Kadenz: RAS-LT gegen LT $p = 0,004$ und RAS-LT gegen NGB $p = 0,001$) bestätigt. Die Betrachtung der durch die Kovariate korrigierten Mittelwerte ergab eine Überlegenheit der Werte von RAS-LT (Abb. 3 und 4).

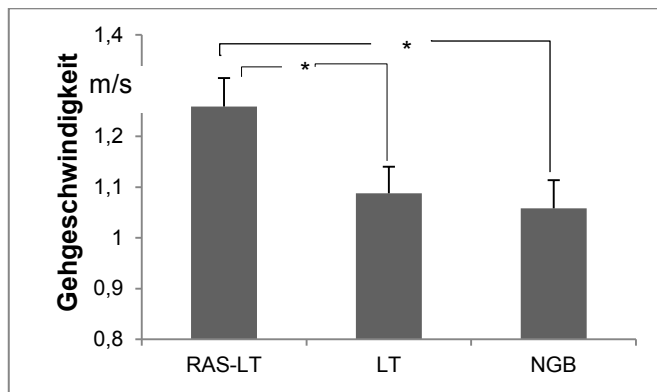


Abbildung 3. Mittelwerte und Standardfehler von bereinigter post-interventioneller Gehgeschwindigkeit aus Fast Gait Speed Test mit prä-interventioneller Gehgeschwindigkeit und Zeit zwischen Akutereignis und Studienbeginn als Kovariaten. *: Statistisch signifikanter Gruppenkontrast ($p < 0,05$). RAS-LT = Rhythmisch auditive Stimulation auf dem Laufband, LT = Laufband, NGB = Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath.

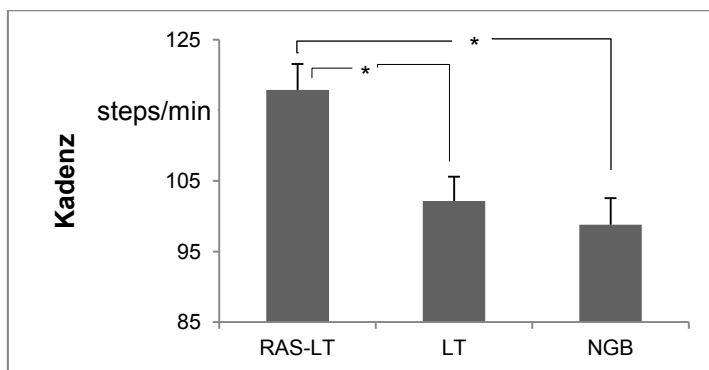


Abbildung 4. Mittelwerte und Standardfehler von bereinigter post-interventioneller Gehgeschwindigkeit aus Fast Gait Speed Test mit prä-interventioneller Gehgeschwindigkeit und Zeit zwischen Akutereignis und Studienbeginn als Kovariaten. *: Statistisch signifikanter Unterschied ($p < 0,05$); RAS-LT = Rhythmisch auditive Stimulation auf dem Laufband, LT = Laufband, NGB = Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath.

Für den Parameter Doppelschrittlänge gab es keine signifikanten Gruppenunterschiede ($F(2,34) = 0,01$, $p = 0,99$; partielles $\eta^2 = 0,001$; siehe Abb. 5).

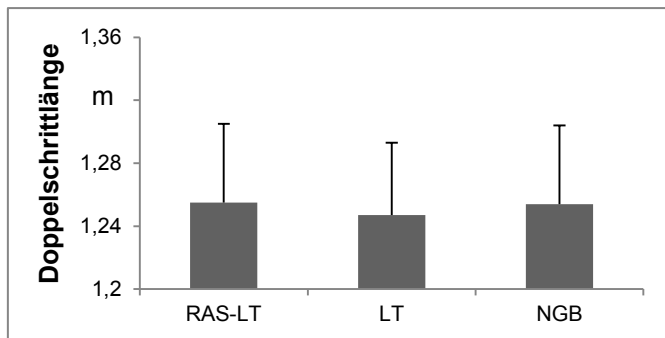


Abbildung 5. Mittelwerte und Standardfehler von bereinigter post-interventioneller Doppelschrittlänge aus Fast Gait Speed Test mit prä-interventioneller Doppelschrittlänge und Zeit zwischen Akutereignis und Studienbeginn als Kovariaten. RAS-LT = Rhythmisch auditive Stimulation auf dem Laufband, LT = Laufband, NGB = Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath.

4.2.2 Ganganalyse mit Lokometer (LOM)

Bei der LOM gab es für alle 3 Gruppen signifikante Prä-Post-Verbesserungen in den Parametern Gehgeschwindigkeit, Kadenz und Doppelschrittlänge (siehe Tabelle 3). Für die Gruppen RAS-LT und LT ergaben sich für alle 3 Parameter ein p-Wert von $< 0,001$. Für die Gruppe NGB ergaben die T Tests folgende p-Werte: Gehgeschwindigkeit $p = 0,007$, Kadenz $p = 0,007$ und für Doppelschrittlänge $p = 0,002$. Dabei lagen die Effektstärken der RAS-LT-Gruppe etwas höher als bei LT und NGB. Für den Parameter Gehgeschwindigkeit wurde nur für RAS-LT ein $d > 0,8$ erreicht, was einem starken Effekt entspricht.

Tabelle 3. Ermittelte Werte für prä- und post-interventionelle Gehgeschwindigkeit, Kadenz und Doppelschrittlänge (Mittelwert \pm Standardabweichung) aus Lokometermessung und entsprechende Cohens d Effektstärke (d).

		N	Gehgeschwindigkeit [m/s] †	Kadenz [steps/min] †	Doppelschrittlänge [m] †
RAS-LT	11	prä	0,84 \pm 0,43	96,6 \pm 25,0	0,99 \pm 0,31
		post	1,20 \pm 0,47*	115,0 \pm 23,4*	1,22 \pm 0,31*
		d	0,809	0,761	0,757
LT	13	prä	0,76 \pm 0,29	91,2 \pm 19,6	0,96 \pm 0,26
		post	0,97 \pm 0,34*	102,7 \pm 15,3*	1,12 \pm 0,29*
		d	0,69	0,653	0,554
NGB	11	prä	0,84 \pm 0,39	98,4 \pm 23,7	0,97 \pm 0,29
		post	1,07 \pm 0,36	105,7 \pm 17,7	1,18 \pm 0,28*
		d	0,603	0,347	0,735

†: Statistisch signifikanter Zeiteffekt ($p < 0,05$); *: Statistisch signifikanter Unterschied zwischen Prä- und Postwert ($p < 0,01\bar{6}$); N = Anzahl der Teilnehmer, RAS-LT = Rhythmisch auditive Stimulation auf dem Laufband, LT = Laufbandtraining, NGB = Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath.

Für die Messwerte der Lokometermessung wurden alle Vorbedingungen der ANCOVA erfüllt. Lediglich bei den standardisierten Residuen wurde ein Wert der Messreihe Doppelschrittlänge knapp als Ausreißer identifiziert. Trotzdem wurde dieser Patient in die statistische Auswertung einbezogen. Die ANCOVA ergab keine signifikanten Gruppenunterschiede für die mittels der Kovariate korrigierte Postwerten für Gehgeschwindigkeit $F(2,34) = 1,861$, $p = 0,173$, partielles $\eta^2 = 0,11$ und für Doppelschrittlänge $F(2,34) = 1,108$, $p = 0,343$, partielles $\eta^2 = 0,069$ und verfehlte auch knapp die Signifikanz für Kadenz $F(2,34) = 3,242$, $p = 0,053$, partielles $\eta^2 = 0,178$ (vgl. Abb. 6 - 8). Dabei ergaben der Parameterschätzer ($p = 0,023$) und der Gruppenkontrast ($p = 0,023$) hier einen signifikanten Unterschied zwischen Gruppe RAS-LT und NGB, der durch einen deutlich höheren korrigierten Mittelwert für RAS-LT (Abb. 7) bestätigt wurde. Hingegen verfehlte der Kontrast RAS-LT zu Gruppe LT knapp die Signifikanz ($p = 0,06$) während der Parameterschätzer für den Unterschied LT zu NGB nicht-signifikant blieb ($p = 0,6$).

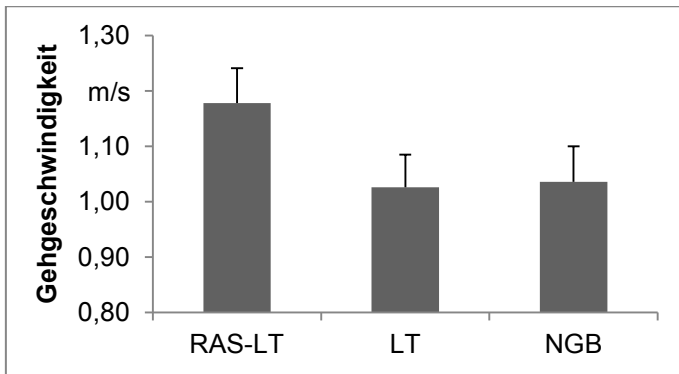


Abbildung 6. Mittelwerte und Standardfehler von bereinigter post-interventioneller Gehgeschwindigkeit aus Lokometermessung mit prä-interventioneller Gehgeschwindigkeit und Zeit zwischen Akutereignis und Studienbeginn als Kovariaten. RAS-LT = Rhythmisch auditive Stimulation auf dem Laufband, LT = Laufband, NGB = Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath.

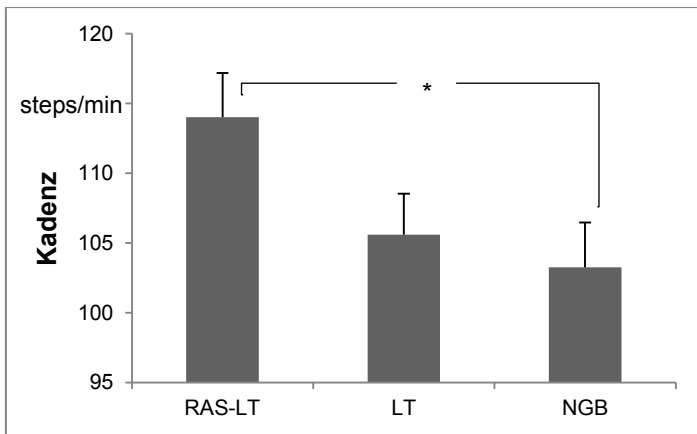


Abbildung 7. Mittelwerte und Standardfehler von bereinigter post-interventioneller Kadenz aus Lokometermessung mit prä-interventioneller Kadenz und Zeit zwischen Akutereignis und Studienbeginn als Kovariaten. *: Statistisch signifikanter Gruppenkontrast ($p < 0,05$). RAS-LT = Rhythmisch auditive Stimulation auf dem Laufband, LT = Laufbandtraining, NGB = Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath.

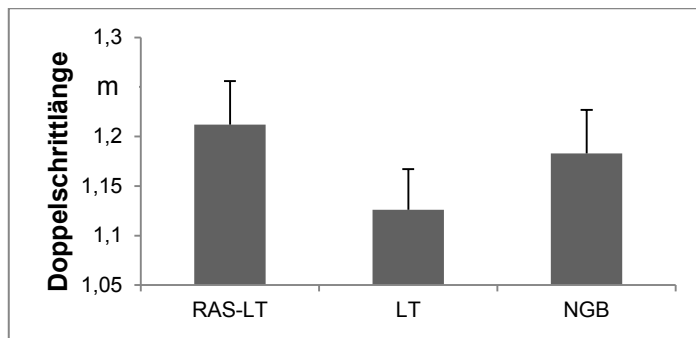


Abbildung 8. Mittelwerte und Standardfehler von bereinigter post-interventioneller Doppelschrittlänge aus Lokometermessung mit prä-interventioneller Doppelschrittlänge und Zeit zwischen Akutereignis und Studienbeginn als Kovariaten. RAS-LT = Rhythmisch auditive Stimulation auf dem Laufband, LT = Laufbandtraining, NGB = Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath.

Die separate Betrachtung der unteren Extremitäten in der LOM ergab signifikante Zeiteffekte sowohl für die betroffene untere Extremität (buE) als auch für die nicht-betroffene untere Extremität (nuE) in den erhobenen Parametern Schrittlänge, Zyklusdauer, Standphasendauer und Anteil der Standphasendauer. Bei den Prä-post-Effekten der einzelnen Interventionsgruppen ergaben sich für die Gruppe RAS-LT Signifikanzen bei der buE für Zyklusdauer ($p = 0,002$) und Standphasendauer ($p = 0,003$) und bei der nuE für Zyklusdauer ($p = 0,003$), Standphasendauer ($p = 0,002$) und Anteil der Standphasendauer ($p = 0,002$), welche durch starke Effektstärken von $d > 0,8$ gekennzeichnet waren. Damit lagen die Effektstärken für die Gruppe RAS-LT durchweg auf einem höheren Niveau als bei LT und NGB. Für die Schrittlängen von buE und nuE lagen trotz fehlender Signifikanz mittlere Effektstärken vor ($d = 0,556$; $d = 0,647$).

Für die Gruppe LT ergaben sich signifikante Verbesserungen bei der buE für Standphasendauer ($p = 0,002$) und bei der nuE für Schrittlänge ($p = 0,011$) und Zyklusdauer ($p = 0,011$), die jeweils mit mittelgroßen Effektstärken korrespondierten. Für die Zyklusdauer der buE und für die Standphasendauer der nuE wurden bei fehlender Signifikanz mittelgroße Effektstärken berechnet. Für die Gruppe NGB gab es in der seitengenauen Betrachtung der unteren Extremitäten keine signifikanten prä-post-Unterschiede, obgleich Cohens d durchweg nennenswerte Effektstärken $> 0,3$ ergab. Für die Schrittlängen buE und nuE

lagen sogar mittelgroße Effektstärken vor ($d = 0,665$; $d = 0,605$) (siehe Tabelle 4).

Der Gruppenvergleich mittels der ANCOVA ergab keine signifikanten Unterschiede, sowohl für die buE (Schrittlänge $p = 0,536$; Zyklusdauer $p = 0,21$; Standphasendauer $p = 0,253$; Anteil Standphasendauer $p = 0,337$) als auch für die nuE (Schrittlänge $p = 0,884$; Zyklusdauer $p = 0,143$; Standphasendauer $p = 0,102$; Anteil Standphasendauer $p = 0,193$).

Tabelle 4. Ermittelte Werte für prä- und post-interventioneller Schrittlänge, Zyklusdauer, Standphasendauer und Anteil der Standphasen (Mittelwert ± Standardabweichung) für betroffene und nicht-betroffene untere Extremität aus Lokometermessung und entsprechende Cohens d Effektivstärke (d).

N	BETROFFENE UNTERE EXTREMITÄT				NICHT-BETROFFENE UNTERE EXTREMITÄT				
	Schrittlänge [m] †	Zyklusdauer [s] †	Standphasen-dauer [s] †	Anteil Stand-phase [%] †	Schrittlänge [m] †	Zyklusdauer [s] †	Standphasen-dauer [s] †	Anteil Stand-phase [%] †	
RAS-LT	prä	0,49 ± 0,19	1,32 ± 0,33	0,82 ± 0,24	61,47 ± 4,47	0,50 ± 0,16	1,32 ± 0,33	0,89 ± 0,31	65,63 ± 6,63
	post	0,60 ± 0,22	1,08 ± 0,22*	0,65 ± 0,16*	59,16 ± 4,08	0,62 ± 0,21	1,08 ± 0,22*	0,66 ± 0,19*	60,29 ± 5,94*
	d	0,556	-0,824	-0,84	-0,538	0,647	-0,834	-0,876	-0,848
LT	prä	0,47 ± 0,15	1,40 ± 0,43	0,83 ± 0,23	59,92 ± 4,92	0,49 ± 0,16	1,38 ± 0,37	0,90 ± 0,32	64,57 ± 5,88
	post	0,54 ± 0,16	1,20 ± 0,21	0,72 ± 0,17*	59,88 ± 3,66	0,58 ± 0,15*	1,20 ± 0,20*	0,75 ± 0,18	62,15 ± 5,55
	d	0,403	-0,623	-0,521	-0,008	0,63	-0,63	-0,565	-0,423
NGB	prä	0,48 ± 0,19	1,30 ± 0,42	0,85 ± 0,39	63,17 ± 8,04	0,50 ± 0,17	1,31 ± 0,43	0,87 ± 0,40	64,57 ± 7,21
	post	0,59 ± 0,13	1,17 ± 0,27	0,70 ± 0,22	58,76 ± 4,92	0,60 ± 0,17	1,18 ± 0,27	0,74 ± 0,23	61,76 ± 4,82
	d	0,665	-0,365	-0,466	-0,662	0,605	-0,378	-0,405	-0,458

†: Statistisch signifikanter Zeiteffekt (p < 0,05); * und Schriftart Fett: Statistisch signifikanter Unterschied zwischen Prä- und Postwert (p < 0,016); N = Anzahl der Teilnehmer, RAS-LT = Rhythmisch auditive Stimulation auf dem Laufband, LT = Laufbandtraining, NGB = Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath.

Für die AAls der Schrittlänge, Zyklusdauer und Standphasendauer gab es keine signifikanten Zeiteffekte ($p = 0,422$, $p = 0,716$, $p = 0,077$). Beim Anteil der Standphasendauer am Gesamtzyklus erhöhte sich die Symmetrie für die gesamte Stichprobe signifikant ($p < 0,05$). Dabei ergab die ANCOVA keine signifikanten postinterventionellen Gruppenunterschiede ($F(2,34) = 0,881$; $p = 0,425$; partielles $\eta^2 = 0,055$). Bei den gruppenspezifischen Prä-Post-Effekten gab es nur für die NGB-Patienten beim Parameter Zyklusdauer eine signifikante Verbesserung der Symmetrie ($p < 0,01\bar{6}$). Auch hier unterschieden sich die Gruppen in der ANCOVA nicht in den durch die Kovariaten korrigierten Post-Werten ($F(2,34) = 2,403$; $p = 0,108$; partielles $\eta^2 = 0,138$) (siehe Tabelle 5).

Tabelle 5. Absolute Asymmetrieindices (AAI in %) für Schrittlänge, Zyklusdauer, Standphasendauer und Anteil der Standphasen (Mittelwert \pm Standardabweichung) aus Lokometermessung und entsprechende Cohens d Effektstärke (d).

N			AAI Schrittlänge	AAI Zyklusdauer	AAI Standpha- sendauer	AAI Anteil Standphase [†]
RAS- LT	11	prä	26,65 \pm 46,29	0,44 \pm 0,45	8,40 \pm 9,00	8,13 \pm 8,91
		post	31,32 \pm 50,95	1,39 \pm 1,90	7,71 \pm 4,59	6,71 \pm 4,54
		d	0,096	0,688	-0,097	-0,201
LT	13	prä	23,03 \pm 29,57	2,51 \pm 5,20	9,26 \pm 6,44	10,35 \pm 6,93
		post	13,62 \pm 9,66	1,02 \pm 0,60	5,71 \pm 3,83	5,69 \pm 4,10
		d	-0,428	-0,403	-0,67	-0,818
NGB	11	prä	27,06 \pm 39,35	0,68 \pm 0,45	8,87 \pm 6,12	8,61 \pm 6,11
		post	11,24 \pm 14,63	0,30 \pm 0,43*	6,73 \pm 5,36	6,84 \pm 4,91
		d	-0,533	-0,62	-0,372	-0,319

†: Statistisch signifikanter Zeiteffekt ($p < 0,05$); *: Statistisch signifikanter Unterschied zwischen Prä- und Postwert ($p < 0,01\bar{6}$); N = Anzahl der Teilnehmer, RAS-LT = Rhythmisch auditive Stimulation auf dem Laufband, LT = Laufbandtraining, NGB = Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath.

4.2.3 Drei-Minuten-Walking-Time-Test (3WT)

Im 3WT wurden signifikante Zeiteffekte für alle drei Interventionsgruppen ermittelt: RAS-LT $p < 0,001$; LT $p = 0,001$; NGB $p < 0,001$. Für die Gruppe RAS-LT korrespondierte dies mit einer mittleren Effektstärke ($d_{\text{RAS_LT}} = 0,753$), für die Gruppen LT und NGB mit kleinen Effektstärken ($d_{\text{LT}} = 0,413$; $d_{\text{NGB}} = 0,332$; siehe Tabelle 6).

Tabelle 6. *Ermittelte Werte für prä- und post-interventionelle Gehstrecke (Mittelwert \pm Standardabweichung) aus 3 min Walking Time Test und entsprechende Cohens d Effektstärke (d).*

		N	Gehstrecke [m] †
RAS-LT		11	
	prä		162,2 \pm 69,4
	post		216,8 \pm 75,5*
	d		0,75
LT		13	
	prä		146,5 \pm 62,0
	post		170,5 \pm 53,7*
	d		0,41
NGB		11	
	prä		180,3 \pm 108,4
	post		218,3 \pm 119,9*
	d		0,33

†: Statistisch signifikanter Zeiteffekt ($p < 0,05$); *: Statistisch signifikanter Unterschied zwischen Prä- und Postwert ($p < 0,01\bar{6}$); N = Anzahl der Teilnehmer, RAS-LT = Rhythmisch auditive Stimulation auf dem Laufband, LT = Laufbandtherapie, NGB = Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath.

Die ANCOVA ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen korrigierten Post-Werten der drei Gruppen ($F(2,34) = 2,497$, $p = 0,099$, partielles $\eta^2 = 0,143$; vgl. Abbildung 9).

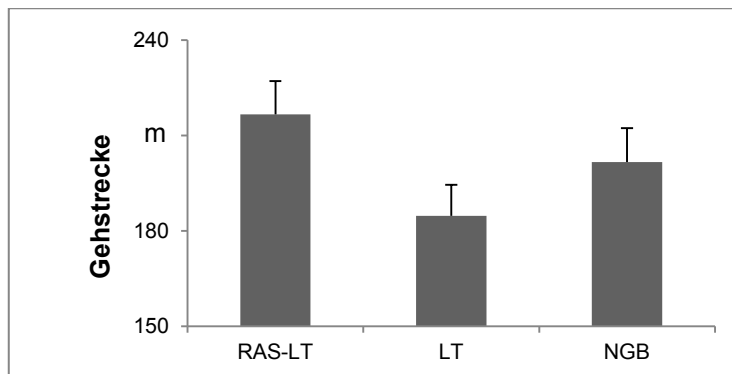


Abbildung 9. Mittelwerte und Standardfehler von bereinigter post-interventioneller Gehstrecke aus Drei-Minuten-Walking-Time-Test mit prä-interventioneller Gehstrecke und Zeit zwischen Akutereignis und Studienbeginn als Kovariaten. RAS-LT = Rhythmisch auditive Stimulation auf dem Laufband, LT = Laufband, NGB = Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath.

4.3 Ergebnisse der statischen Posturographie (SPG)

Ein signifikanter Zeiteffekt für die gesamte Stichprobe wurde für die Länge des Schwankweges errechnet ($p = 0,048$). Die Schwankfläche ($p = 0,86$) und die mittlere laterale Auslenkung des SL ($p = 0,353$) veränderten sich trotz kleiner Effektstärken während der Interventionsphase nicht signifikant. Die gruppenspezifischen Zeiteffekte verfehlten durchweg das Signifikanzniveau (siehe Tabelle 7).

Tabelle 7. *Ermittelte Werte für prä- und post-interventionelle Werte von Schwankweg, Schwankfläche und mittlerer lateralen Auslenkung des Schwere-lots (Mittelwert ± Standardabweichung) aus statischer Posturographie und entsprechende Cohens d Effektstärke (d).*

	N		Schwankweg [mm] †	Schwankfläche [mm ²]	Mittlere laterale Auslenkung [mm]
RAS- LT	11	prä	714,18 ± 393,46	485,64 ± 602,94	11,18 ± 9,53
		post	702,45 ± 525,01	397,82 ± 364,9	11,63 ± 9,34
		d	-0,03	-0,18	0,05
LT	13	prä	938,62 ± 486,51	450,08 ± 245,09	15,88 ± 10,65
		post	834,85 ± 410,93	351,54 ± 181,72	13,43 ± 10,58
		d	-0,23	-0,48	-0,23
NGB	11	prä	722,55 ± 274,69	326,55 ± 216,34	15,31 ± 9,94
		post	632,64 ± 147,51	259,91 ± 147,51	13,01 ± 10,5
		d	-0,41	-0,36	-0,23

†: Statistisch signifikanter Zeiteffekt ($p < 0,05$); N = Anzahl der Teilnehmer, RAS-LT = Rhythmisch auditive Stimulation auf dem Laufband, LT = Laufbandtherapie, NGB = Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath.

4.4 Ergebnisse der kinematischen 2D-Analyse auf dem Laufband

Bei der kinematischen Ganganalyse auf dem Laufband (KGA) erfüllte keiner der errechneten Ähnlichkeitswerte die statistischen Anforderungen für eine Varianzanalyse.

Die Ähnlichkeitswerte des Seitenvergleichs zwischen buE und nuE der Winkelverläufe von oberem Sprunggelenk (oS_G), Kniegelenk (Kn_G) und Hüftgelenk (Hü_G) erfüllten nicht die Normalverteilungshypothese, sodass die Zeiteffekte mit dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test ermittelt wurden. Die Auswertung ergab keine signifikanten Prä-Post-Unterschiede für die gesamte Stichprobe (oS_G: $z = -0,884$; $p = 0,376$; $d = 0,089$; Kn_G: $z = -0,508$; $p = 0,612$; $d = 0,06$; Hü_G: $z = -0,606$; $p = 0,544$; $d = 0,544$). Auch für die einzelnen Gruppen ergaben sich keine signifikanten Verbesserungen der kinematischen Ähnlichkeit im Seitenvergleich für das oS_G (RAS-LT: $z = -1,778$; $p = 0,075$; $d = 0,327$; LT: $z = -0,594$; $p = 0,552$;

d = -0,435; NGB: z = -0,175; p = 0,861; d = -0,277), das KnG (RAS-LT: z = -0,445; p = 0,657; d = -0,066; LT: z = -0,384; p = 0,701; d = 0,188; NGB: z = -0,178; p = 0,859; d = 0,052) und das HüG (RAS-LT: z = -1,067; p = 0,286; d = 0,574; LT: z = -0,175; p = 0,861; d = 0,1; NGB: z = -0,178; p = 0,859; d = 0,059). (siehe Tabelle 8)

Tabelle 8. *Errechnete Werte für prä- und post-interventionelle Ähnlichkeit der Winkelverläufe aus 8 Gangzyklen von oberem Sprunggelenk, Kniegelenk und Hüftgelenk im Vergleich beider Beine zueinander (Mittelwert ± Standardabweichung) aus kinematischer 2D-Ganganalyse auf dem Laufband und entsprechende Cohens d Effektstärke (d).*

N		Ähnlichkeit Seitenvergleich Oberes Sprunggelenk	Ähnlichkeit Seitenvergleich Kniegelenk	Ähnlichkeit Seitenvergleich Hüftgelenk	
RAS-LT	11	prä	-8,134 ± 19,986	0,477 ± 0,237	-2,154 ± 2,563
		post	-3,058 ± 9,077	0,445 ± 0,628	0,761 ± 2,286
		d	0,327	-0,066	0,574
LT	13	prä	-1,957 ± 2,022	0,461 ± 0,485	-0,252 ± 1,824
		post	-3,441 ± 4,376	0,539 ± 0,33	-0,063 ± 1,932
		d	-0,435	0,188	0,1
NGB	11	prä	-0,754 ± 1,383	0,6 ± 0,345	-0,449 ± 2,262
		post	-1,502 ± 3,555	0,615 ± 0,211	-0,334 ± 1,577
		d	-0,277	0,052	0,059

†: Statistisch signifikanter Zeiteffekt (p < 0,05); N = Anzahl der Teilnehmer, RAS-LT = Rhythmisch auditive Stimulation auf dem Laufband, LT = Laufbandtherapie, NGB = Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath.

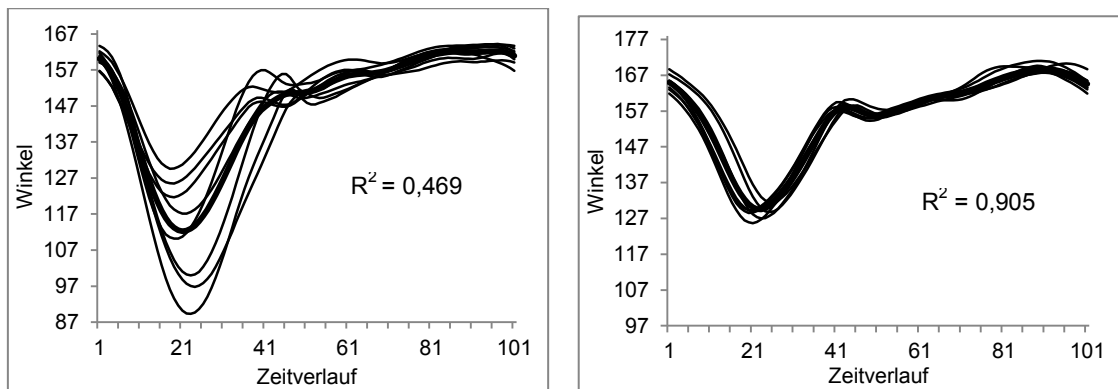


Abbildung 10 und 11. Winkelverläufe des Kniegelenks des hemiparetischen Beins aus 8 zeitlich normalisierten Gangzyklen (—) und gemitteltem Zyklus (—) von Proband Nummer 6 vor (linke Grafik) und nach (rechte Grafik) 4-wöchigem Laufbandtraining. R^2 : Bestimmtheitsmaß der kinematischen Ähnlichkeit der 8 Zyklen zueinander.

Für die Ähnlichkeitswerte der Gelenkwinkelverläufe (siehe Abb. 10 und 11) der 8 Gangzyklen einer einzelnen Extremität zueinander konnte die Normalverteilungshypothese für das oSG der nuE bestätigt werden. Im T-Test verfehlte der Zeiteffekt des oSG der nuE die statistische Signifikanz ($p = 0,056$), wobei sich der Wert der Gruppe RAS-LT signifikant verbesserte ($p = 0,001$). Die Gruppen LT und NGB veränderten sich nicht signifikant ($p_{LT} = 0,094$; $p_{NGB} = 0,199$). Für die Signifikanzprüfung dieser Gruppenunterschiede wurde der Kruskal-Wallis H Test durchgeführt. Die Verteilung der Ähnlichkeitsverbesserungen war in der visuellen Begutachtung der Kastengrafik für alle Gruppen vergleichbar. Die Mediane der Ähnlichkeitsverbesserungen des oSG der nuE unterschieden sich signifikant zwischen den Gruppen, $H(3) = 0,0731$, $p = 0,008$, sodass von einem signifikant größeren Effekt in der RAS-LT-Gruppe ausgegangen werden kann.

Für die übrigen Ähnlichkeitswerte wurde für den Prä-Post-Vergleich der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test gerechnet. Für das oSG der buE war in der Gesamtstichprobe die Ähnlichkeit in der Nachuntersuchung ($R^2_{\text{mean}} = 0,667 \pm 0,362$) größer als bei Aufnahme ($R^2_{\text{mean}} = 0,502 \pm 0,555$; $z = -2,11$; $p = 0,035$; $d = 0,735$). Für die verschiedenen Interventionsgruppen gab es jeweils keine signifikanten Prä-post-Effekte (RAS-LT: $z = -1,689$, $p = 0,91$, $d = 0,735$; LT: $z = -1,992$, $p = 0,046$, $d = 0,527$; NGB: $z = -0,089$, $p = 0,929$, $d = 0,066$). Für das KnG der buE verbesserte sich auch die Ähnlichkeit signifikant in der Nachuntersuchung ($R^2_{\text{mean}} = 0,852 \pm 0,196$) gegenüber der Ein-

gangsmessung ($R^2_{\text{mean}} = 0,799 \pm 0,241$). Auch hier verfehlten die Gruppenveränderungen – trotz kleiner Effektstärken für RAS-LT und LT – das Signifikanzniveau (RAS-LT: $z = -1,423$, $p = 0,155$, $d = 0,396$; LT: $z = -1,922$, $p = 0,055$, $d = 0,314$; NGB: $z = -0,8$, $p = 0,424$, $d = 0,089$). Für das HüG der buE lag die Ähnlichkeit der Gesamtstichprobe in der Nachuntersuchung ($R^2_{\text{mean}} = 0,893 \pm 0,165$) signifikant höher als bei Studienbeginn ($R^2_{\text{mean}} = 0,861 \pm 0,159$, $z = -2,097$, $p = 0,036$, $d = 0,193$). Die Gruppen RAS-LT und LT verfehlten hier das Bonferroni-korrigierte Signifikanzniveau (RAS-LT: $z = -2,134$, $p = 0,033$, $d = 0,859$; LT: $z = -2,201$, $p = 0,028$, $d = 0,333$; NGB: $z = -0,8$, $p = 0,424$, $d = -0,07$).

Die Ähnlichkeit innerhalb der nuE verbesserte sich neben dem oSG auch für das KnG der Gesamtstichprobe (Prä: $R^2_{\text{mean}} = 0,909 \pm 0,075$; Post: $R^2_{\text{mean}} = 0,92 \pm 0,125$, $z = -1,982$, $p = 0,047$, $d = 0,107$). Auch die Gruppe RAS-LT verbesserte sich signifikant ($z = -2,934$, $p = 0,003$, $d = 1,165$) während die beiden anderen Gruppe unverändert blieben (LT: $z = -1,223$, $p = 0,221$, $d = 0,044$; NGB: $z = -0,622$, $p = 0,534$, $d = -0,209$). Für das HüG verbesserte die Gesamtstichprobe ihren Wert in der Nachuntersuchung ($R^2_{\text{mean}} = 0,937 \pm 0,079$) gegenüber der Voruntersuchung ($R^2_{\text{mean}} = 0,926 \pm 0,054$) ($z = -2,162$, $p = 0,031$, $d = 0,159$). Auch hier wurde die Verbesserung hauptsächlich von der Gruppe RAS-LT geleistet ($z = -2,845$, $p = 0,004$, $d = 1,188$), während sich die Gruppen LT und NGB nicht verbesserten (LT: $z = -1,433$, $p = 0,152$, $d = 0,063$; NGB: $z = -0,089$, $p = 0,929$, $d = -0,094$) (siehe Tabelle 9).

Tabelle 9. Errechnete Werte für prä- und post-interventionelle Ähnlichkeit der Winkelverläufe von oberem Sprunggelenk, Kniegelenk und Hüftgelenk beider Beine (Mittelwert \pm Standardabweichung) aus 8 Gangzyklen aus kinematischer 2D-Ganganalyse auf dem Laufband und entsprechende Cohens d Effektstärke (d).

N	BETROFFENES BEIN			NICHT - BETROFFENES BEIN		
	Ähnlichkeit Oberes Sprunggelenk †	Ähnlichkeit Knie † Hüftgelenk †	Ähnlichkeit Hüftgelenk †	Ähnlichkeit Oberes Sprunggelenk	Ähnlichkeit Knie † Hüftgelenk †	Ähnlichkeit Hüftgelenk †
RAS-LT 11	prä	0,715 \pm 0,169	0,88 \pm 0,105	0,871 \pm 0,109	0,675 \pm 0,182	0,927 \pm 0,048
	post	0,82 \pm 0,111	0,92 \pm 0,095	0,942 \pm 0,039	0,835 \pm 0,126*	0,969 \pm 0,016*
	d	0,735	0,396	0,859	1,022	1,165
LT 13	prä	0,334 \pm 0,785	0,709 \pm 0,346	0,864 \pm 0,132	0,554 \pm 0,317	0,88 \pm 0,1
	post	0,665 \pm 0,416	0,805 \pm 0,263	0,904 \pm 0,104	0,695 \pm 0,227	0,886 \pm 0,187
	d	0,527	0,314	0,333	0,512	0,044
NGB 11	prä	0,486 \pm 0,436	0,824 \pm 0,155	0,848 \pm 0,23	0,747 \pm 0,177	0,924 \pm 0,056
	post	0,515 \pm 0,417	0,839 \pm 0,174	0,83 \pm 0,267	0,668 \pm 0,168	0,91 \pm 0,082
	d	0,066	0,089	-0,07	-0,461	-0,209

†: Statistisch signifikanter Zeiteffekt ($p < 0,05$); * und Schriftart Fett: Statistisch signifikanter Unterschied zwischen Prä- und Postwert ($p < 0,016$); d: Cohens d Effektstärke, N = Anzahl der Teilnehmer, RAS-LT = Rhythmisch auditive Stimulation auf dem Laufband, LT = Laufbandtherapie, NGB = Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath.

5 Diskussion

5.1 Kritik des Studiendesigns

Bei der Auswahl des experimentellen Designs spielten vor allem die Machbarkeit und die Besonderheiten des stationären Behandlungssettings eine große Rolle. Es steht außer Frage, dass ein *Cross-over-design* mit der statistischen Option von Intra-Subjekt-Vergleichen eine bedeutend bessere statistische *Power* bedeutet hätte. Die gängige Dauer einer Trainingsintervention liegt in der überwiegenden Mehrzahl der Studien zum rehabilitativen Gangtraining bei 3 Wochen oder leicht darüber. Das hätte jedoch bedeutet, dass sich beispielsweise bei 2 Therapiezyklen á drei Wochen, die Gesamtdauer für den einzelnen Teilnehmer auf 6 Wochen ausgedehnt hätte. Musik in Verbindung mit hochrepetitivem Gangtraining löst zudem mentale Übertragseffekte aus. Thaut und Kollegen berichteten, dass die Patienten auch nach Abschluss der Trainingssitzung die Musik weiter im Kopf behielten und damit ihre Gehbewegung stimulierten (Thaut et al. 1996). Um dies zu berücksichtigen, hätte es zusätzlich *Wash-out-phases* nach jeder Intervention bedurft, was die Gesamtdauer weiter erhöht hätte. Die Studienklientel bestand aus kognitiv wenig eingeschränkten, gefähigen und belastbaren Patienten. Für diese Klientel hat sich die durchschnittliche Verweildauer in der stationären Neuro-Rehabilitation in Deutschland deutlich verkürzt. Dieser Umstand hat auch in der vorliegenden Arbeit zu *Drop-outs* geführt, immerhin 5 der insgesamt 45 rekrutierten Studienteilnehmer gingen der Auswertung durch eine vorfristige Entlassung verloren. Aufgrund dieser Erwägungen kam ein *Cross-over-design* nicht in Frage.

Eine Alternative wäre mithin allenfalls eine kürzere Interventionsphase von 3 statt der durchgeführten 4 Wochen gewesen. Dies hätte – bei mutmaßlich weniger entlassungsbedingten *Drop-outs* – zu einer höheren Zahl an auswertbaren Datensätzen geführt. Es ist vorstellbar, dass dies statistisch den Verlust der Therapieeffekte der vierten Behandlungswoche aufgewogen oder übertroffen hätte.

Die Zahl der Teilnehmer pro Gruppe wäre außerdem höher gewesen, wenn wie in den meisten anderen Therapiestudien nur 2 Interventionsarten miteinander verglichen worden wären. Der Hauptfokus der Studie lag auf der Evaluierung

der Beimischung von funktionaler Musik zum Laufbandtraining. Bei der Entscheidung für 2 Kontrollbedingungen spielte eine Rolle, dass einerseits die Frage zu klären war, ob dies die Effektivität des herkömmlichen LT erhöht und dass andererseits das neurophysiologische Gangtraining nach Bobath (NGB) – trotz guter bis sehr guter Evidenz für das LT – in einer Rehabilitationseinrichtung weiterhin die Standardtherapie für gehfähige Schlaganfallpatienten darstellt. Rückblickend wäre eine Fokussierung auf den Vergleich RAS-LT versus LT aufgrund der verbesserten statistischen Power und der damit verbundenen verbesserten Aussagekraft der Ergebnisse gerechtfertigt gewesen. Im Vorhinein war jedoch nicht klar, welche Effekte aus diesem Vergleich zu erwarten waren. LT stellt an sich bereits eine evidenzbasierte und effektive Methode der Gangrehabilitation für Schlaganfallpatienten dar. Ob und inwieweit dies durch die Hinzunahme von RAS gesteigert werden kann, war auf Basis der vorhandenen Daten nur bedingt zu prognostizieren.

Zwischenzeitlich wurde erwogen, die Rekrutierung der Studie auf ein teilstationäres Behandlungssetting in einer neurologischen Tagesklinik zu erweitern. Dies scheiterte an den im Vergleich zur stationären Rehabilitation lockereren Therapieplänen. Es gab in dieser Einrichtung praktisch keine Patienten der in Frage kommenden Klientel welche planbar vier Wochen lang jeweils an 5 Tagen in der Woche für ein Gangtraining zur Verfügung gestanden hätten. Üblich ist vielmehr, dass diese Patienten im Durchschnitt an nur drei oder 4 Tagen zur Rehabilitationseinrichtung kommen. Somit wäre die Vergleichbarkeit mit den stationären Patienten eingeschränkt gewesen.

Ein dritter Untersuchungszeitpunkt wäre wünschenswert gewesen, um die Nachhaltigkeit der Therapieeffekte und die weitere motorische Entwicklung nach Abschluss der Interventionen zu erfassen. Dies war aus logistischen Gründen – hauptsächlich aufgrund der begrenzten Verweildauern der Studienteilnehmer – nicht durchführbar.

5.2 Kritik der Assessmentbatterie

Ein Schwachpunkt der verwendeten Testbatterie liegt in dem Fehlen partizipationsbezogener Tests wie Barthel Index oder Functional Ambulatory Category. Somit bleibt unklar, inwieweit die gefundenen funktionalen Verbesserungen

auch zu Veränderungen in den Aktivitäten des täglichen Lebens führten. Zudem wurden keine beim Patienten direkt erhobenen Nutzenmaße (*Patient-reported outcomes*) verwendet, sodass die Fragen nach der subjektiven Bedeutung der Therapie für den Patienten und nach der Lebensqualität nicht beantwortet werden können.

Folgeuntersuchungen könnten hierzu beispielsweise auf die Global Impression of Change Scale (Forkmann et al. 2011) zurückgreifen.

5.3 Kritik der Assessmentdurchführung

Die Konzeption der Testbatterie richtete sich nach den erwarteten Leistungen der Studienteilnehmer. Die Schlaganfallpatienten sollten im Rehabilitationsverlauf so früh wie möglich eingeschlossen werden, einerseits um den Zeitraum potentiell größerer motorischer Zuwächse mit zu erfassen und andererseits um der kürzer werdenden stationären Verweildauer Rechnung zu tragen (vgl. 5.1). Ein früherer Einschluss mit entsprechend weiter gefassten Einschlusskriterien wäre zwangsläufig mit einer potentiell eingeschränkteren Belastbarkeit insbesondere während der Eingangsuntersuchung verbunden gewesen.

Entsprechend der Fragestellung der Untersuchung erfassten die meisten der verwendeten Assessments die Gehfähigkeit und brachten so eine große physische Beanspruchung der Rehabilitanden mit sich. Die Testbatterie wurde daher so gestaltet, dass Überlastungen oder dem Abbruch der Untersuchung vorgebeugt wurde und dass trotzdem eine zeit- und kosteneffiziente Durchführung in einer Sitzung von höchstens 60 min gewährleistet werden konnte.

Aus diesen Erwägungen heraus wurden die Testdurchführungen von FGS und 3WT der erwartbaren Mindestbelastbarkeit angepasst. Um die Studienteilnehmer nicht übermäßig zu strapazieren, wurde das Standardprozedere des FGS abgeändert und statt der obligatorischen 3 Läufe nur ein Testlauf und ein Probelauf durchgeführt. Die Testinstruktion („Gehen Sie so schnell wie möglich, aber sicher [zu diesem Ziel]!“) und das -setting waren allerdings bereits aus der unmittelbar zuvor mit 2 Testläufen durchgeführten LOM vertraut. In diesem Zusammenhang weist Green auf die hohe Reliabilität des zweiten Testlaufs hin. Der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) betrug dort 0,97 von Lauf 2 zu

Lauf 3 (Green et al. 2002). Dies ist vergleichbar mit der hohen Test-Retest-Reliabilität (ICC = 0,97) der Standardausführung (Flansbjerg et al. 2005), sodass insgesamt von sehr reliablen FGS-Messwerten ausgegangen werden kann.

Für den 3WT wurde das Vorgehen des standardisierten 6-min-Walk modifiziert. Eine Ausdauergehstreckenmessung über 6 min hätte zwangsläufig zu deutlich restriktiveren Einschlusskriterien und also geringen Einschlusszahlen geführt. Die ohnehin langwierige Rekrutierungsphase von 4,8 Jahren hätte sich noch weiter verlängert. Da der 6-min-Walk über eine außergewöhnlich gute Reliabilität von 0,99 verfügt, schien dies vertretbar (Flansbjerg et al. 2005). Gleichwohl ist zu konstatieren, dass für die angewandte Testausführung mit einer Halbierung der Testdauer von 6 auf 3 min bislang keine Gütekriterien evaluiert wurden.

Für die LOM gibt es bislang Evaluierungsdaten für Schlaganfallpatienten nur aus einer kleinen Stichprobe (n = 12). Dabei betrug der ICC 0,93 für die Berechnung der Gehgeschwindigkeit von Schlaganfallpatienten bei einem 95%-Konfidenzintervall von 0,82-0,98 (Valentini, et al., 2011). Für Schrittlänge fällt er mit 0,85 (0,68 - 0,93) deutlich geringer aus und für das Verhältnis buE zu nuE lag er gar nur bei 0,45 (0,14 - 0,73). Obwohl bei diesem Test die Kinematik apparativ und damit differenzierter erfasst wird, ist somit von einer größeren Testunschärfe auszugehen. Diese könnte mit der ungewohnten Gehsituation durch die an den Schuhen befestigten Schnüre und deren leichtem Gegenzug zusammenhängen.

Sowohl für die SPG als auch für die beschriebene KGA mit der Berechnung der kinematischen Ähnlichkeit liegen bislang keine Evaluierungsdaten für Schlaganfallpatienten vor. Beide Verfahren wurden hinzugezogen um zusätzlich zu den longitudinalen Gangparametern auch die Aspekte des statischen Gleichgewichts (SPG) und der Bewegungsqualität (KGA) mit zu erfassen. Ziel der Konzeption war es gruppenspezifische Veränderungen der longitudinalen Gangparameter mit posturalen und kinematischen Effekten zu vergleichen, um so ein umfassenderes Bild der Therapieeffekte des RAS-LT zu erhalten.

5.4 Kritik der Durchführung der RAS auf dem Laufband

Die RAS setzt bei einer kontinuierlichen akustischen Stimulation der Bewegungsbereitschaft an und wirkt im Sinne einer abgestimmten rhythmisch-repetitiven Bewegungsbeeinflussung hin auf ein normalisiertes Gangmuster und eine ergonomische, symmetrische Muskelrekrutierung. Insbesondere der musikalische Rhythmus liefert dabei die zeitliche Schablone für die kinematische Optimierung (vgl. (Thaut & McIntosh 2014)). Die vorbewusste, audio-motorische Ankopplung zielt somit auf ein kinematisch-optimiertes Gangbild, welches den motorischen Defiziten der Halbseitenlähmung nach Schlaganfall unmittelbar entgegenwirken soll. Dazu zählen ein unsymmetrisches Gangmuster aufgrund des Kraftdefizits umbeschriebener Muskelgruppen, ein vermindertes Gehtempo bei reduzierter Schrittlänge und Kadenz sowie eine eingeschränkte posturale Stabilität.

Die hohe Repetitionsrate an Gangzyklen, sicherlich ein Vorteil der Laufbandtherapie, kann jedoch auch zu Problemen führen. Dazu zählen vorzeitige lokale muskuläre Erschöpfung und assoziierte Spastik. Beides kann, insbesondere bei gleichbleibender Anforderung durch die konstante Bandgeschwindigkeit, das physiologische Gangbild sabotieren. Die subtile und kontinuierliche Optimierung des Gangbilds durch RAS scheint daher in besonderem Maße bei der Laufbandtherapie geeignet, den motorischen Lernprozess zu optimieren. Zusätzlich stabilisiert die Musik durch ihre stimulierende emotionale Ansprache das psycho-physische Erregungsniveau.

Alle Teilnehmer der RAS-LT-Gruppe waren spontan in der Lage ihre Kadenz auf dem Laufband mit Hilfe der auditiven Stimulation zu verlangsamen, ohne dass dies explizit von ihnen gefordert wurde. Bei allen Teilnehmern konnte in diesem Sinne audio-motorische Synchronisation beobachtet werden. Dies führte zwangsläufig zu einer dauerhaft vergrößerten Schrittlänge während des RAS-Laufbandtrainings. In unserem Therapieprotokoll fand anschließend jedoch kein unmittelbarer therapeutischer Transfer ins ebenerdige Gehen statt. Dies hätte mutmaßlich die Implementierung der Laufband-Musik-erfahrung ins alltägliche Gehen angeregt und zusätzlich mentale Transfereffekte stimuliert.

Zudem erfolgte in der vorliegenden Arbeit keine systematische theoretische Schulung der Patienten zu den Therapieprinzipien von RAS und LT. Die doppelt

apparative Ausführung von RAS-LT – mittels Laufband und Musikwalkman – führte jedoch verschiedentlich zu Fragen seitens der Studienteilnehmer. Diese betrafen häufig den Einsatz der Musik. Im Gegensatz zu herkömmlichen Verfahren wie LT und NGB ist bei RAS-LT zu berücksichtigen: Jeder Teilnehmer bringt eigene Musikerfahrungen, -vorlieben und damit verbundene Erwartungen mit. Diese wurden aus physiologisch-therapeutischen Erwägungen heraus (vgl. Kap. 1.6) nicht für das RAS-LT berücksichtigt und auch nicht verbal reflektiert. Die quasi-instrumentelle Anwendung von Musik steht jedoch in gewisser Weise unseren gesellschaftlichen Musikkonventionen entgegen, welche auf individuelle ästhetische Unterhaltung und Lustgewinn abzielen. Dadurch mag es vereinzelt zu Irritationen bei den RAS-LT-Probanden (und auch Mitbehandlern) gekommen sein. Hier hätte eine didaktische gut aufbereitete informationelle Einführung dazu beitragen können, die *Compliance* im Sinne des *Self-managements* zu verbessern. Dies kann nach neueren Erkenntnissen zu besseren funktionalen Therapieergebnissen führen (Sit et al. 2016).

5.5 Kritik des Einsatzes der Musik

Für RAS-LT sollten spezifische funktionale Therapiemusiken verwendet werden (vgl. Kapitel 3.6.1). Da derartige Musiktitel zum Zeitpunkt des Beginns der klinischen Phase dieser Studie nicht im Handel verfügbar waren, wurden für die vorliegende Arbeit spezielle therapeutisch optimierte Musiktitel im Stil German Folk erstellt. Diese Titel wurden jeweils über 2 aufeinanderfolgende Liedstrophen mit zwischenliegender *Bridge* (kurzes Verbindungsstück in der Musik, meist zwischen 2 Strophen oder zwischen Vers und Refrain) arrangiert und dann mittels seriellen Verfahren auf die erforderliche Dauer von 20 min verlängert. Auf diese Weise entstanden Musikstücke, die zwar formal-funktional, nicht aber klanglich, kompositorisch und produktionstechnisch höchsten Ansprüchen genügen konnten.

Da manche Patienten nur sehr langsam Fortschritte machten und eine Musik wenn auch in verschiedenen Tempi jeweils über ein bestimmtes Kadenzspektrum hinweg verwendet wurde, konnte es passieren dass die Teilnehmer dieselbe Musik über 7 bis 14 Tage zu hören bekamen. In der Durchführung zeigte sich, dass sich die RAS-LT-Probanden nur vereinzelt (in 1 bis 2 Fällen) über die

gleichförmige Musik während ihres Trainings mokierten, wobei keiner der Patienten je erwog, das Training deswegen zu unterbrechen oder gar abubrechen. Vielfach war andererseits zu erkennen (durch Mitsingen oder Summen während des Trainings oder Bemerkungen im Anschluss), dass die Musiken den Probanden gut bis sehr gut gefielen. Gleichwohl kann man vermuten, dass die emotionale Ansprache durch die Musik nicht bei allen Probanden der RAS-LT-Gruppe durchgängig und anhaltend optimal gegeben war.

Die Musik wurde während RAS-LT über Ohrhörer präsentiert. Dies war dem Umstand geschuldet, dass die Therapie in einer großen Trainingshalle stattfand, wo immerzu andere Menschen und Geräte im Einsatz waren. Eine akustische Präsentation über Raumlautsprecher wäre innerhalb dieses Settings nicht durchführbar gewesen. Allein der Einsatz von Ohrhörern garantierte, dass die Musik in einer mittelgroßen Lautstärke präsentiert werden konnte – wie gezeigt werden konnte, ein wirkverstärkendes Element für eine optimierte Bewegungsbeeinflussung. Allerdings gingen damit auch Nachteile einher. Durch den Einsatz der Ohrhörer wurden die sonstigen akustischen Höreindrücke der Umgebung auf ein Minimum reduziert. Das hatte zur Folge, dass der Patient während des RAS-LT nur noch eingeschränkt eventuellen Instruktionen des Therapeuten folgen konnte, was unterm Strich sicher dazu geführt hat, dass die RAS-LT-patienten insgesamt weniger verbales Feedback erhielten als die Teilnehmer des LT. Zum anderen führt die Verminderung der äußeren Höreindrücke auch zu einer reduzierten Wahrnehmung der eigenen Trittgeräusche auf dem Laufband. Dies könnte insbesondere bei Patienten mit perzeptiven Defiziten der buE – insbesondere verbunden mit einer pathologischen Fuß-abroll-bewegung – zu schlechteren Lern- und Korrekturbedingungen geführt haben.

Vereinzelt wird berichtet, dass es nach Hirnläsionen auch zu perzeptiven Störungen der Musikwahrnehmung kommen kann (Nicholson et al. 2003). In der untersuchten Kohorte war dies bei durchweg guter Synchronisation des Gehens zur Musik nicht zu beobachten. Zum einen war dies nicht Gegenstand der Untersuchung. Zum anderen sind Musikperzeptionsdefizite eher mit sprachlichen Ausfallerscheinungen vergesellschaftet sein (Nicholson et al. 2003). Eine rezeptive Aphasie war in der vorliegenden Untersuchung jedoch ein Ausschlusskriterium.

5.6 Kritik der Statistik

Da die Beschaffenheit des Datensatzes keine Durchführung einer einfaktoriellen Varianzanalyse erlaubte (siehe Kap. 3.9) wurde eine Kovarianzanalyse (englisch *analysis of covariance*, ANCOVA) ausgeführt. Für diverse Messwerte (SPG, KGA) mussten nicht-parametrische Verfahren benutzt werden, da Daten die statistischen Vorbedingungen einer Varianzanalyse nicht erfüllten.

Beides hat die Wahrscheinlichkeit falsch positiver Signifikanzen deutlich erhöht, sodass die Ergebnisse entsprechend zurückhaltend interpretiert werden müssen.

5.7 Bewertung der Trainingsergebnisse

Die vorliegende Arbeit sollte überprüfen inwieweit die Implementierung von RAS während einer 4-wöchigen Laufbandtherapie zu stärkeren Verbesserungen des ebenerdigen Gehens und des Gleichgewichts führt, als LT allein oder die Standardtherapie NGB. Eine Überlegenheit dieses Kombinationsverfahrens RAS-LT zeigte sich im FGS bei den Parametern Gehgeschwindigkeit und Kadenz. Dies korrespondierte bei der Kadenz mit einer starken Effektstärke für die Gruppe RAS-LT gegenüber schwachen Effektstärken für die Gruppen LT und NGB. In der apparativen Ganganalyse, verbesserten sich die RAS-LT-Patienten in 5 von 6 zeitabhängigen seitenbezogenen Parametern signifikant – namentlich Zyklusdauer, Standphasendauer und Standphasenanteil – mit jeweils starken Effektstärken. Demgegenüber verbesserten sich die Kontrollgruppen nur in 3 (LT) beziehungsweise in gar keinem Parameter (NGB) signifikant und erreichten dabei mittelgroße Effektstärken. Für die Werte Zyklusdauer und Standphasendauer näherten sich die Probanden der RAS-LT-gruppe am stärksten dem Funktionsniveau des Bequemgehens von älteren Gesunden (Männer im Alter von $66,2 \text{ Jahre} \pm 3,2$; Frauen $66,0 \text{ J.} \pm 3,2$) (s. Tabelle 10).

Die Ergebnisse passen zu Vorbefunden zu ebenerdigem RAS-Gangtraining mit Schlaganfallpatienten, wobei ebenso größere Verbesserungen in Kadenz und Gehgeschwindigkeit gegenüber NGB gefunden wurden (Yoo & Kim 2016). Abweichend zu diesen Studien profitierte in unserer Arbeit die RAS-LT-gruppe nicht zusätzlich im Parameter Schrittlänge. Das ist insofern bemerkenswert als

dass dieser Parameter für eine therapeutische Beeinflussung durch RAS-LT aufgrund theoretischer Überlegungen zur Verzahnung von RAS und LT im Vorhinein als besonders geeignet erschien. Die vorliegenden Daten stützen diese Hypothese nicht. Insbesondere der nicht-vorhandene Unterschied zwischen RAS-LT-Gruppe und NGB-gruppe fällt auf, da sich hier die RAS für das ebenerdige Gangtraining überlegen gezeigt hatte. Eine mögliche Erklärung liegt darin, dass das Laufband an sich kürzere Schrittlängen induziert (vgl. Steingrüber 2000, S. 25).

Die größeren Funktionszuwächse der RAS-LT-Patienten bei der Kadenz und der Gehgeschwindigkeit aus dem FGS wurden nicht durch die apparative Ganganalyse LOM bestätigt. Es bleibt festzuhalten, dass hier der Parameter Kadenz knapp die Signifikanz im Gruppenvergleich verfehlte ($p = 0,053$), wobei Parameterschätzer ($p = 0,023$) und Kontrast ($p = 0,023$) eine Überlegenheit von RAS-LT gegen NGB bestätigen. Der Kontrast RAS-LT gegen LT verfehlte jedoch die Signifikanz ($p = 0,06$). Gegenüber dem FGS weist die LOM eine geringere Reliabilität (siehe Kapitel 5.3) auf. Bei der LOM wird das Gehen durch die Schnüre an den Füßen und den damit verbundenen Gegenzug leicht behindert. Dies könnte Patienten individuell verschieden beeinflussen und damit zu ungenaueren Messwerten gegenüber dem unbeeinträchtigten Gehen bei FGS führen. Bei der Betrachtung der deskriptiven Statistik fallen entsprechend für die LOM insgesamt geringere Werte für Schrittlänge und Gehgeschwindigkeit gegenüber dem FGS auf, obwohl die Testbedingungen in beiden Assessments fast identisch waren.

Größere individuelle Varianz der motorischen Performanz und die kleine Stichprobengröße mögen dafür verantwortlich sein, dass auch die seitengenaue Auswertung der Gangparameter der LOM – trotz deutlich stärkerer Effekte der Gruppe RAS-LT - und die daraus berechneten Symmetriewerte (anhand des AAI) keine Gruppenunterschiede ergaben. Dies passt zu den Befunden der beiden Arbeiten von Thaut, wo der Gruppenunterschied der Schwungphasensymmetrie nur in der zweiten Studie mit gegenüber der Erstveröffentlichung deutlich größeren Probandenzahlen ($N_{RAS} = 43$; $N_{NGB} = 35$) Signifikanzniveau erreichte.

Tabelle 10. Mittelwerte, Standardabweichungen der Postwerte von Schrittlänge, Zyklusdauer, Standphasendauer und Anteil der Standphasen für betroffenes und nicht-betroffenes Bein aus Lokometermessung mit Referenzwerten für gesunde Ältere (aus: Richard et al. 1995)

		BETROFFENES BEIN			NICHT - BETROFFENES BEIN			
	N	Zyklusdauer [s]	Standphasendauer [s]	Anteil Standphase [%]	Zyklusdauer [s]	Standphasendauer [s]	Anteil Standphase [%]	
	RAS-LT	11	1,08 ± 0,22	0,65 ± 0,16	59,16 ± 4,08	1,08 ± 0,22	0,66 ± 0,19	60,29 ± 5,94
	LT	13	1,20 ± 0,21	0,72 ± 0,17	59,88 ± 3,66	1,20 ± 0,20	0,75 ± 0,18	62,15 ± 5,55
	NGB	11	1,17 ± 0,27	0,70 ± 0,22	58,76 ± 4,92	1,18 ± 0,27	0,74 ± 0,23	61,76 ± 4,82
Mittelwerte aus beiden Beinen								
ältere gesunde Männer	7	1,15 ± 0,04	0,66 ± 0,03	57,6 ± 1,2				
ältere gesunde Frauen	6	1,08 ± 0,11	0,63 ± 0,06	58,7 ± 1,3				

N = Anzahl der Teilnehmer, RAS-LT = Rhythmisch auditive Stimulation auf dem Laufband, LT = Laufbandtherapie, NGB = Neurophysiologisches Gangtraining nach Bobath.

Für die Ausdauergehstrecke fanden sich hochsignifikante oder signifikante Verbesserungen für alle drei Therapieinterventionen, wobei diese nur für die Gruppe RAS-LT mit einer mittleren Effektstärke korrespondierten – gegenüber kleinen Effektstärken für LT und NGB. Für diesen Parameter gab es keine Vergleichswerte aus den Vorgängerstudien zu RAS. Für LT wiederum ist bereits bekannt, dass es die Gehausdauer steigert (DGN 2012). Die vorliegenden Ergebnisse sind insofern überraschend, als die hochrepetitiven Verfahren RAS-LT und LT keine größere Verbesserung der Gehausdauer bewirkten als NGB.

Für die SPG liegen bislang keine Vergleichsdaten aus Therapiestudien vor. Cha und Kollegen verwendeten in ihrer RAS-Studie für die Evaluierung des Gleichgewichts die *Berg Balance Scale*, eine Einschätzungsskala für statische und dynamische Gleichgewichtsreaktionen. Die RAS-Gruppe zeigte sich dabei der Vergleichsgruppe überlegen (Cha, et al., 2014). Für die in dieser Arbeit verwendete sensorbasierte statische Gleichgewichtsmessung ergab sich bei einem von drei erhobenen Messwerten eine signifikante Verbesserung für die Gesamtstichprobe und zwar für die Länge des Schwankweges des SL. Signifikante Gruppenunterschiede fanden sich jedoch nicht, sodass Chas Ergebnisse für die untersuchte Kombinationstherapie RAS-LT in der vorliegenden Arbeit nicht bestätigt wurden.

Die Ausgangswerte der gesamten Stichprobe waren hierbei – vergleichbar denen der longitudinalen Gangparameter – gegenüber den referentiellen Standardwerten deutlich erhöht. Diese betragen für die Länge des Schwankweges des SL 429 mm (95% Konfidenzintervall: 307 - 599 mm), für die Schwankfläche des 91 mm² (39 - 210 mm²) und für die horizontale Auslenkung 1,1 (-9,6 - 11,7 mm) (APE, 2008). Trotz der deutlich pathologischen Ausgangswerte verbesserten sich die Studienteilnehmer nicht in dem Maße ihr statisches Gleichgewicht, wie es die Verbesserungen der gangbezogenen Parameter hätten erwarten lassen.

In der Betrachtung der Daten fallen durchweg sehr große Standardabweichungen ins Auge. Die mittlere laterale Auslenkung des Schwerelots scheint für Patienten mit Halbseitenlähmung eher kein klinisch relevanter Parameter für eine funktionale Verbesserung der Gehfähigkeit zu sein.

Eine methodische Erweiterung gegenüber den Vorgängerarbeiten ist für die vorliegende Arbeit in der Evaluierung der Qualität des Gangbildes durch die KGA zu sehen. Diese konnte aus technischen Gründen nur auf dem Laufband und mit ein- oder beidseitiger Armstütze durchgeführt werden. Dabei kam das bis dato wenig erprobte Verfahren der Berechnung der kinematischen Ähnlichkeit aus 8 konsekutiven Gangzyklen zur Anwendung. Die errechneten Werte für die kinematische Ähnlichkeit waren durchweg nicht normalverteilt – bis auf die für das oSG der nuE – sodass nur nicht-parametrisch ausgewertet werden konnte. Gleichwohl weisen die Ergebnisse tendenziell auf eine Überlegenheit von RAS-LT hin.

Dies wird an den Ähnlichkeitswerten der Winkelverläufe der einzelnen unteren Extremitäten im Prä-Post-Vergleich deutlich. Hier zeigte sich die RAS-LT-Gruppe für das oSG der nuE deutlich stärker verbessert. Für das KnG und das HüG der nuE verbesserten nur die RAS-LT-Patienten ihre Bewegungsqualität signifikant und zwar mit starken Effektstärken von $d > 1,0$. Vor dem Hintergrund, dass die nuE beim Schlaganfall neurologisch keine pathologischen Auffälligkeiten zeigt, muss man konstatieren, dass die Bewegungsgenauigkeit der nuE von der Stabilität der kontralateralen Rumpfaktivität und der Standbeinphase der buE abhängen. Die Verbesserungen der RAS-LT-gruppe in der Ähnlichkeit der Kinematik der nuE stehen somit im Zusammenhang mit neurologischen Funktionszuwachsen der buE und stellen möglicherweise die funktionale Basis dar für die erreichten Verbesserungen der Kadenz und Gehgeschwindigkeit im FGS.

6 Schlussfolgerungen und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wurde erstmals in einem randomisierten und kontrollierten Studiendesign für einen Therapieverlauf von 4 Wochen die Kombinationstherapie aus Rhythmisch-auditiver Stimulation (RAS) und Laufbandtherapie (LT) evaluiert. Die Ergebnisse weisen auf eine Überlegenheit dieser innovativen Kombinationstherapie gegenüber LT und dem herkömmlichen neurophysiologischen Gangtraining nach Bobath (NGB) hinsichtlich der Verbesserung von Kadenz und Gehgeschwindigkeit sowie der Bewegungsqualität hin. Damit kann die Hypothese der Forschungsarbeit angenommen werden.

Trotz einer auf die Optimierung der Schrittlänge zielenden konzeptionellen Herangehensweise beim RAS-LT verbesserte RAS-LT die Schrittlänge nicht stärker als beide Vergleichsinterventionen. Statische Gleichgewichtsreaktionen unterlagen in der gesamten Stichprobe einer großen Streubreite, sodass eine statische Posturographie eher für größere und / oder homogenere Stichproben geeignet scheint. Insbesondere die mittlere laterale Auslenkung des Schwere-lots – mutmaßlich der Indikator für einen stabileren und symmetrischeren Stand korrelierte nicht mit funktionalen Zuwächsen der Gehfunktion.

Die dargestellte kinematische Ganganalyse auf dem Laufband (KGA) mit dem errechneten Maß der kinematischen Ähnlichkeit hat sich als sensitives und spezifisches motorisches Assessment bewährt. Vor diesem Hintergrund erscheint das Verfahren geeignet Spontaneffekte wie zum Beispiel die unmittelbare Wirkung von funktionaler Trainingsmusik auf das Gangbild oder auch Tempowechsel beim LT zukünftig zu evaluieren.

Eine zusätzliche Nachuntersuchung zur Bestimmung der Langzeiteffekte konnte aus logistischen Gründen nicht durchgeführt werden. Dadurch können über die Langzeiteffekte der untersuchten Therapieinterventionen keine Aussagen getroffen werden.

Physiotherapeuten weisen darauf hin, dass sich das Laufbandgehen funktional deutlich vom ebenerdigen Gehen unterscheidet. Die Bewegung auf einem sich bewegenden Untergrund verändert das Gangmuster nachhaltig, was zu einem veränderten muskulären Ablauf und einem veränderten muskulären Aktivierungsmuster in der Schwungphase führen kann (Bömer 2012). Inwieweit dies besondere Erfordernisse an den therapeutischen Transfer nach sich zieht, wurde bislang nicht in Forschungs- und Übersichtsarbeiten beschrieben und war auch nicht Gegenstand dieser Untersuchung. Hierin könnte jedoch eine Möglichkeit liegen sowohl die funktionale Effektivität des LT als auch die *Compliance* der Patienten zu verbessern.

Für die Gruppe LT gab es einen Studienabbruch während der Interventionsphase aufgrund einer unerwünschten Nebenwirkung, hervorgerufen durch LT. Es trat bei drei aufeinanderfolgenden Sitzungen jeweils vermehrte Spastizität in der oberen Extremität auf, welche zudem mit Schmerzen assoziiert war. Dies

ließ sich auch durch vermehrte physiotherapeutische Fazilitation und Reduzierung der Laufbandgeschwindigkeit nicht entscheidend verhindern. Durch raschere tonussenkende Maßnahmen (insbesondere Injektionen mit Botuliniumtoxin) hätte dieser Studienabbruch unter Umständen vermieden werden können.

Für die klinische Praxis, aber auch für zukünftige Forschungsarbeiten wäre es wünschenswert, den Patienten drei verschiedene Musikgenres (zum Beispiel Folk, Rock, Pop oder andere) zur Auswahl anbieten zu können. Zwar ist das musikalische Genre nicht entscheidend für funktionale Bewegungsbeeinflussung und die Effekte der rhythmisch-auditiven Stimulation, jedoch könnte dies dazu beitragen die *Compliance* und auch die Anstrengungsbereitschaft zusätzlich zu verbessern (vgl. Kap. 1.7).

Falls praktikabel sollte die Musik bei RAS-LT über Raumlautsprecher statt über Kopfhörer abgespielt werden, um so die Möglichkeiten des verbalen Feedbacks und der Eigenwahrnehmung (Trittschall) zu erweitern.

Bei Patienten mit pathologischen Veränderungen der Musikperzeption, könnte es sinnvoll sein, auf angepasste Musik – beispielsweise Musik ohne melodische Komponenten – oder auf ein Metronom als Taktgeber auszuweichen.

Besonderes Augenmerk könnte bei zukünftigen Forschungsarbeiten zur RAS oder dem RAS-LT auf dem Prinzip Führungs- und Folgebein in der Gangtherapie mit hemiparetischen Patienten liegen. Musik im graden Takt, wie sie zum Gangtraining verwendet werden sollte, weist in der Regel 4 musikalische Zählzeiten auf. Von diesen sind 2 betont (Zählzeiten 1 und 3) und zwei unbetont (Zählzeiten 2 und 4). Nach der klinischen Erfahrung des Autors koppeln Patienten mit hemiparetischem Gangbild unwillkürlich meist das nicht-betroffene Bein an die betonten Zählzeiten 1 und 3. Die damit einhergehenden minimal längeren Standbeinphasen des nicht-betroffenen Beins kommen dem Bedürfnis der Patienten entgegen, schneller gehen zu wollen. Eine Optimierung der Symmetrie des hemiparetischen (hinkenden) Gangbilds wird dadurch erschwert. Eine Umkehrung dieser Zuordnung wiederum könnte eine stärkere kinematische Korrektur hin zu einem physiologischen normalen Gangmuster mit einer verlängerten Standbeinphase der betroffenen unteren Extremität bewirken. Dies ließe

sich möglicherweise mittels kinematischer Assessments wie der beschriebenen KGA oder mit neueren apparativen Ganganalysesystemen für das ebenerdige Gehen evaluieren.

Um die in dieser Arbeit gefundenen Hinweise für eine spezifische Wirksamkeit der Kombinationstherapie RAS-LT weiter zu erforschen, wären RCTs mit größeren Fallzahlen sinnvoll.

Literaturverzeichnis

- Agrell, B. & Dehlin, O. (1994). Depression in stroke patients with left and right hemisphere lesions. A study in geriatric rehabilitation in-patients. *Aging (Milano)*, 6(1) Feb, S. 49-56.
- APE, Französische Gesellschaft für Haltung und Gleichgewicht (2008). *Standardwerte für statische Posturographie zit. nach "Posturo-kinetic Activity. Assessment and Rehabilitation. Software. User's Manual" von SATEL.* 24.07.2008. Hrsg. Blagnac: s.n.
- Benoit, C.E., Dalla Bella, S., Farrugia, N., Obrig, H., Mainka, S., & Kotz, S.A. (2014). Musically cued gait-training improves both perceptual and motor timing in Parkinson's disease. *Frontiers in human neuroscience*, 14 Jul, doi: 10.3389/fnhum.2014.00494.
- Bessou, P., Dupui, P., Montoya, R. & Pagès, B. (1988). Simultaneous recording of longitudinal displacements of both feet during human walking. *J Physiol*, 83, S. 102-110.
- Bömer, B. (2012). Gangtraining nach Schlaganfall. *Vortrag in der Neurologischen Rehabilitationsklinik Beelitz-Heilstätten.* persönliche Mitschrift. 15.03.2012.
- Cha, Y., Kim, Y. & Chung, Y. (2014). Immediate effects of rhythmic auditory stimulation with tempo changes on gait in stroke patients. *J Phys Ther Sci*, 26(4), S. 479-82.
- Cha, Y., Kim, Y., Hwang, S. & Chung, Y. (2014). Intensive gait training with rhythmic auditory stimulation in individuals with chronic hemiparetic stroke: a pilot randomized controlled study. *NeuroRehabilitation*, 4(35), S. 681-8.
- Chen, J. & Shaw, F. (2014). Progress in sensorimotor rehabilitative physical therapy programs for stroke patients. *World J Clin Cases*, 16; 2(8), S. 316-26.
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences.* 2 Rev. ed. Hrsg. s.l.:Taylor & Francis Inc.

Conklyn, D., Stough, D., Novak, E., Paczak, S., Chemali, K., Bethoux, F. (2010). A home-based walking program using rhythmic auditory stimulation improves gait performance in patients with multiple sclerosis: a pilot study. *Neurorehabil Neural Repair*, S. 835-42.

DEGAM, Deutsche Gesellschaft für Allgemeinmedizin und Familienmedizin (2012). *DEGAM-Leitlinie Nr.8: Schlaganfall*. verfügbar: <http://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/053-011.html>. Zugriff am 22.10.2016.

DGN, Deutsche Gesellschaft für Neurologie (2012). *Behandlungsleitlinie Rehabilitation von sensomotorischen Störungen*. verfügbar: [http://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/030-123l_S2k_Rehabilitation_sensomotorische Störungen 2012-09_verlaengert.pdf](http://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/030-123l_S2k_Rehabilitation_sensomotorische_Stoerungen_2012-09_verlaengert.pdf). Zugriff am 15.07.2016.

DGN, Deutsche Gesellschaft für Neurologie (2016). *Idiopathisches Parkinson-Syndrom*. verfügbar: <http://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/030-010.html>. Zugriff am 15.9.2016.

DIMDI (2015. *DIMDI - OPS Version 2016*). verfügbar: <http://www.dimdi.de/static/de/klassi/ops/kodesuche/onlinefassungen/opshtml2016/block-8-55...8-60.htm>. Zugriff am 10.10.2016.

Endrissat, N. & Noppeney, C. (2012). Sonifikation und Organisation: Von Arbeitsliedern und Corporate Songs/Sounds. In: Schoon, A. & Volmar, A., Hrsg. *Das geschulte Ohr: Eine Kulturgeschichte der Sonifikation*. Bielefeld: Transcript, S. 267 ff.

Festini, S., Preston, S., Reuter-Lorenz, P. & Seidler, R. (2016). Emotion and reward are dissociable from error during motor learning. *Exp Brain Res*, 234(6), S. 1385-94.

Flansbjerg, U., Holmbäck, A., Downham, D., Patten, C., Lexell, J. (2005). Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *J Rehabil*, 37(2) March, S. 75-82.

Ford, M., Wagenaar, R. & Newell, K. (2007). The effects of auditory rhythms and instruction on walking patterns in individuals post stroke. *Gait and Posture*, 26, S. 150-155.

Forkmann, T. , Scherer, A., Boecker, M., Pawelzik, M., Jostes, R., Gauggel, S. (2011). The Clinical Global Impression Scale and the influence of patient or staff perspective on outcome. *BMW Psychiatry*, 14;11:83 May, doi: 10.1186/1471-244X-11-83.

Grau-Sánchez, J., Amengual, J.L., Rojo, N., Venciana de Las Heras, M., Montero, J., Rubio, F., Altenmüller, E., Münte, T.F., Rodríguez-Fornelis, A. (2013). Plasticity in the sensorimotor cortex induced by Music-supported therapy in stroke patients: a TMS study. *Front Hum Neurosci*, 3(7) 09, S. 494.

Greeley, B. & Seidler, R. (2017). Mood induction effects on motor sequence learning an dstop signal reaction time. *Exp Brain Res*, 235(1), S. 41-56.

Green, J., Forster, A. & Young, J. (2002). Reliability of gait speed measured by a timed walking test in patients one year after stroke. *Clin Rehabil*, 16(3) May, S. 306-14.

Hayden, R., Clair, A. A., Johnson, G. & Otto, D. (2009). The effect of rhythmic auditory stimulation (RAS) on physical therapy outcomes for patients in gait training following stroke: a feasibility study. *Int J Neurosci*, 12(119), S. 2183-95.

Hesse, S. (2007). *Lokomotionstherapie. Ein praxisorientierter Überblick..* Bad Honnef: Hippocampus Verlag.

Hurt, C., Rice, R., McIntosh, G. & Thaut, M. (1998). Rhythmic audtiroy stimulation in gait training for patients with traumatic brain injury. *Journal of Music Therapy*, 35, S. 228-41.

Hüther, G. (2006). Embodiment. Die Wechselwirkung von Körper und Psyche verstehen und nutzen.. In: M. Storch, B. Cantieni, G. Hüther & W. Tschacher, Hrsg. *Wie Embodiment neurobiologisch erklärt werden kann*. Bern: Hans Huber, S. 94-95.

Karageorghis, C.I., Mouzourides, D.A., Priest, D.L., Sasso, T.A., Morrish, D.J., Walley, C.J. (2009). Psychophysical and ergogenic effects of synchronous music during treadmill walking. *J Sport Exerc Psychol*, 31(1) Feb, S. 18-36.

Karamanidis, K., Arampatzis, A. & Brüggemann, GP. (2003). Symmetry and reproducibility of kinematic parameters during various running techniques. *Med Sci Sports Exerc*, 35, S. 1009-16.

Kasseler Konferenz musiktherapeutischer Vereinigungen in Deutschland (1998). Kasseler Thesen zur Musiktherapie. *Musiktherapeutische Umschau*, 3, S. 231-35.

Kim, S., Kwak, E., Park, E. & Cho, S. (2012). Differential effects of rhythmic auditory stimulation and neurodevelopmental treatment/Bobath on gait patterns in adults with cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*, 10(26), S. 904-15.

Ko, B., Lee, H. & Song, W. (2016). Rhythmic auditory stimulation using a portable smart device: short-term effects on gait in chronic hemiplegic stroke patients. *J Phys Ther Sci*, Band 28, S. 1538-43.

Kollen, B., Kwakkel, G. & Lindemann, E. (2006). Time dependency of walking classification in stroke. *Phys Ther*, 86(5) May, S. 618-25.

Konoike, N., Kotozaki, Y., Miyachi, S., Miyauchi, C.M., Yomogida, Y., Akimoto, Y., Kuraoka, K., Sugiura, M., Kawashima, R., Nakamura, K. (2012). Rhythm information represented in froto-parieto-cerebellar motor system. *Neuroimage*, 15;63(1) Oct, S. 328-38.

Lee, I.H. (2015). Does the speed of the treadmill influence the training effect in people learning to walk after stroke? A double-blind randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 3(29), S. 269-76.

Lee, S. & Kimmerly, D. (2016). Influence of music on maximal self-paced running performance an dpassive post-exercise recovery rate. *J Sports Med Phys Fitness*, 56(1-2), S. 39-48.

Mainka, S. (2005). Der Einsatz von Pulsierender Auditiver Stimulation (PAS) in der sensomotorischen Rehabilitation.. In: *Musiktherapie in der Neurorehabilitation*. Bad Honnef: Hippocampus Verlag, S. 131-44.

Mainka, S. (2009). Im Takt - Musiktherapie in der neurologischen Rehabilitation. *physiopraxis*, 2(7), S. 30-33.

Mainka, S. (2012). Keine Angst vorm Üben - Musiktherapie als Übendes Verfahren. *Musiktherapeutische Umschau*, Band 4.

Mainka, S. (2014). Fragebogenuntersuchung zum Gebrauch von Musik und Metronom beim Gangtraining von Parkinsonpatientens Singen: 4. Jahrestagung Dt. Gesellschaft Neurorehab. Unveröffentlicht. Vortragsmanuskript.

Mainka, S. (2015). Music stimulates muscles, mind, and feelings in one go - Sound, Music and Movement in Parkinson's disease. Hrsg. M.Bienkiewicz, C. Craig. *Front Psychol*, 08(10). <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.01547>

Mehrholz, J., Pohl, M. & Elsner, B. (2014). Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Cochrane Library*. verfügbar: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD002840.pub3/full>
Zugriff am 19.05.2015.

Missaoui, B. & Thoumie, P. (2013). Balance training in ataxic neuropathies. Effects on balance and gait parameters. *Gait & Posture*, 38(3) Jul, S. 471-6.

Nicholson, K.G., Baum, S., Kilgour, A., Koh, C.K., Munhall, K.G., Cuddy, L.L. (2003). Impaired processing of prosodic and musical patterns after right hemisphere damage. *Brain and Cognition*, 52, S. 382-489.

Paltsev, Y. & Elner, A. (1967). Change in the functional state of the segmental apparatus of the spinal cord under the influence of sound stimuli and its role in voluntary movement. *Biophysics*, 12, S. 1219-26.

Park, I., Oh, D., Kim, S. & Choi JD. (2010). Clinical feasibility of integrating fast-tempo auditory stimulation with self-adopted walking training for improving walking function in post-stroke patients: a randomized, controlled pilot trial. *J Phys Ther*, 22, S. 295-300.

Park, J., Park, S., Kim, Y. & Woo, Y. (2015). Comparison between treadmill training with rhythmic auditory stimulation and ground walking with rhythmic

- auditory stimulation on gait ability in chronic stroke patients: A pilot study. *NeuroRehabilitation*, Band 37, S. 193-202.
- Prassas, S., Thaut, M., McIntosh, G. & Rice, R. (1997). Effect of auditory rhythmic cuing on gait kinematic parameters in hemiparetic stroke patients. *Gait Posture*, 6, S. 218-223.
- Richard, R., Weber, J., Mejjad, O., Polin, D., Dujardin, F., Pasquis, P., le Loet, X. (1995). Mesure des variables spatiotemporelles de la marche par le locomètre de Bessou en fonction de l'âge, de la taille et du sexe chez 79 sujets sains. *Rev. Rhum [Ed. Fr.]*, 2(62), S. 111-20.
- Roerdink, M., Lamoth, C.J.C., Kwakkel, G., van Wieringen, P.C.W., Beek, P.J. (2007). Gait coordination after stroke: benefits of acoustically paced treadmill walking. *Phys Ther*, 87, S. 1009-22.
- Roerdink, M., Lamoth, C.J.C., van Kordelaar, J., Elich, P., Konijnenbelt, M., Kwakkel, G., Beek, P.J. (2009). Rhythm perturbations in acoustically paced treadmill walking after stroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 23, S. 668-78.
- Rossignol, S. & Melvill, J. (1976). Audio-spinal influence in man studied by the h-reflex and its possible role on rhythmic movements synchronized to sound. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 41, S. 83-92.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F. & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture*, 12(1) Sept, S. 34-45.
- Särkämö, T., Tervaniemi, M., Laitinen, S., Forsblom, A., Soinila, S., Mikkonen, M., Autti, T., Silvennoinen, H.M., Erkkilä, J., Laine, M., Peretz, I., Hietanen, M. (2008). Music listening enhances cognitive recovery and mood after middle cerebral artery stroke. *Brain*, 131(Pt 3) Mar, S. 866-76.
- Satoh, M. & Kuzuhara, S. (2008). Training in mental singing while walking improves gait disturbance in Parkinson's disease patients. *Eur Neurol*, 5(60). S. 237-43.

- Schauer, M. & Mauritz, K. (2003). Musical motor feedback (MMF) in walking hemiparetic stroke patients: randomized trials of gait improvement. *Clinical Rehab*, 17, S. 713-722.
- Semjen, A., Vorberg, D. & Schulze, H. (1998). Getting synchronized with the metronome: comparisons between phase and period correction. *Psychol Res*, 61, S. 44-55.
- Simpson, S. & Karageorghis, C. (2006). The effects of synchronous music on 400-m sprint performance. *J Sports Sci*, 24(10) Oct, S. 1095-102.
- Sit, J.W., Chair, S.Y., Choi, K.C., Chan C.W., Lee, D.T., Chan, A.W., Cheung, J.L., Tang, S.W., Chan, P.S., Taylor-Piliae, R.E. (2016). Do empowered stroke patients perform better at self-management and functional recovery after a stroke? A randomized controlled trial. *Clin Interv Aging*, 13;11 Oct, S. 1441-50.
- Steingrüber, W. (2000). *Die Wirkung von Musik auf das Laufbandgehen hemiparetischer Schlaganfallpatienten*. Berlin: Mensch & Buch Verlag.
- Stephan, K.M., Thaut, M.H., Wunderlich, G., Schicks, W., Tian, B., Tellmann, L., Schmitz, T., Herzog, H., McIntosh, G.C., Seitz, R.J., Hömberg, V. (2002). Conscious and subconscious sensorimotor synchronization - prefrontal cortex and the influence of awareness. *NeuroImage*, 15, S. 345-52.
- Sterr, A. (2004). Training-based interventions in motor rehabilitation after stroke: theoretical and clinical considerations.. *Behav Neurol* 2004, 15, S. 55-63.
- Tecchio, F., Salustri, C., Thaut, M.H., Pasqualetti, P., Rossini, P.M. (2000). Conscious and preconscious adaptations to rhythmic auditory stimuli: a magnetoencephalographic study of human brain responses. *Exp Brain Res*, 135, S. 222-30.
- Thakur, A. & Yardi, S. (2013). Effect of different types of music on exercise performance in normal individuals. *Indian J Physiol Pharmacol*, 57(4) 10-12, S. 448-51.

Thaut, C. & Rice, R. (2014). Rhythmic Auditory Stimulation (RAS). In: M. Thaut & V. Hömberg, Hrsg. *Handbook of Neurologic Music Therapy*. Oxford: Oxford University Press, S. 94-105.

Thaut, M. (2000). *A Scientific Model of Music in Therapy and Medicine*. San Antonio: IMR Press, The University of Texas at San Antonio.

Thaut, M. (2005). *Rhythm, Music, and the Brain. Scientific Foundations and Clinical Applications*. New York: Routledge Taylor & Francis.

Thaut, M. (2009). *Gesprächsnotiz. Beelitz-Heilstätten (26.3.2009)*.

Thaut, M.H., Leins, A.K., Rice, R.R., Argstatter, H., Kenyon, G.P., McIntosh, G.C. et al. (2007). Rhythmic auditory stimulation improves gait more than NDT/Bobath Training in near-ambulatory early poststroke: A single-blind, randomized trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 21, S. 455-59.

Thaut, M.H., McIntosh, G.C., Rice, R.R., Miller, R.A., Rathbun, J., Brault, J.M. (1996). Rhythmic auditory stimulation in gait training for parkinson's disease patients. *Movement Disorders*, 2(11), S. 193-200.

Thaut, M. & Hömberg, V. (2014). *Handbook for Neurologic Music Therapy*. Oxford: Oxford University Press.

Thaut, M. H., Rathbun, J. A. & Miller, R. A. (1997). Music versus metronome timekeeper in a rhythmic motor task. *International Journal of Arts Medicine*, 5, S. 4-12.

Thaut, M. & McIntosh, G. (2014). Neurologic Music Therapy in Stroke Rehabilitation. *Curr Phys Med Rehabil Rep*, 2 Apr, doi: 10.1007/s40141-014-0049-y.

Thaut, M., McIntosh, G., Prassas, S. & Rice, R. (1993). Effect of rhythmic auditory cuing on temporal stride parameters and EMG patterns in hemiparetic gait of stroke patients. *J Neuro Rehab*, 7, S. 9-16.

Thaut, M., McIntosh, G. & Rice, R. (1997). Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation. *Journal of Neurological Sciences*, 151, S. 207-12.

- Thaut, M., McIntosh, G., Rice, R. & Prassas, S. (1992). Effect of auditory rhythmic cueing on temporal stride parameters and EMG patterns in normal gait. *J Neurol Rehab*, 6, S. 185-90.
- Thaut, M., Miller, R. & Schauer, L. (1998). Multiple synchronization strategies in rhythmic sensorimotor tasks: phase vs. period corrections. *Biol Cybernet*, 79, S. 241-250.
- Thaut, M.H., Miltner, R., Lange, H.W., Hurt, C.P., Hoemberg, V. (1999). Velocity modulation and rhythmic synchronization of gait in Huntington's disease. *Mov Dis*, 14, S. 808-19.
- Thaut, M., Tian, B. & Azimi-Sadjadi, M. (1998). Rhythmic finger tapping to cosine-wave modulated metronom sequences: evidence of subliminal entrainment.. *Human Movement Science*, 17, S. 839-63.
- Valentini, F.A., Granger, G., Hennebelle, D.S., Eythrib, N., Robain, G. (2011). Repeatability and variability of baropodometric and spatio-temporal gait parameters - Results in healthy subjects and in stroke patients. *Clin Neurophys*, 41, S. 181-89.
- Viebrock, H. & Frost, B. (2008). *Bobath (Therapiekonzepte in der Physiotherapie)*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- von Dyck, E., Moens, B., Buhmann, J., Derney, M., Coorevits, E., Dalla Bella, S. (2015). Spontaneous Entrainment of Running Cadence to Music Tempo. *Sports Medicine - Open*, doi: 10.1186/s40798-015-0025-9.
- Werner, C., Lindquist, A., Bardeleben, A. & Hesse, S. (2007). The Influence of Treadmill Inclination on the Gait of Ambulatory Hemiparetic Subjects. *Neurorehabil Neural Repair*, 76(21), doi: 10.1177/1545968306289958.
- WHO (2014). International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF). World Health Organization. verfügbar: <http://apps.who.int/classifications/icfbrowser/> Zugriff am 19.05.2015.

•

Wittwer, J., Webster, K. & Hill, K. (2013). Music and metronome cues produce different effects on gait spatiotemporal measures but not gait variability in healthy older adults. *Gait Posture*, 37(2) 2, S. 219-22.

Wittwer, J., Webster, K. & Hill, K. (2013). Rhythmic auditory cueing to improve walking in patients with neurological conditions other than Parkinson's disease - what is the evidence?. *Disability & Rehabilitation*, 2(35), S. 164-76.

Yoo, G. & Kim, S. (2016). Rhythmic Auditory Cueing in Motor Rehabilitation for Stroke Patients: Systematic Review and Meta-Analysis. *J Mus Ther*, 53(2), S. 149-77.

Zatorre, R., Belin, P. & Penhune, V. (2002). Structure and function of auditory cortex: music and speech. *Trends in Cognitive Science*, 1(6), S. 37-46.