

**Objektivierung eines musikunterstützten Trainings
motorischer Funktionen nach Schlaganfall**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

doctor rerum naturalium

(Dr. rer. nat.)

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

von Dipl.-Psych., Dipl.-Mus.-Päd. Sabine Schneider
geboren am 31.07.1973 in Magdeburg

Gutachter

Prof. Dr. Thomas F. Münte (Universität Magdeburg)

Prof. Dr. Annette Sterr (University of Surrey/UK)

eingereicht am: 24.04.2007

verteidigt am: 18.06.2007

Meinen Eltern

Dank

Meinem Doktorvater Prof. Dr. Thomas Münte danke ich für sein Vertrauen in meine Arbeit, für die fachliche Unterstützung und Schaffung einer Promotionsstelle, durch die ich erst die Möglichkeit bekam, dieses umfangreiche Projekt durchführen zu können. Meinem ehemaligen Team in Magdeburg möchte ich für jegliche Hilfe und Unterstützung danken, besonders Dr. Josep Marco-Pallares, Dr. Jascha Ruessler, Anja Fellbrich und Jörn Möller.

Meinem Betreuer Prof. Dr. Eckart Altenmüller möchte ich danken, dass er mich fachlich und menschlich in allen Belangen meiner Arbeit geduldig unterstützte. Meinem Team sei gedankt, das mich gerade in der letzten Zeit, während der Niederschrift der Dissertation sowohl fachlich als auch emotional enorm bereicherte.

Sowohl Prof. Dr. Thomas Münte als auch Prof. Dr. Eckart Altenmüller sei für die Vergabe des Dissertationsthemas gedankt, an dem ich wachsen und Erfahrungen sammeln durfte.

Herrn Prof. Dr. Dr. Schönle danke ich für die organisatorische Unterstützung im Neurologischen Rehabilitationszentrum Magdeburg.

Den Patienten des Neurologischen Rehabilitationszentrums Magdeburg möchte ich besondere Dankesworte aussprechen, ohne deren Einsatz und Motivation diese Untersuchung nicht hätte durchgeführt werden können. An dieser Stelle sei auch den Ergotherapeuten des Neurologischen Rehabilitationszentrums Magdeburg gedankt.

Meinen Eltern danke ich von ganzem Herzen für ihre Liebe, Ermutigung und Unterstützung in Situationen, in denen ein Vorankommen unmöglich schien.

Wenn ich zuweilen nicht weiter wusste, hat mich mein Freund Marc stets unterstützt, immer an mich geglaubt und mir Mut gemacht, wofür ich ihm sehr dankbar bin.

Ich werde immer daran denken, dass mein Onkel Prof. Dr. Willi Mader mich bei Lebzeiten zum Niederschreiben der Arbeit bestärkt und motiviert hat.

Diese Arbeit wurde freundlicherweise von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (AL 269/7-1) und vom Bundesministerium für Bildung und Forschung finanziell unterstützt, wofür ich sehr dankbar bin.

Inhalt

Zusammenfassung (Deutsch)	1
Zusammenfassung (Englisch)	2
1 Einführung.....	3
1.1 Der Schlaganfall – Einige Daten und Fakten	3
1.2 Neurophysiologische Grundlagen der Rehabilitation	7
1.3 Motorische Funktionsstörungen nach Schlaganfall und deren Rehabilitation.....	10
1.4 Einsatz von Musik in der neurologischen Rehabilitation.....	20
1.5 Idee des musikunterstützten Trainings motorischer Funktionen nach Schlaganfall	23
2 Fragestellungen und Hypothesen	29
3 Methoden - Objektivierung eines musikunterstützten Trainings motorischer Funktionen nach Schlaganfall	33
3.1 Beschreibung der Patienten.....	33
3.1.1 Klinische Interventionsgruppe	33
3.1.2 Klinische Kontrollgruppe.....	34
3.1.3 Klinische Kontrollgruppe II	34
3.2 Studiendesign	36
3.3 Zeitplan der Studie	37
3.4 Erstkontakt und Neuropsychologische Voruntersuchung.....	38
3.5 Prä- und Postdiagnostik der motorischen Funktionen – Verhaltensebene.....	40
3.5.1 Drei-dimensionale Bewegungsmessung	40
3.5.2 Action Research Arm Test – ARAT (Carroll, 1965; Lyle, 1981).....	44
3.5.3 Armparese Score (Wade et al., 1983)	45
3.5.4 Box & Block Test - BBT (Mathiowetz et al., 1985a)	46
3.5.5 Nine Hole Pegboard Test - 9HPT (Parker et al., 1986).....	47
3.5.6 Zusammenfassende Darstellung der Verfahren auf Verhaltensebene.....	48
3.5.7 Statistische Analyse der Verhaltensdaten	50
3.6 Prä- und Postdiagnostik der motorischen Funktionen – Elektrophysiologie	50

3.6.1 Registrierung des Elektroenzephalogramms (EEG)	50
3.6.2 Labor	51
3.6.3 Versuchsdurchführung	52
3.6.4 Datenanalyse	52
3.6.4.1 Ereigniskorrelierte Desynchronisation/Synchronisation (ERD/ERS).....	53
3.6.4.2 Kohärenzanalyse	55
3.7 Standardtherapien.....	56
3.8 Durchführung des musikunterstützten Trainings	57
3.9 Motorisches Funktionstraining nach Taub (Taub et al., 1993)	59
3.10 Einschätzung des Trainingserfolges.....	61
4 Ergebnisse	62
4.1 Verhaltensdaten.....	62
4.1.1 Prä-/Postvergleich der motorischen Funktionen der drei Patientengruppen.....	62
4.1.2 Mittelwertsdifferenzen der drei Patientengruppen.....	66
4.1.3 Paarweise Mehrfachvergleiche zwischen den drei Patientengruppen.....	67
4.1.4 Effektstärken der einzelnen Anwendungen.....	72
4.1.5 Darstellung des vom Patienten subjektiv empfundenen Nutzens	73
4.1.6 Zusammenfassende Darstellung der Daten auf Verhaltensebene	73
4.2 Elektrophysiologische Parameter	74
4.2.1 Ereigniskorrelierte Desynchronisation/Synchronisation.....	74
4.2.2 Kohärenzanalyse	79
5 Diskussion	82
5.1 Interpretation der Daten	82
5.2 Überprüfung und Diskussion der zentralen Fragestellungen	87
5.3 Schlussfolgerungen	89
5.4 Offene Fragen und Perspektiven	92
6 Literatur.....	96
7 Anhang	112

Zusammenfassung (Deutsch)

Motorische Funktionsbeeinträchtigungen sind die mit Abstand häufigsten Symptome nach einem Schlaganfall und die Ursache für bleibende Schäden bei den Betroffenen. Studien haben gezeigt, dass die traditionellen und bislang verbreiteten Therapieansätze in der Behandlung von Patienten mit motorischen Defiziten nicht greifen oder limitiert sind, vielmehr noch, dass ein schlüssiger Nachweis ihrer Wirksamkeit nicht vorliegt. Ausgehend von neuen wissenschaftlichen Befunden, dass Klavierspiel über drei Wochen bei musikalischen Laien zu einer veränderten neuronalen Aktivität führt, wurde ein Trainingsprogramm entwickelt und evaluiert, das den Einsatz von zwei Musikinstrumenten (MIDI-Klavier, programmierbare „Drum-Pads“) als Eingabemedien vorsieht. Bei 32 Patienten ohne wesentliche musikalische Vorerfahrung wurden beginnend mit der paretischen Extremität hin zum Zusammenspiel von paretischer und gesunder in 15 Einzeltrainings über drei Wochen sowohl fein- als auch grobmotorische Aspekte gefördert. 30 weitere Patienten, die lediglich Standardtherapien erhielten, bildeten die Kontrollgruppe I. Zusätzlich wurden der Gruppe mit musikunterstütztem Training 15 Patienten gegenübergestellt, die in gleichem Maße ein motorisches Training nach dem Taubschen Konzept (Taub et al., 1993) erhielten. Die Prä-/Postdiagnostik der motorischen Funktionen erfolgte mit einer dreidimensionalen Bewegungsmessung zur Quantifizierung der Präzision der Bewegungen sowie mit ergotherapeutischen Testverfahren (z.B. Box & Block Test). Darüber hinaus wurden im Verlauf des Trainings elektrophysiologische Parameter mittels Elektroenzephalogramm (EEG) erhoben. Hierbei wurden die ereigniskorrelierte Desynchronisation/Synchronisation als Maß für intrakortikale Exzitabilität bei willkürlichen Fingerbewegungen und ballistischen Armbewegungen sowie ereigniskorrelierte Kohärenzen berechnet.

Die Patienten mit musikunterstütztem Training schnitten hinsichtlich sämtlicher Parameter (Bewegungsspielraum, Geschwindigkeit und Qualität der Bewegungen jeweils auf fein- und grobmotorischer Ebene) gegenüber der Kontrollgruppe I deutlich besser ab und ebenso deutlich gegenüber der Gruppe mit motorischem Training nach Taub in allen feinmotorischen Fertigkeiten. Die Auswertung der EEG-Daten ergab Hinweise auf eine effiziente Reorganisation in der Gruppe mit musikunterstütztem Training, die sich u.a. in einer stärkeren Desynchronisation und damit erhöhten kortikalen Erregbarkeit bei der Bewegungsvorbereitung vor allem in der Drum-Pad-Bedingung sowie in einer deutlichen Erhöhung der Kohärenzen, was eine stärkere Vernetzung zwischen verschiedenen Hirngebieten einer Hemisphäre und beiden Hemisphären widerspiegelte, zeigte.

Das musikunterstützte Training scheint nach den bisherigen Daten eine vielversprechende Alternative zu anderen modernen Rehabilitationsansätzen darzustellen.

Zusammenfassung (Englisch)

Motor impairment represents one of the major sequelae of stroke. Scientifically founded and efficacious therapies of these impairments are scarce. Based on the finding that piano training in novices leads to profound changes in neural activations over three weeks, a training program using musical instruments as training devices was developed.

This program was evaluated in 32 stroke patients with moderately impaired motor function and no previous musical experience. Patients participated in an intensive step-by-step training, that began with the paretic extremity, and was followed by training of both extremities. The training was applied in 15 sessions over a periode of three weeks in addition to conventional treatment. Fine as well as gross motor skills were trained by using either a MIDI-piano or electronic drum pads; both instruments emitted musical tones. Thirty stroke patients undergoing exclusively conventional therapies were recruited as a control group. Fifteen additional patients were given conventional therapy supplemented by a training of motor functions according to Constraint-induced Movement Therapy (Taub et al., 1993); training comprised 15 sessions of 30 min duration over three weeks. Behavioral pre- and post-treatment motor functions were monitored using a computerized movement analysis system and an established set of motor tests (e.g. Box and Block Test). To investigate the activity of cortical regions in the control of movement, we studied event-related desynchronization/synchronization and event-related coherences from all 77 patients performing self-paced movements of the right index finger (MIDI-piano) and of the whole arm (drum pads).

Patients showed significant improvement after music-supported training in fine as well as gross motor skills with respect to speed, precision and smoothness of movements as shown by 3D movement analysis and motor tests compared to the control group without any additional treatment and, in comparison to the other control group with additional training of motor functions (Taub) in all fine motor dexterities. Furthermore, compared to the control patients, motor control in everyday activities improved significantly. Neurophysiological data showed a significantly larger decrease of EEG signal (power) before movement onset in the music-supported training group in the post training register, which is associated with increased corticospinal excitability, whereas almost no pre-post-training changes were observed in both control groups. The music-supported training group presented a pronounced enhancement of the coherences after training compared to the control groups, especially in the drum condition.

Taken together, the present work shows that the therapeutic strategy developed here is an effective approach for motor skill rehabilitation of stroke patients.

1 Einführung

In dieser Arbeit soll ein neu entwickeltes Trainingsprogramm in der Rehabilitation motorischer Defizite nach Schlaganfall vorgestellt und evaluiert werden. Die Innovation dieses Trainingsprogramms besteht in der Nutzung von Musikinstrumenten (Tastatur eines MIDI-Klaviers, Felle eines elektronischen Schlagzeugs), wobei Bewegungen des Patienten Töne erzeugen, die deren zeitliche und räumliche Präzision an den Patienten rückmelden. Dieses Trainingsprogramm wird mit einer etablierten Methode, dem Training nach Taub (Taub et al., 1993), sowie einem Standardtherapieprogramm einer Rehabilitationsklinik verglichen. Die Effekte des Trainings auf neuraler Ebene werden mithilfe computergestützter EEG-Analysen untersucht.

Warum entstand die Idee eines musikunterstützten Trainings motorischer Funktionen nach Schlaganfall? Wozu sollte ein weiteres Trainingsprogramm nützen? Wie kann der Einsatz von Musik zu motorischen Funktionsverbesserungen nach Schlaganfall und damit plastizitätsbedingten Veränderungen im Gehirn führen? Im Folgenden soll ein kurzer Überblick über inhaltliche Grundlagen der vorliegenden Arbeit unter Berücksichtigung der vorhandenen Literatur und des derzeitigen Stands der Forschung gegeben werden. Es wird in aller Kürze auf wichtige Daten und Fakten des Schlaganfalls eingegangen. Ein Brückenschlag erfolgt über die Betrachtung neurophysiologischer Grundlagen bei der Erholung neurologischer Funktionen nach Schädigung kortikaler Zentren hin zu motorischen Funktionsstörungen nach Schlaganfall und deren Rehabilitation. Neben konventionellen Behandlungsstrategien wird der derzeitige Einsatz von Musik als Therapiemedium in der neurologischen Rehabilitation dargestellt. Die einzelnen Themen folgen einem roten Faden und münden in einem neuartigen, vielversprechenden Ansatz – der Idee eines musikunterstützten Trainings motorischer Funktionen nach Schlaganfall.

1.1 Der Schlaganfall – Einige Daten und Fakten

„Eine tausend Meilen lange Reise beginnt mit einem einzelnen Schritt.“

(Laotse)

Nach der World Health Organisation ist der Schlaganfall ein Krankheitsbild, bei dem sich die klinischen Zeichen einer fokalen oder globalen Störung zerebraler Funktionen rasch bemerkbar machen, mindestens 24 Stunden anhalten oder zum Tode führen und offensichtlich

nicht auf andere als vaskuläre Ursachen zurückgeführt werden können (Aho et al., 1980). Klinisch gesehen handelt es sich um ein akutes fokales neurologisches Defizit aufgrund einer umschriebenen Durchblutungsstörung (Durchblutungsmangel oder Blutung) des Gehirns mit der Folge einer Gewebeschädigung.

Der Schlaganfall ist keine Krankheitseinheit. In der Regel beinhaltet der Begriff „Schlaganfall“ Hirninfarkte (zerebrale Ischämie, ischämischer Insult), Hirnblutungen (Hämorrhagie, hämorrhagischer Infarkt) und nicht weiter klassifizierbare Schlaganfallereignisse. Die Ursache beim ischämischen Insult, der mit ca. 80-85 % der Fälle die häufigste Durchblutungsstörung darstellt, ist ein plötzlicher Verschluss eines zum Gehirn führenden Gefäßes. Hierdurch erhalten die Nervenzellen in den durch das betroffene Gefäß versorgten Hirnregionen zu wenig Sauerstoff und Nährstoffe, so dass sie untergehen. Hirnblutungen (hämorrhagischer Infarkt), die bei etwa 15-20 % der Schlaganfälle ursächlich sind, treten meist als Folge eines über Jahre erhöhten Blutdruckes auf. Hierdurch kommt es zu Wandschädigungen der kleineren Hirngefäße und letztlich zu deren Einreißen. Auch in zuvor ungeschädigten Gefäßen kann eine Hirnblutung durch akuten Blutdruckanstieg verursacht werden. Meist entsteht infolge des chronischen Bluthochdrucks und einer Arteriosklerose nach Zerreißen der Gefäßwand eine Einblutung, eine Hämorrhagie, in das umgebene Gewebe. Diese Blutung zerstört und verdrängt die Hirnsubstanz, d.h. die Hirnzellen werden durch einströmendes Blut, welches eine Druckerhöhung herbeiführt, geschädigt. Umgebende Hirngebiete werden in ihrer Durchblutung durch den verdrängenden Effekt beeinflusst.

Der Schlaganfall ist eine der häufigsten neurologischen Erkrankungen. Mit 11,4 % ist der Schlaganfall die dritthäufigste Todesursache in Deutschland nach Herz- und Krebserkrankungen (Hamann et al., 2002). Er steht jedoch an erster Stelle der Ursachen für schwere Behinderungen und Hilfsbedürftigkeit.

Die genaue Zahl der Schlaganfälle pro Jahr in Deutschland ist nicht bekannt. Anhaltzahlen zum Schlaganfall aus dem Erlanger Schlaganfallregister im Rahmen der Gesundheitsberichterstattung des Bundes (Stand 01.06.2005) zeigen eine jährliche Inzidenzrate in der Gesamtbevölkerung von 182/100.000 Einwohner. Dies bedeutet, dass sich in Deutschland unter 82,5 Millionen Einwohnern jährlich ca. 150.000 neue Schlaganfälle ereignen. Zu den neu aufgetretenen Fällen werden noch etwa 15.000 Rezidivfälle innerhalb des ersten Jahres hinzugezählt, so dass insgesamt von rund 165.000 Schlaganfallereignissen auszugehen ist.

Die jährliche Inzidenzrate für Schlaganfall bei Frauen beträgt 170/100.000 Einwohner, was bedeutet, dass sich in Deutschland unter 42,1 Millionen Frauen jährlich rund 72.000 neue Schlaganfälle ereignen. Für die Männer liegt die Inzidenzrate bei 200/100.000 Einwohner, so dass in Deutschland unter 40,3 Millionen Männern etwa 81.000 neue Schlaganfallereignisse auftreten. Ein Schlaganfall trifft vor allem Menschen jenseits des 60. Lebensjahres. Der Anteil der über 60-jährigen Einwohner in Deutschland beträgt derzeit rund 24 % der Gesamtbevölkerung. In dieser Altersgruppe ereignen sich nach Angaben des Interdisziplinären Zentrums für Public Health der Universität Erlangen (IZPH) rund 80 % aller Schlaganfälle.

Die Schlaganfallhäufigkeit steigt mit zunehmendem Alter. Nach Angaben des IZPH betrug der Anteil der über 65-jährigen Neuerkrankten in Deutschland im Jahr 1999 ca. 16 % (ca. 128.000 Einwohner) der Gesamtbevölkerung, im Jahr 2030 schätzt man den Anteil aufgrund demografischer Hochrechnungen auf ca. 33 % (256.000 Einwohner). Durch die Zunahme der Lebenserwartung in Deutschland muss deshalb mit einem deutlichen Anstieg der Schlaganfallhäufigkeit in den nächsten Jahrzehnten gerechnet werden.

Je nach zeitlichem Verlauf, Schweregrad, Lokalisation und Ausdehnung führt ein Schlaganfall zu einem unterschiedlich ausgeprägten Beschwerdebild. Hierbei können der ischämische Insult und die Hirnblutung ähnliche klinische Symptome (v.a. Halbseitensyndrome) hervorrufen.

Die Einteilung nach dem zeitlichen Verlauf der klinischen Symptomatik betrifft die transitorisch ischämische Attacke, ein flüchtiger ischämischer zerebraler Insult, dessen fokale neurologische Symptome in der Regel weniger als eine Stunde, definitionsgemäß nicht länger als 24 Stunden, anhalten und sich vollständig zurückbilden. Sie machen sich häufig als vorübergehende Sehstörung, Sensibilitätsstörung, Parese oder Sprachstörung bemerkbar. Von einem reversiblen ischämischen neurologischen Defizit (RIND) spricht man bei Persistenz der neurologischen Symptome für mehr als 24 Stunden und weniger als 7 Tage mit vollständiger Rückbildung. Dieses unterscheidet sich von dem partiell reversiblen ischämischen neurologischen Defizit (PRIND), bei dem gute Rückbildungschancen mit minimalen, nicht behindernden Symptomen ohne Zeitlimit definiert sind. Eine Sonderform im zeitlichen Verlauf bildet der progrediente Schlaganfall, bei dem die durch den Schlaganfall verursachten neurologischen Ausfälle innerhalb der ersten Stunde oder seltener auch innerhalb von Tagen nach dem akuten Ereignis fortschreitend sind (z.B. zuerst eine Halbseitenlähmung, dann

zusätzlich eine Sprachstörung). Der vollendete (komplette) Insult hinterlässt ein neurologisches, meist irreversibles Defizit unterschiedlicher Schwere.

Art und Ausmaß der Folgen des Schlaganfalls sind davon abhängig, in welcher Hemisphäre und in welcher Hirnregion der Schlaganfall erfolgt und mit welcher Dauer ein Sauerstoff- und Nährstoffmangel anhält. Durchblutungsstörungen treten großteils in den Hauptstromgebieten auf – dem vorderen (der Karotisstrombahn) oder hinteren Blutkreislauf des Gehirns (im vertebrobasilären Gefäßsystem). Ein Infarkt im vorderen Blutkreislauf, im Versorgungsgebiet der Arteria cerebri media, ist die mit Abstand häufigste Form eines ischämischen zerebralen Insultes. Das Hauptsymptom beim sogenannten Mediainfarkt ist die kontralaterale Hemiparese in verschiedenen Ausprägungen, die bei Läsionen des Kortex, der Stammganglien oder der Capsula interna auftritt und meist mit Sensibilitätsstörungen einhergeht. Weitere neurologische Symptome infolge eines Schlaganfalls können u.a. Aphasie, Dysarthrie, Apraxie, Ataxie, Agnosie, Hemianopsie, Neglekt, räumliche Orientierungsstörung und Störung des Bewusstseins umfassen. Häufig kommt es auch zu halbseitiger Lähmung der Gesichtsmuskulatur, Schluckstörungen und Beeinträchtigungen kognitiver Funktionen. Hierbei sind vorrangig Aufmerksamkeit, Konzentration und Merkfähigkeit betroffen. Teilweise werden tiefgreifende Persönlichkeits- und Verhaltensänderungen beobachtet. Am häufigsten tritt eine Depression auf, die eine Wiedererlangung der Selbständigkeit verzögert.

Verglichen mit anderen Organen hat unser Gehirn einen sehr hohen Bedarf an Sauerstoff und Glukose. Damit es arbeiten kann, muss eine vollständige und permanente Durchblutung aller Hirnregionen gewährleistet sein. Unterbrechung dieser Blutzufuhr kann zu kurzzeitigen und reversiblen Beeinträchtigungen führen. Ein völliger Ausfall der Hirndurchblutung hat binnen 10 Sekunden Bewusstlosigkeit und nach 7-10 Minuten eine irreversible Schädigung des Gehirns bzw. den Tod zur Folge. Daher muss jeder Schlaganfall als medizinischer Notfall betrachtet werden: „time is brain“. Für das Überleben entscheidend ist eine möglichst umgehende Notfallversorgung mit raschem Transport in eine entsprechend ausgerüstete Intensivstation. Die Akuttherapie muss innerhalb der ersten Stunden eingeleitet und durchgeführt werden. Speziell hierfür wurden sogenannte Stroke Units eingerichtet, was zur Verbesserung wesentlicher prognostischer Parameter führt und die Letalität nach einem Schlaganfall deutlich vermindert (Ringelstein, 1999; Diener & Weimar, 2006). Im Rehabilitationsprozess, der nach Möglichkeit bereits in den ersten Wochen eingeleitet werden sollte, kommen einerseits übenden Verfahren wie Physio- und Ergotherapie, Logopädie sowie

neuropsychologische Therapieansätze und auf der anderen Seite physikalische und pharmakologische Interventionen zum Einsatz, die neben der Wiederherstellung der Funktionen (motorische, sensorische, sprachliche und neuropsychologische), dem Erlernen von Kompensationsstrategien und der Anpassung von Hilfsmitteln die plastischen Eigenschaften unseres zentralen Nervensystems ausnutzen.

1.2 Neurophysiologische Grundlagen der Rehabilitation

„Wenn das Gehirn des Menschen so einfach wäre, dass wir es verstehen könnten, dann wären wir so dumm, dass wir es doch nicht verstehen würden.“

(Jostein Gaarder)

In den letzten Jahren ist deutlich geworden, dass auch im erwachsenen Gehirn die neuronalen Verbindungen situationsbedingten Veränderungen unterliegen. Diese treten bei Lernvorgängen, bei Regenerationsprozessen nach Verletzungen oder bei altersbedingten Degenerationserscheinungen auf und werden häufig unter dem Stichwort **neuronale Plastizität** zusammengefasst (für Übersichten: Buonomano & Merzenich, 1998; Gerloff et al., 1996; Rossini & Pauri, 2000; Kujala et al., 2000; Münte et al., 2001, 2002). Unter neurowissenschaftlichen Gesichtspunkten sind die ihr zugrunde liegenden Mechanismen von großer Bedeutung für die Einsicht in die Organisation fundamentaler Leistungen unseres Gehirns. Im klinischen Bereich wecken sie ein besonderes Interesse, weil man hier die Grundlagen für die Erholung von Funktionsstörungen infolge von Hirnläsionen, insbesondere nach einem Schlaganfall, vermutet. Nach heutigem Wissen können die Reorganisationsprozesse im Gehirn aus neurobiologischer Sicht auf Änderungen der synaptischen Übertragungseffizienz, Aktivierung stillgelegter Synapsen oder auf Neubildung und Abbau von Synapsen in bestimmten Regelkreisen beruhen. Es wurden die folgenden klassischen Theorien zur neuronalen Plastizität entwickelt (hierzu Mauritz, 1994), die einander nicht ausschließen: (1) die Vikariationstheorie mit der Übernahme der Funktionen des geschädigten Hirngebietes durch andere, ursprünglich nicht involvierte Bereiche, (2) die Redundanztheorie, nach der die Wiederherstellung auf nicht betroffene Gebiete zurückzuführen ist, die im Sinne einer verteilten Funktion wirksam werden, (3) die Substitutionstheorie, die das Erlernen neuer Verhaltensstrategien zur Kompensation beinhaltet sowie (4) die Auflösung der Diaschisis, wonach der vorübergehende „Stillstand“ der Funktionen in mit der Läsionsstelle verbundenen und durch den Schlaganfall vorübergehend

gehemmten und dadurch funktionslosen Hirngebieten aufgehoben wird. Funktionell bildgebende Verfahren, insbesondere die funktionelle Magnetresonanztomographie (fMRT), Positronenemissionstomographie (PET) und transkranielle Magnetstimulation (TMS) haben entscheidend das Verständnis der physiologischen Vorgänge während der Reorganisation nach Läsionen des zentralen und peripheren Nervensystems beeinflusst (Dettmers et al., 1996).

Für motorische Funktionen ist kortikale neuronale Plastizität auf verschiedenen Ebenen nachgewiesen worden. Erste Belege hierfür lieferten tierexperimentelle Arbeiten. So führten Nudo et al. (1996) bei Tieren einen Versuch zum motorischen Lernen mit Hilfe intrakortikaler Mikrostimulation durch. Diese Studie zeigte, dass sich die kortikale Repräsentation abhängig von der Nutzung entsprechender Glieder veränderte bzw. anpasste (hierzu auch Jenkins et al., 1990). Zu einem vergleichbaren Ergebnis kamen Karni und Kollegen (1995) in einem Experiment, welches sich der funktionellen Magnetresonanztomographie bediente und lokale kortikale Veränderungen im adulten Motorkortex des Menschen als Ergebnis eines motorischen Langzeittrainings nachwies.

Gebrauchsabhängige kortikale Plastizität wurde auch in weiteren Humanstudien nachgewiesen. So demonstrierten Elbert und Kollegen (1995, 1998) dass sich die somatosensorische Repräsentation der Fingerkuppen der linken Hand bei Geigenspielern aufgrund des jahrelangen Trainings vergrößerte. Des Weiteren wurde über die Reorganisation der beim Braille-Lesen eingesetzten Finger blinder Menschen berichtet (Sterr et al., 1998).

Seitz und Kollegen (1995) fanden in einer PET-Studie kortikale Reorganisation im primären motorischen Kortex des Menschen, die durch Hirnläsionen verursacht wurde. Eine neuere Studie zeigte, dass ein dreiwöchiges passives Training der betroffenen Extremität bei hemiplegischen Patienten in den ersten zwei Monaten nach Schlaganfall zur Reorganisation des sensomotorischen Kortex führte (Nelles et al., 1999). Plastizitätsbedingte Veränderungen der neuronalen Verschaltung, mittels transkranieller Magnetstimulation untersucht, wurden bei erfolgreicher Therapie motorischer Funktionen bei Patienten im chronischen Stadium der Schlaganfallerkrankung postuliert (Liepert et al., 1998, 2000; Liepert, 2006; Classen et al., 1998; Taub et al., 2002; Elbert et al., 2003). Zahlreiche weitere Untersuchungen sind bei Sanes und Donoghue (2000) aufgeführt.

Die oben exemplarisch genannten Studien deuten darauf hin, dass die funktionelle Reorganisation des motorischen Kortex sowohl als Folge einer Läsion im zentralen oder peripheren Nervensystem als auch infolge motorischen Trainings stattfindet.

Neben den übungsbedingten plastischen Veränderungen im motorischen Kortex selbst scheinen aber auch systemübergreifende plastische Veränderungen zum Erwerb motorischer Fähigkeiten beizutragen. Wesentlicher Ausgangspunkt sind Befunde von Bangert und Kollegen (2001, 2003) zur sensomotorischen Integration beim Erlernen des Klavierspiels. Musikalischen Laien wurde über 20 Tage hinweg das Spielen einfacher Melodien auf dem Klavier beigebracht. An mehreren Zeitpunkten während dieses Trainings wurde die hirnelektrische Aktivität mithilfe des sogenannten Gleichspannungs-EEG (DC-EEG) untersucht. Hierbei wurden folgende Bedingungen analysiert: (a) Hören des Musikstücks, (b) Musizieren des Stückes auf einem stummem Klavier. Die Hirnpotentialmuster für die beiden Bedingungen waren am Anfang des Trainings unterschiedlich, wohingegen sich bereits nach 20 Trainingsminuten eine Ko-Aktivierung der jeweiligen Hirnregionen zeigte. Nach wenigen Tagen des Übens waren die Hirnpotentialmuster weitgehend aneinander angenähert (Abbildung 1).

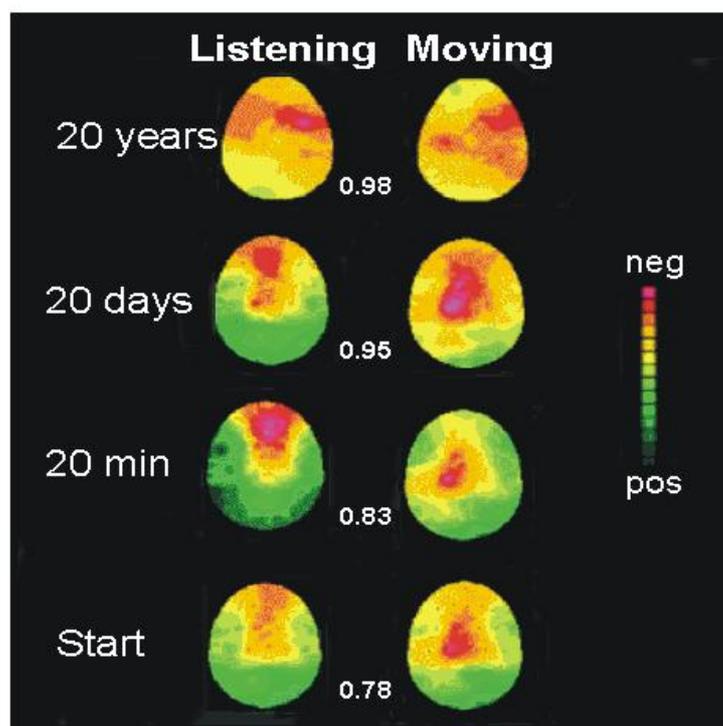


Abb. 1: Darstellung der Veränderungen der Hirnpotentialmuster (DC-Aktivierungsmuster) über den Trainingsverlauf. Nach 20 Tagen kommt es beim reinen Hören zu einer Aktivierung der Handareale links zentral. Die zwischen den beiden Karten angegebene Zahl gibt das Ausmaß der Ähnlichkeit der beiden topographischen Verteilungen wieder, wobei ein Wert von 1,0 für identische Karten erhalten werden würde.

Eine fast vollständige Identität der Hirnpotentialmuster beim Hören und Musizieren ergab sich schließlich bei professionellen Pianisten mit langjähriger Spielerfahrung. Diese Befunde sprechen dafür, dass es beim Üben zu einer auditiv-sensomotorischen Integration gekommen ist, also zu einer automatischen Zusammenschaltung von auditorischen (auditiv-sensorischen) und motorischen neuronalen Netzwerken, deren Grundlage die synaptische Plastizität ist (vgl. Bangert et al., 2006b).

Bisher ist die Bedeutung der sensomotorischen Integration für den Wiedererwerb von Fähigkeiten während der neurologischen Rehabilitation kaum untersucht. Hummelsheim (1998) prüfte die Hypothese, dass die sensomotorische Kopplung ein gewichtiger Faktor für die motorische Erholung und das motorische Lernen bei Patienten mit zentralen Paresen darstellt. Hierbei untersuchte er bei Patienten nach Schlaganfall den Einfluss einer reinen, d.h. nicht an eine Willkürbewegung gekoppelten, elektrischen Muskelstimulation und stellte fest, dass sich die motorischen Leistungsparameter der oberen Extremität nicht verbesserten. Für den Erfolg der motorischen Rehabilitation muss demnach eine Afferenz-Efferenz-Kopplung stattfinden, d.h. es ist erforderlich, dass die sensible Afferenz aus einem sich bewegenden Gliedmaßenabschnitt auf aktive, an der Bewegungsausführung mitwirkende Neuronenpopulationen der Hirnrinde trifft.

Die Möglichkeiten, über eine über das Medium Musik herbeigeführte sensomotorische Kopplung die Rehabilitation motorischer Funktionen nach Schlaganfall zu unterstützen und zu objektivieren sind bisher nicht genutzt worden.

1.3 Motorische Funktionsstörungen nach Schlaganfall und deren Rehabilitation

„Man hilft den Menschen nicht, wenn man etwas für sie tut, was sie selbst tun könnten.“

(Abraham Lincoln)

Motorische Defizite sind die mit Abstand auffälligsten Symptome und kommen bei ca. 90 % der Schlaganfallpatienten vor. Hierbei können die Schlaganfälle an unterschiedlichen Stellen des motorischen Systems lokalisiert sein (z.B. kortikal in der primären Motorregion oder in der inneren Kapsel). Bedeutsam ist auch, dass Patienten mit ähnlichem Schlaganfallmuster eine unterschiedliche Erholung der motorischen Funktionen zeigen können. Bei manchen Betroffenen ist eine rasche Erholung mit vollständiger Restitution zu beobachten, während andere Patienten bleibende motorische Defizite aufweisen. Lediglich 5 % der Patienten

können ihre Arme, Hände und Finger wieder uneingeschränkt einsetzen. Bei 20 % der Betroffenen kehrt keinerlei Arm- bzw. Handfunktion zurück. Etwa 75 % der hemiparetischen Patienten werden gehfähig, während 25 % auf den Rollstuhl angewiesen oder bettlägerig bleiben. Der größte Umfang der Rückbildung kann in den ersten 12 Wochen erwartet werden. Bei mittelschwer und schwer beeinträchtigten Patienten geht man jedoch von einer Rückbildungsphase von mehreren Monaten, in Einzelfällen bis hin zu Jahren, aus.

Die Mechanismen, die zur Funktionsrestitution führen, sind nicht geklärt, und doch steht fest, dass gerade die obere Extremität einen besonderen Stellenwert in der Rehabilitation einnehmen sollte. Ohne Zweifel steht die Mobilität (das Gehen) für den Patienten an erster Stelle, und dennoch ist die Funktionswiederherstellung der oberen Extremität, wie oben in den Zahlen ersichtlich, ein weiter, steiniger und teilweise erfolgloser Weg. Hinzu kommt, dass die Erholung proximaler Bewegungen der oberen Extremität (Schulter, Arm) im Allgemeinen erfolgsversprechender ist als die Verbesserung der distalen (Hand, Handgelenk, Finger), was wiederum mit der Organisation bzw. Lokalisation (somatotopie Gliederung des motorischen Kortex) der oberen Extremität im Gehirn zusammenhängt.

Nach Hummelsheim (1994) lassen sich motorische Störungen nach Schlaganfall als Minus- und Plusphänomene beschreiben (siehe auch Jackson, 1958; Landau, 1980). Diese treten in der Regel nicht zeitgleich, jedoch gemeinsam auf. Unterschiedliche pathophysiologische Ursachen liegen ihnen zu Grunde. Zu den Minusphänomenen zählt das augenfälligste und für die Patienten beeinträchtigendste Symptom, die zentrale *Parese*. Diese kann sich je nach Läsionsgebiet als Monoparese, Hemiparese, Tetraparese und auch als Paraparese äußern. Zentrale Paresen treten infolge von Störungen des ersten motorischen Neurons auf. Sie zeigen sich in der Unfähigkeit, maximale Kraft zu produzieren, in einer Beeinträchtigung unabhängiger Fingerbewegungen und in einem Defizit bei der Generierung rascher ballistischer Einzel- oder Wechselbewegungen. Bedeutsam für den Zusammenhang ist auch, dass es bei der Parese zu partiellen Lähmungen bzw. Ausfällen von Muskeln kommt, während man bei einer vollständigen Lähmung von einer Plegie spricht. Die Hemiparese bzw. -plegie, bei der die Muskulatur einer Körperseite gelähmt ist, gilt als eine der häufigsten motorischen Störungen als Folge eines Schlaganfalls. Hierbei sind motorische und sensible Ausfälle (z.B. Erlöschen der sensiblen Wahrnehmung, Verminderung oder Aufhebung der Berührungs-, Temperatur- und Schmerzempfindung) häufig kombiniert. Unter Plusphänomenen versteht man den vermehrten muskulären Widerstand bei passiver Bewegung, gesteigerte Eigenreflexe und die Auslösbarkeit pathologischer Reflexe, z.B. des Babinski-Reflexes. Ursache der

pathologischen Steigerung des Muskeltonus (*Spastik*) ist eine Störung des Zusammenspiels von inhibitorischen und exzitatorischen Impulsen, die für die Erregung des motorischen Neurons verantwortlich sind. Der spastisch verkürzte Muskel wirkt wie eine angezogene Handbremse, die der Willkürbewegung einen Widerstand entgegensetzt, was einen erheblich größeren Kraftaufwand verbunden mit Schmerzen bedeutet. So führen Muskelkontraktionen als Folge einer Bewegung zu erheblichen Koordinationsstörungen. Auch *unwillkürliche symmetrische Bewegungen*, die bei einseitigen Willkürbewegungen gleichzeitig auf der gegenüberliegenden Körperseite auftreten, sind keine Seltenheit im motorischen Störungsbild. Diese sogenannten *Spiegelbewegungen* treten großteils an distalen Muskeln der oberen Extremität auf. Beispielsweise kommt es beim Faustschluss der rechten Hand auch zum Schließen der linken Faust. Neben den Spiegelbewegungen treten auch *Assoziationsbewegungen* auf, die als unwillkürliche Mitbewegungen auf derselben Körperseite gleichzeitig zu der Willkürbewegung auftreten. Z.B. kann die willkürliche Beugebewegung des Daumens eine unwillkürliche Mitbewegung aller Fingerbeuger derselben Hand bewirken. Zusammenfassend führen Plus- und Minusphänomene zu einer Störung der Willkürbewegung.

Motorische Funktionsstörungen beeinträchtigen die Selbständigkeit des Betroffenen außerordentlich. Sie haben daher in der Rehabilitation einen besonderen Stellenwert. Die Therapie in allen Phasen der Rehabilitation hat das Ziel, alltagsrelevante Funktionen zu verbessern und die Teilnahme am sozialen Leben zu ermöglichen. Da im Rahmen der vorliegenden Arbeit motorische Funktionsstörungen der oberen Extremität in Form einer zentralen Parese von entscheidender Bedeutung sind, werden im Anschluss lediglich Konzepte angesprochen, die auch in der Rehabilitation dieser angewandt werden.

Zu den traditionellen und bislang verbreiteten Anwendungen zählen neben den nachfolgend beschriebenen physio- und ergotherapeutischen Konzepten auch physikalische¹ sowie pharmakologische² Ansätze.

¹ Die physikalische Therapie stellt Methoden (Elektro-, Ultraschalltherapie, Wärme- und Kälteapplikation, Massagen, Bäder und Güsse) zur Verfügung, die die neurologische Rehabilitation begleiten und unterstützen. Häufig sind ihre Methoden geeignet, Begleiterkrankungen wie z.B. Arthrosen oder Begleitsymptome des Schlaganfalls wie die Schulterluxation zu behandeln. Besondere Bedeutung verdient wegen ihrer Bedeutung beim Schlaganfall die Lymphdrainage.

² Durch die Pharmakotherapie versucht man, die pathologische Steigerung des Muskeltonus durch den Einsatz von Medikamenten zu reduzieren (u.a. Woldag & Hummelsheim, 2006). Die medikamentöse Behandlung wird großteils in Kombination mit physiotherapeutischer Behandlung eingesetzt.

Die krankengymnastische Therapie, auch *Physiotherapie* genannt, orientiert sich an neurophysiologischen Erkenntnissen und nutzt Faszilitations- und/oder Inhibitionsmechanismen. Solche krankengymnastischen Methoden sind z.B. die Bobath-Methode, die Brunnstrom-Methode, die propriozeptive neuromuskuläre Faszilitation (PNF) und die Vojta-Methode (Hummelsheim & Mauritz, 1993). Gemeinsames Behandlungsziel ist die Wiederherstellung eines möglichst umfassenden motorischen Repertoires, wobei jede einzelne Methode in der angewandten Technik variiert. Während Fazilitationstechniken auf eine verbesserte Auslösbarkeit von Willkürbewegungen bei schwachen Muskeln abzielen, sollen Inhibitionstechniken den spastischen Hypertonus vermindern.

In der *Ergotherapie* werden dem Patienten insbesondere Aktivitäten und Fähigkeiten des alltäglichen Lebens nahegebracht. Die Ansätze des Patienten werden unterstützt und systematisch geübt. Hierzu gehören z.B. Wasch- und Anziehtraining, Ess- und Kochtraining, Linkshändertraining, in Einzel- oder Gruppensitzungen. Besondere Verfahren sind darüber hinaus Sensibilitäts- und Wahrnehmungstraining wie die Affolter-Methode und die Perfetti-Methode (Hummelsheim, 1996). Weitere Bereiche, in denen die Ergotherapie eine Rolle spielt, sind die Auswahl und Anpassung von Hilfsmitteln sowie die Beratung des Patienten zur Wohnraumgestaltung.

Die traditionellen therapeutischen Konzepte sind weit verbreitet; jedoch muss kritisch angemerkt werden, dass ein schlüssiger Nachweis ihrer Wirksamkeit nicht vorliegt (Woldag & Hummelsheim, 2002). Insbesondere kann keines dieser Konzepte für sich in Anspruch nehmen, einem anderen überlegen zu sein (Dickstein et al., 1986; Logigian et al., 1983; Stern et al., 1970; Basmajian et al., 1987; Wagenaar et al., 1990; Sunderland et al., 1994; Ernst, 1990). Lincoln und Kollegen (1999) wiesen für das Bobath-Konzept nach, dass es weder eine Dosis-Wirkungs-Beziehung noch einen Einfluss der persönlichen Expertise des Therapeuten auf das funktionelle Outcome gibt (hierzu auch Parry et al., 1999). Darüber hinaus konnte gezeigt werden, dass aktiv übende Ansätze, die die Grundprinzipien motorischen Lernens (siehe Tabelle 1) ausdrücklich berücksichtigen, dem Bobath-Konzept überlegen sind (Langhammer & Stanghelle, 2000). Des Weiteren besteht eine große Gefahr darin, dass Patienten nicht zuletzt durch einige ergotherapeutische Konzepte (Kompensationstechniken) lernen, die Selbständigkeit im Alltagsleben bzw. alltagsrelevante Bewegungsabfolgen mit ihrer gesunden Extremität einzuüben, so dass die kranke Extremität durch ihre Vernachlässigung einen zusätzlichen Nachteil erleidet (siehe hierzu die weiter unten

geschilderten Überlegungen von Taub). Neben Kompensationsbewegungen werden in der Ergotherapie häufig technische Hilfsmittel verwendet, auf deren Nutzung die Patienten trainiert werden. Aktuelle Studien zeigen, dass innovative Behandlungstechniken mit aktivem aufgabenorientierten Bewegungstraining und hoher Trainingsintensität den traditionellen Behandlungen überlegen sind (z.B. van der Lee et al., 1999).

In den letzten Jahren wurden, wie im vorherigen Abschnitt bereits angesprochen, bedeutende Erkenntnisse über das motorische Lernen und die Wiedererlangung motorischer Funktionen im Hinblick auf die Förderung der neuronalen Plastizität gewonnen. Die Grundprinzipien des motorischen Lernens wurden von Woldag und Hummelsheim (2006) zusammengefasst. Dieses Wissen wurde in entsprechende therapeutische Strategien integriert, deren Wirksamkeit wiederum kontrollierte Studien belegen (siehe Tabelle 1).

Tab. 1: Grundprinzipien des motorischen Lernens.

Grundprinzip	Moderne Therapieansätze
Repetitives aktives Üben einfacher Bewegungen	<i>Bewegungsinduktionstherapie nach Taub</i> (Taub et al., 1993; Bauder et al., 2001) <i>Armfähigkeitstraining</i> (Platz et al., 2001) <i>Roboterassistierte Therapie</i> (z.B. Volpe et al., 2000; Lum et al., 2002) <i>Mentales Training</i> (z.B. Yue & Cole, 1992; Jackson et al., 2001; Pascual-Leone et al., 1995) <i>EMG-getriggerte elektrische Muskelstimulation</i> (z.B. Hummelsheim et al., 1996; Mokrusch, 1997) <i>repetitives sensomotorisches Handtraining</i> (Bütefisch et al., 1995; Hummelsheim, 1998)
Anpassung der Leistungsanforderung an den funktionellen Fortschritt des Patienten (Shaping) und Training an der individuellen Leistungsgrenze	<i>Bewegungsinduktionstherapie nach Taub</i> (Taub et al., 1993; Bauder et al., 2001) <i>Armfähigkeitstraining</i> (Platz et al., 2001) <i>repetitives sensomotorisches Handtraining</i> (Bütefisch et al., 1995; Hummelsheim, 1998)

Fortsetzung Tab. 1: Grundprinzipien des motorischen Lernens.

Grundprinzip	Moderne Therapieansätze
Aufgabenspezifische und zielgerichtete Anforderungen an den Patienten	<i>Bewegungsinduktionstherapie nach Taub</i> (Taub et al., 1993; Bauder et al., 2001) <i>Armfähigkeitstraining</i> (Platz et al., 2001) <i>repetitives sensomotorisches Handtraining</i> (Bütefisch et al., 1995; Hummelsheim, 1998)
Einbindung der Trainingselemente in alltagsrelevante motorische Leistungen	<i>Armfähigkeitstraining</i> (Platz et al., 2001) <i>Bewegungsinduktionstherapie nach Taub</i> (Taub et al., 1993; Bauder et al., 2001)

Im Folgenden werden einige vielversprechende Ansätze kurz vorgestellt. Auf die Bewegungsinduktionstherapie nach Taub et al. (1993) wird genauer eingegangen.

Der im amerikanischen Sprachraum unter dem Namen Constraint-induced Movement Therapy (CIMT) bekannte Ansatz wird in Deutschland entsprechend *Bewegungsinduktionstherapie nach Taub* oder Taubsches Training (Taub et al., 1993) benannt. Ausgehend vom Modell des „Gelernten Nichtgebrauchs“³ (Taub, 1980) und seiner Überwindung wurde ein Training für Patienten nach Hirnschädigung entwickelt, das kompensatorische Bewegungen der weniger beeinträchtigten beziehungsweise gesunden Extremität verhindert (constraint) und ein in der Schwierigkeit gestuftes repetitives motorisches Funktionstraining für die betroffene Extremität vorsieht. Damit es zu einem Umlernverhalten kommt, wird nach Taub (Taub et al., 1993; hierzu auch Bauder et al., 2001) der gesunde Arm des Patienten für 90 % des Tages über einen Zeitraum von 12 aufeinanderfolgenden Tagen in eine Schlinge oder Handschiene gelegt und fixiert. Parallel hierzu wird die betroffene Gliedmaße in einem intensiven 6-stündigen täglichen Training über 8 Tage mit motorischen Aufgaben geübt. Bei der Durchführung der Aufgaben werden Shapingprinzipien angewandt, indem schrittweise und systematisch mit sukzessiver positiver Verstärkung vorgegangen wird. Mehrere Studien konnten zeigen, dass durch das Taubsche Training selbst bei chronischen Schlaganfallpatienten funktionelle Verbesserungen erzielt wurden (Wolf et al., 1989; Taub et al., 1993, 1999; Miltner et al., 1999). In einer Arbeit von

³ Der Patient lernt in der frühen Phase nach Hirnschädigung, die meisten Verrichtungen des täglichen Lebens mit dem gesunden Arm zu erledigen und später, selbst nach partieller oder umfassender Erholung der Funktion des betroffenen Armes, diesen nicht einzusetzen.

Sterr und Kollegen (2002) wurde die Effektivität des Taubschen Trainings mit 6-stündiger gegenüber dem Taubschen Training mit 3-stündiger aktiver Therapiezeit untersucht, während die Immobilisation des gesunden Armes gleich blieb, nämlich 90 % der Wachstunden. In beiden Trainingsgruppen zeigte sich eine signifikante funktionelle Verbesserung, wobei die Gruppe mit 6-stündigem Training deutlich stärker profitierte. Schlussfolgernd daraus scheint die Immobilisation des gesunden Armes eine eher untergeordnete Rolle zu spielen und das aktive repetitive Training entscheidend zu sein. Daraufhin wurde in einer Nachfolgestudie der Arbeitsgruppe (Sterr & Freivogel, 2003) auf die mechanische Restriktion der gesunden Extremität vollständig verzichtet und lediglich ein 90-minütiges Training mit steigenden Anforderungen für die betroffene Hand durchgeführt, welches mit einer täglich stattfindenden 90-minütigen Ergotherapie verglichen wurde. Das aktive repetitive Training war der 90-minütigen Ergotherapie deutlich überlegen. Van der Lee (2001) unterzog die Arbeiten von Taub et al. (1993), van der Lee et al. (1999) und Dromerick et al. (2000) einer systematischen Durchsicht und postulierte, dass die Wirksamkeit des Taubschen Trainings auf der Trainingsintensität beruht. Nachuntersuchungen zeigten, dass das erlernte Verhalten von Patienten langfristig aufrechterhalten werden konnte; die relative Verbesserung wurde auch noch 2 Jahre nach dem Training festgestellt (Taub et al., 1993; Kunkel et al., 1999; Miltner et al., 1999). Zudem ergaben sich, wie oben angedeutet, Hinweise auf trainingsinduzierte kortikale Reorganisation bei chronischen Schlaganfallpatienten infolge des Taubschen Trainings (Kopp et al., 1999; Liepert et al., 1998, 2000; Wittenberg et al., 1999, 2000).

Nachteilig an dem Taubschen Konzept ist, dass die Patienten ausreichend gehfähig und frei von Gleichgewichtsstörungen sein müssen. Des Weiteren fällt es Patienten nachweislich schwer, die Immobilisation ihres gesunden Armes zu akzeptieren. In den meisten Fällen lässt sich ein 6-stündiges Training nicht realisieren. Des Weiteren haben Wagenaar und Kollegen (1990) beschrieben, dass ein Transfer des Trainingseffektes vom Labor in den Alltag des Patienten limitiert zu sein scheint und ein verstärkter Trainingsfokus auf die Aktivitäten des täglichen Lebens zu setzen sei (hierzu auch van der Lee et al., 1999; van der Lee, 2001; van Peppen et al., 2004).

Das *Armfähigkeitstraining* wurde entwickelt, um speziell die Armfunktionsstörungen von Schlaganfall- und Schädel-Hirn-Trauma-Patienten mit leicht- bis mittelgradigen Armparesen zu mindern. Basierend auf Voruntersuchungen zu funktionellen Konsequenzen der leichtgradigen zentralen Armparese (Platz et al., 1994, 1999) wurde das Training so konzipiert, dass verschiedene motorische Fähigkeiten des Armes, die sich bei gesunden

Menschen als wesentlich für die motorische Leistung erwiesen haben, beübt werden: Armruhe, Finger- und Handgeschwindigkeit, Manipulationsfähigkeit der Finger und der Hand, Zielfähigkeit, Bewegungspräzision. Unter Berücksichtigung dieser grundlegenden Fähigkeiten wurden 8 unterschiedliche Aufgaben definiert, die mit den Patienten repetitiv trainiert werden. Schwere und Größe der zu manipulierenden Gegenstände sowie die Anzahl der Repetitionen sind an die individuelle Leistungsfähigkeit der Patienten anpassbar. Das Fähigkeitstraining wurde so konzipiert, dass ein Transfer der im Training erreichten motorischen Verbesserungen in den Alltag gefördert wird. Die Effektivität dieses Ansatzes konnte in einer randomisierten, kontrollierten Studie belegt werden. Außerdem zeigte sich auch in einer Nachuntersuchung ein Jahr später ein Langzeiteffekt des Armfähigkeitstrainings (Platz, 2003).

Neben dem repetitiven Element, dem Einsatz von Shapingtechniken und der Arbeit mit dem Patienten an seiner individuellen Leistungsgrenze wurde der Einsatz von programmierbaren mechanischen Hilfen („robotic devices“) postuliert, auch im Hinblick darauf, die einzelnen Therapieelemente bzw. Grundprinzipien des motorischen Lernens durch den Einsatz der Maschinen intensivieren zu können. Dieses Verfahren, auch *roboterassistierte Therapie* genannt, zielt darauf ab, durch Interaktion zwischen Mensch und Maschine die Hand des Therapeuten zu simulieren und den schweren paretischen Arm durch die Maschine führen zu lassen sowie bei vorhandener Restfunktion den Patienten im Sinne eines sensomotorisch repetitiven Trainings bestimmte zielgerichtete Bewegungen gegen einen regelbaren Widerstand durchführen zu lassen. Ein Wirksamkeitsnachweis der roboterassistierten Therapie erfolgte (1) gegen ein Plazebotraining (Aisen et al., 1997; Volpe et al., 2000), (2) gegen eine konventionelle Therapie nach dem Bobath-Konzept (Lum et al., 2002) und (3) in einem Prä-Post-Vergleich (Fasoli et al., 2004; Hesse et al., 2003). Nach der Therapie zeigten sich u.a. motorische Funktionsverbesserungen von Schulter- und Ellbogengelenk; nach 6 Monaten war ein Effekt für die Alltagskompetenz nachweisbar (Volpe et al., 2000; Lum et al., 2002). In einer Übersichtsarbeit von Woldag und Hummelsheim (2006) wird auf die unterschiedliche Komplexität der eingesetzten Maschinen und der damit verbundenen Freiheitsgrade und Variationsmöglichkeiten eingegangen; dennoch sehen die Autoren ein gemeinsames Element der verschiedenen Formen der roboterassistierten Therapie – die Durchführung einer aktiven, repetitiven, zielgerichteten und im Schwierigkeitsgrad ansteigende Bewegung der betroffenen Extremität.

Eine Behandlungsmethode, die ebenfalls zu den jüngeren Therapieverfahren zählt, ist die *EMG⁴-gesteuerte Elektrostimulation* (auch EMG-initiierte oder EMG-getriggerte elektrische Muskelstimulation genannt). Sie wurde von Hummelsheim et al. (1996) und Mokrusch (1997) untersucht. Das Verfahren entspricht einer Kombinationstherapie aus Niederfrequenz-Myostimulation, (Bio-)Feedback-Verfahren und repetitiver Bewegungstherapie. Über ein EMG-Gerät wird mittels Oberflächenelektroden die aktive Muskelaktivität gemessen. Dabei wird die Kontraktionskraft ermittelt, die der Patient sicher und ohne Auslösung assoziierter Reaktionen aufbringen kann. Auf diese Höhe wird die Schwelle des Stimulators eingestellt. Bei jeder aktiven Innervation wird dann automatisch mit Erreichen dieses Wertes die Elektrostimulation ausgelöst, die die Bewegung dann vollendet. Für diesen Ansatz liegt ein Wirksamkeitsnachweis vor (Hummelsheim et al., 1996); die Ergebnisse zeigten eine signifikante Spastikreduktion sowie eine deutliche Verbesserung der Willküraktivität. Einen Effekt auf funktionell relevante Bewegungsparameter hatte dieser Ansatz jedoch nicht (Hummelsheim et al., 1997). Es konnte aber eindeutig belegt werden, dass die EMG-getriggerte Muskelstimulation gegenüber einer reinen elektrischen Muskelstimulation ohne Willkürkontraktion überlegen ist (Hummelsheim et al., 1997). Es ist zu vermuten, dass der entscheidende Unterschied zur konventionellen Elektrostimulation darauf beruht, dass es bei der EMG-getriggerten Muskelstimulation zu einer Kopplung von motorischer Aktivität mit verstärkter sensorischer Rückmeldung kommt – ein Vorgang, der als grundlegend für motorisches Lernen angesehen wird.

Grundlage des *mentalen Trainings* ist die gezielte Vorstellung sensomotorischer Fertigkeiten zum Erlernen komplexer motorischer Bewegungsabläufe. Hierbei stellt sich der Patient wiederholt die zu erlernenden Bewegungsabläufe in allen Einzelheiten vor, ohne dass es zu einer willkürlichen Bewegung kommt (Woldag & Hummelsheim, 2006). Die Repräsentation der spezifischen Aktion wird intern im Arbeitsgedächtnis wiederhergestellt. Mit dem Ziel der Verbesserung der motorischen Abläufe wird durch mentales Vorstellen und Üben eine motorische Aufgabe intern stetig wiederholt. In den Sportwissenschaften sind immer wieder Verfahren beschrieben worden, die durch mentales Training ohne direkte Bewegungsausführung motorische Programme verbessern konnten. Bei Gesunden konnte ein funktioneller Effekt des mentalen Trainings beispielsweise im Hinblick auf das Erlernen neuer feinmotorischer Aufgaben und auf die Exaktheit von Bewegungen nachgewiesen

⁴ Die Elektromyographie EMG (griechisch: mys = Muskel) ist eine neurophysiologische Standardmethode, bei der die elektrische Muskelaktivität gemessen wird.

werden (Pascual-Leone et al., 1995). In der Arbeit von Yue und Cole (1992) wird postuliert, dass das aktive motorische Training der wiederholten mentalen Übung hinsichtlich der Effektivität überlegen ist. Bedeutsam ist jedoch der Einsatz dieses Konzeptes als zusätzliches Element in der Rehabilitation der motorischen Funktionen (z.B. gekoppelt mit EMG-getriggelter Muskelstimulation). Jackson und Kollegen (2001) untersuchten in einer Übersichtsstudie die Rolle des mentalen Vorstellens und mentalen Trainings in der Neurorehabilitation und kamen zu dem Ergebnis, dass zwar diverse Forschergruppen diesen Ansatz als therapeutisches Werkzeug vorschlugen, jedoch Beweise für die Effektivität in der Rehabilitation nach einer neurologischen Erkrankung derzeit noch ausstehen.

Beim *repetitiven sensomotorischen Handtraining* (Bütefisch et al., 1995; Hummelsheim, 1998) wird eine einfache willkürliche Bewegung der Hand z.B. Dorsalextension oder Faustschluss möglichst häufig wiederholt. Dabei werden zunächst Bewegungen geübt, die dem Patienten bereits willkürlich möglich sind. Die Anforderungen werden an das Leistungsvermögen des Patienten schrittweise angepasst. Des Weiteren muss auch hier an der Leistungsgrenze des Patienten gearbeitet werden (Woldag & Hummelsheim, 2006). Nach dem Training wurde ein Zugewinn an aktiver Bewegungsfähigkeit und eine Verminderung der Spastizität dokumentiert (Bütefisch et al., 1995). Weitere Wirksamkeitsnachweise wurden von einer belgischen Arbeitsgruppe geliefert (Feys et al., 1998). Vergleichsweise führten Woldag und Kollegen (2003) eine Untersuchung durch, bei der ein repetitives Training komplexer Bewegungen von Arm und Hand ohne den Einsatz von oben genannten Shapingtechniken stattfand. Daraus resultierend war dieses Training einer konventionellen Behandlung nicht überlegen.

Neben den beispielhaft beschriebenen modernen Therapieansätzen bei Funktionsstörungen von Arm und Hand gibt es weitere Verfahren, wie das bilaterale rhythmisch-auditive Armtraining, auch BATRAC (bilateral arm training with rhythmic auditory cuing nach Luft et al., 2004; Whittall & Byl, 2004) genannt sowie die rhythmisch-auditive Stimulation (RAS nach Thaut et al., 2002). Diese Ansätze werden im nachfolgenden Abschnitt wegen ihrer Aktualität und ihrem Bezug zum Medium Musik näher erläutert.

1.4 Einsatz von Musik in der neurologischen Rehabilitation

„In jeder Note ist Hoffnung. In jeder musikalischen Phrase liegt Heilung, und Freude liegt in jedem Lied. Musik bietet eine Lösung für jeden Menschen; vielleicht auch für jede Krankheit.“

(Cathy Kunkel)

Die Geschichte der Musik ist untrennbar mit der Geschichte der Menschheit verbunden. Ein Leben ohne Musik kann sich kaum jemand vorstellen. Musik begleitet den Menschen von der vorgeburtlichen Zeit bis zum Ende seines Lebens. Kulturen ohne Musik hat es nie gegeben und wird es wohl auch nie geben. „Die Musik hat ihre eigene Kraft in sich. Musik ist eine Notwendigkeit für den Menschen, für seinen psychischen, aber auch seinen physischen Zustand. Musik hat Heilkraft für die Seele und den Körper. Musik eliminiert das Ablenkende und das Oberflächliche.“ (Rafael Kubelik, 1998).

Schon zu frühen Zeiten wurde versucht, Musik therapeutisch einzusetzen. Hierbei kam der Musik eine elementare Bedeutung zu. Sie diente als magisches Werkzeug zur Bewältigung von Naturkräften und zur Besänftigung von Dämonen und Göttern, aber auch zur Überwindung von Krankheiten und Tod. Die überlieferte Geschichte des Einsatzes von Musik zum therapeutischen Zweck beginnt im Alten Testament mit der Vertreibung des bösen Geistes, der über König Saul gekommen war, durch Davids Harfenspiel. Der Gebrauch von Musik in der Heilkunde wandelt sich mit den kulturellen Veränderungen durch die Jahrhunderte.

In den letzten Jahren hat der Einsatz von Musik in der neurologischen Rehabilitation zunehmend an Bedeutung gewonnen. 31,9 % der deutschen Neurorehabilitationskliniken bieten den Einsatz von Musik als erweitertes Therapieangebot an (Pöpel, 2004). Großteils fokussiert hier die Musiktherapie auf die emotionale Stabilisierung, Krankheitsbewältigung und Verbesserung der Lebensqualität im Rahmen des traditionellen psychotherapeutischen Konzepts *ohne systematische Untersuchungen bzw. wissenschaftlich fundierte Trainingsstrategien* nachweisen zu können. Meist handelt es sich in diesem Zusammenhang um Einzelfallstudien, wie im Folgenden kurz in einigen Beispielen dargestellt. Ein Ansatz von Purdie und Baldwin (1994) geht auf das geringe Selbstwertgefühl und die Bedeutung des Einsatzes von Musik in der Therapie ein, die sowohl dem Ausdruck als auch der Motivation dient. Erdonmez (1981) berichtet über die Rehabilitation eines 54-jährigen Pianisten nach

einem Schlaganfall und unterstreicht die Problematik von Gedächtnis- und Motivationsverlust ebenso wie die emotionalen Aspekte, sich abgelehnt zu fühlen und verzweifelt zu sein. Beggs (1991) beschreibt in einem Lebensrückblick einer 86-jährigen Amateurviolinistin, wie wichtig der Einsatz von Musik war, um eine Beziehung aufzubauen und Gefühle von Würde und Selbstwert zu entwickeln. Psychotherapeutische Musiktherapiemodelle werden bei emotionalen Erfahrungen von Schlaganfallpatienten wie z.B. Isolation, Frustration, Kontroll- und Unabhängigkeitsverlust, Depression und Angst eingesetzt (Jochims, 1995). McMaster (1991) stellt dar, wie Musiktherapie einer 40-jährigen Frau helfen konnte, die aufgrund eines Schlaganfalls mit Trauer und Verlust zurecht kommen musste. In diesem Fall richtet sich Musiktherapie an den emotionalen Ausdruck, an die Verbesserung des Selbstbildes und Copingfähigkeiten. Musiktherapie wird als Möglichkeit gesehen, soziale Interaktion, Eigenausdruck sowie Selbstwertgefühl zu verstärken, Kommunikation zu verbessern, Vertrauen und Motivation zu fördern und eine Möglichkeit für nicht auf Sprache basierende Interaktion und emotionalen Ausdruck zu bieten (Davis & Magee, 2001; Purdie & Baldwin, 1994; Purdie, 1997; Cohen & Masse, 1993).

Neben den oben dargestellten, wenig erprobten musiktherapeutischen Ansätzen sollen an dieser Stelle *wissenschaftlich fundierte Trainingsstrategien und Konzepte* vorgestellt werden, die unbedingt von den Einzelfallstudien abzugrenzen sind.

Ein bedeutendes Konzept, welches im Bereich der sensomotorischen Rehabilitation Anwendung findet und inzwischen international als Bestandteil von „Best practice standards for Stroke and Parkinson“ anerkannt ist, wurde in den 90er Jahren von Thaut entwickelt. Er spricht vom Konzept der „neurologischen Musiktherapie“ und meint damit „Musik als komplexe sensorische, stark mustergeprägte, temporal strukturierte Klangsprache“, die „das menschliche Gehirn parallel auf sensorischer, motorischer, perzeptiv-kognitiver und emotionaler Ebene“ anspricht und stimuliert sowie neuronale Vernetzungen in einer musikspezifischen Weise integriert. „Diese Stimulation kann durch gezielten Einsatz in therapeutischen Verfahren, die auf aktivem Üben beruhen, Verhaltens-, Verarbeitungs- und Wahrnehmungsprozesse im Patienten ansteuern und verändern“ (Thaut et al., 2004). Gerade motorische Einschränkungen nach Schlaganfall sind für die Betroffenen besonders schlimm, da sie oftmals ihre Gliedmaßen nicht mehr benutzen (können) und die Kontrolle über ihre Bewegungen und damit über sich selbst verlieren. Motorische Einschränkungen umfassen neben dem Verlust von Kraft und Kontrolle und dem Verlust von Unabhängigkeit auch unwillkürliche Bewegungen und verminderte Koordination. Für die Erholung motorischer

Funktionen durch den gezielten Einsatz von Musik gibt es wissenschaftliche Belege, wobei das Gangtraining nach Schlaganfall ein grundlegendes und wichtiges Element im rehabilitativen Prozess darstellt. Eine Studie von Thaut et al. (1997) untersuchte den Effekt von „neurologischer Musiktherapie“ in der Arbeit mit Schlaganfallpatienten bezüglich der Verbesserung des Gangbildes, der rhythmischen Organisation der Bewegung und der Koordination der oberen Extremitäten mit Hilfe von rhythmisch-auditiver Stimulation (RAS). Während eines sechswöchigen Gangtrainings konnte die Gruppe um Thaut zeigen, dass sich das hemiplegische Gangbild der Betroffenen durch den Einsatz der musikalischen Stimulation mit schrittweiser Erhöhung der Tempi (Schrittfrequenzen) im Vergleich zu einer Kontrollgruppe mit physiotherapeutischem Ansatz nach Bobath signifikant unterschied. Im Ergebnis konnte die Musiktrainingsgruppe gegenüber der Physiotherapiegruppe signifikant stärker die Ganggeschwindigkeit und auch die Schrittlänge verbessern. Weitere Wirkvorteile bestanden in der Erhöhung der Schrittfrequenz und der Schrittsymmetrie. Ein weiterer Ansatz von Schauer und Mauritz (2003) ist das musikalisch-motorische Feedback (MMF), das auf akustische Widerspiegelung des Gangbildes setzt. Hierbei steuert der Patient über Kontaktsensoren in den Schuhsohlen eine ihm vertraute Musik. Ein tragbarer MIDI-Sequencer produziert nur bei symmetrischem Gangbild eine gleichmäßig ablaufende Melodie. Die kontrollierte Verlaufsstudie ergab signifikante Verbesserungen der Schrittsymmetrie, der Schrittlänge und der Schrittgeschwindigkeit, vergleichbar mit den Ergebnissen der RAS-Studie. Der MMF-Therapieansatz spielt im klinischen Bereich bislang keine Rolle, was mit dem hohen technischen Aufwand zu begründen ist. Neben dem Gangtraining wird auch zunehmend nach evidenzbasierten musiktherapeutischen Anwendungen für die sensomotorische Rehabilitation der oberen Extremitäten gesucht. Großteils bedienen sich die Studien der rhythmisch-auditiven Stimulation (Thaut et al., 2002). Armbewegungen sind viel komplexer und folgen - anders als die zyklischen Bewegungen beim Gehen - keinem bestimmten rhythmischen Ablauf. Dennoch wirkt die rhythmisch-auditiver Stimulation neben dem repetitiven Effekt Thaut zufolge auch in diesem Fall: Versuchspersonen mit einer halbseitigen Lähmung bewegten ihre Hand zwischen zwei Schaltern in einem selbstgewählten gleichmäßigen Pendeln hin und her. Mit entsprechender Metronompulsation verbesserte sich die Stabilität aller räumlichen und zeitlichen Parameter der Bewegungssequenz sowie das Bewegungsausmaß einzelner Gelenke. Whittall und Kollegen (2000) stellen eine Studie vor, in der ein repetitives bilaterales Armtraining mit rhythmisch-auditiver Stimulation (BATRAC bilateral arm training with rhythmic auditory cueing) bei chronischen Schlaganfallpatienten mit Halbseitenlähmung durchgeführt wurde (hierzu auch Luft et al., 2004; Whittall & Byl,

2004). In einem sechswöchigen Training an einer bilateralen Armtraining-Maschine verbesserte sich die motorische Funktionsfähigkeit der betroffenen paretischen Extremität (Bewegungsausmaß, Geschwindigkeit der Bewegung).

Wie oben aufgeführt hat sich der Einsatz von Musik als Therapiemedium im Bereich der sensomotorischen Rehabilitation in einigen Studien als vielversprechend erwiesen. Speziell in Deutschland gibt es bis heute nur geringe Erfahrungen mit der Methodik und Didaktik sowie der Implementierung von musikgestützten sensomotorischen Behandlungsmethoden im neurologisch-rehabilitativen Kontext. Generell stellt deren Anwendung eine Ergänzung zu anderen Verfahren der sensomotorischen Rehabilitationsbehandlung (Ergotherapie, physikalische Therapie, Physiotherapie) dar.

1.5 Idee des musikunterstützten Trainings motorischer Funktionen nach Schlaganfall

„Musik bewegt uns, Musik belebt uns. Ausdruck von Zeit, Raum und Gefühl. Eine Wahrnehmung über Grenzen, unabhängig von Kultur. Sie verbindet, was zerrissen, ohne das genaue Wissen, wie es funktioniert. Im Labyrinth der Windungen schafft sie Verbindungen, die es zu beweisen gilt.“

(Marc Söhle)

In der Familie der rehabilitativen Behandlungsverfahren ist der Einsatz des Mediums Musik bisher „stiefmütterlich“ behandelt worden. Im Bereich der sensomotorischen Rehabilitation liegen einige evidenzbasierte musiktherapeutische Methoden vor. Die meisten musiktherapeutischen Ansätze sind jedoch mehr wundersames Heilmittel als naturwissenschaftlich geprüfte Therapiemethode. Dennoch hat sich der Einsatz von Musik in der Rehabilitation von Schlaganfallpatienten besonders bewährt.

Ausgehend vom derzeitigen Stand der Forschung hat die vorliegende Studie das Ziel, die Effekte eines musikunterstützten Trainings motorischer Funktionen nach Schlaganfall zu untersuchen. Um eine derartige Evaluation bzw. Objektivierung durchführen zu können, sind verschiedene Aspekte und Sichtweisen in die Überlegungen einzubeziehen und zu diskutieren.

Zu beachten sind zum einen Merkmale bzw. generell zu erfassenden Variablen der Patienten, beispielsweise Alter, Bildungsstand, Ätiologie, Läsionsort etc., Merkmale des Trainingsprogramms (z.B. Dauer und Intensität des Trainings) und auch die Kriterien der Evaluation (Knab, 2000). Nach Ansicht von Knab bestehen Effektivitätsbelege der meisten Programme nur aus schlichten Vorher-Nachher-Vergleichen verschiedener Outcomevariablen, die ausschließlich bei der behandelten und häufig inhomogenen Gruppe gemessen wurden. Somit könnten neben der Rehabilitation selbst viele weitere Faktoren zum Erfolg geführt bzw. diesen unterstützt haben. Auch sind sich die Autoren nicht einig, wann man eine Veränderung einer durchgeführten Maßnahme ursächlich zuschreiben oder eine Spontanerholung ausschließen kann (Knab, 2000). Daher werden Effektivitätsnachweise anhand doppelblinder, placebokontrollierter, randomisierter Interventionsstudien mit ausreichenden Gruppengrößen gefordert, was sich laut Knab (2000) jedoch in der Neurorehabilitation als sehr schwierig bis unmöglich herausgestellt hat.

Eine einfachblinde oder blinde Messung wie sie alternativ zur doppelblinden Messung von Knab (2000) vorgeschlagen wird, war im Rahmen der vorliegenden Studie nicht realisierbar. Dennoch wurde darauf geachtet, die folgenden Gruppen möglichst homogen zu halten.

In einem ersten Schritt wurde eine klinische Interventionsgruppe mit musikunterstütztem Training mit einer Kontrollgruppe, die lediglich herkömmliche Standardtherapien in gleichem Maße wie erstere Gruppe erhielt, verglichen. Damit wurde das Ziel verfolgt, die Effekte des spezifischen musikunterstützten Trainings bei der Interventionsgruppe zu untersuchen. In einem zweiten Schritt kam eine zweite Kontrollgruppe zum Einsatz, die neben den Standardtherapien ein motorisches Funktionstraining erhielt. Zum einen wurde durch letzteren Vergleich der Effekt einer höheren Trainingsfrequenz eliminiert und zum anderen die Effekte des spezifischen musikunterstützten Trainings mit denen eines andersgearteten verglichen.

Eine zufällige Zuweisung der Patienten auf die einzelnen Gruppen war zwecks Sicherung der internen Validität der Studie nicht möglich (siehe Kapitel 3). Von der bei Knab (2000) favorisierten Möglichkeit einer Warte-Kontrollgruppe - die Gruppe erhält die aus ethischen Gründen nicht verwehrbare Therapie nach der Datenerhebung als Kontrollgruppe - konnte kein Gebrauch gemacht werden, da der Ablauf der Rehabilitationsmaßnahme dies nicht zugelassen hätte (Dauer des Rehabilitationsaufenthaltes etc.).

In der vorliegenden Studie wurde ein Vorher-Nachher-Design für alle Gruppen geplant. Der Erfolg einer Studie hängt demzufolge auch von der Wahl der Evaluationsinstrumente, die

man für die Prä- bzw. Postmessung auswählt, ab. Die zwischenzeitlich erzielten Veränderungen wurden in den drei Gruppen zum einen auf der Verhaltensebene erfasst. Hierbei war zu beachten, dass die Erholung motorischer Funktionen nach Schlaganfall auf unterschiedliche Art und Weise gemessen werden kann. Die gewählte Methode hängt von der Information ab, die man braucht bzw. von der Art der motorischen Leistung, die geprüft werden soll. Im Allgemeinen sollte das ideale klinische Messinstrument (1) leicht in der Anwendung sowohl für den Patienten als auch den Beobachter sein, (2) ein hohes Maß an Sensitivität gegenüber Veränderungen in den einzelnen Funktionen besitzen, d.h. therapeutische Fortschritte dokumentieren können und (3) bei Patienten mit jeglichem Schweregrad der Funktionsstörung einsetzbar sein (Wade et al., 1983). Neben einem hohen Maß an Sensitivität sollten weitere Gütekriterien bei der Auswahl des Diagnostikinstrumentes wie Objektivität, Reliabilität und Validität beachtet werden (Platz, 2002). In der breiten Palette motorischer Testverfahren erfassen einige, (1) ob eine bestimmte Bewegung durchgeführt werden kann oder nicht und (2) anhand einer groben Skalierung die Bewegungsqualität sowie (3) die Genauigkeit bzw. Quantität der Bewegung.

Die Diagnostik der motorischen Funktionen ist im Hinblick auf die Auswahl geeigneter Trainingsaufgaben, zur Verlaufsdagnostik des Behandlungserfolges und damit verbunden zur Erfassung des Transfers in die Alltagskompetenz und –leistung der betroffenen Patienten bedeutsam und notwendig. Bei der Auswahl der Verfahren für die vorliegende Studie wurde darauf geachtet, dass die Einsatzhäufigkeit des betroffenen Armes, der alltagsrelevante Einsatz, die Geschwindigkeit und Qualität der Bewegungen vor und nach dem definierten Trainingszeitraum erfasst und bewertet werden kann.

Neben den Testverfahren auf Verhaltensebene wurden zur Prä- und Postmessung neurophysiologische Daten erhoben. Methode der Wahl war das Elektroenzephalogramm (EEG). Es galt, im Rahmen der vorliegenden Studie eine Methode zu nutzen, die nicht invasiv und aufgrund dieser Tatsache beliebig oft wiederholbar ist sowie die vor Ort vorhanden war. Hierdurch konnten unnötige bzw. unmögliche Patiententransporte, die z.B. zur Durchführung einer Magnetresonanztomographie (MRT) hätten organisiert werden müssen, vermieden werden. Mittlerweile stellt die Aufzeichnung der elektrischen Aktivität des Gehirns einen der wichtigsten methodischen Zugänge zur Erforschung der Zusammenhänge zwischen Gehirnaktivität und Verhalten des Menschen dar. Bereits im Abschnitt 1.2 wurden u.a. übungsbedingte sowie systemübergreifende plastische Veränderungen im menschlichen Gehirn, die nachweislich zum Erwerb motorischer Fähigkeiten beitragen, diskutiert.

Besonderen Stellenwert für die vorliegende Studie haben die Arbeiten von Pfurtscheller und Aranibar (1977, 1979), Pfurtscheller und Lopes da Silva (1999), Pfurtscheller (1992, 2001), Leocani et al. (1997, 2001), Rau et al. (2003), Andres und Gerloff (1999) sowie Gerloff et al. (1998, 2006). Diese haben gezeigt, dass sich die Power verschiedener Frequenzbänder und damit die kortikalen Aktivierungsmuster während der Aufzeichnung der elektrischen Aktivität des Gehirns im Zusammenhang mit dem Planen und Durchführen von Bewegungen verändern. Die Methode zur Messung bzw. Darstellung von ereigniskorrelierten Energieveränderungen für verschiedene Frequenzbänder als Indikator für Hirnaktivität wird als *ereigniskorrelierte Desynchronisation/ereigniskorrelierte Synchronisation* (ERD, event-related desynchronization/ERS, event-related synchronization) bezeichnet.

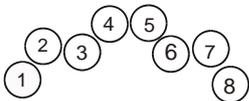
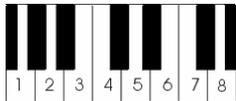
ERD kann als eine Funktion der Zeit betrachtet werden. Im Falle einer kurzandauernden Abnahme der Amplituden bzw. Abnahme der Bandleistung in bestimmten Frequenzbändern spricht man von einer ERD. Im Falle einer Zunahme der Amplituden bzw. einer Zunahme der Bandleistung spricht man von einer ERS. Die ERS reflektiert vermutlich einen Zustand reduzierter Erregbarkeit kortikaler Netzwerke, in denen der Transfer von spezifischer Information reduziert ist (Pfurtscheller & Lopes da Silva, 1999). Besonders die Desynchronisation im Alpha-Band scheint ein zuverlässiges Korrelat für die erhöhte kortikale Informationsverarbeitung zu sein. Die Desynchronisation im oberen Alpha-Band gilt als örtlich begrenzt, aufgabenspezifisch und reflektiert scheinbar Prozesse, die zur Identifizierung von Reizen notwendig sind. Die ERD im unteren Alpha-Band spiegelt nicht nur kognitive Verarbeitungsprozesse, sondern auch energetische Mechanismen wie Aufmerksamkeit oder Anstrengung wider. Die ERD lässt sich nicht nur bei der Verarbeitung von visuellen Reizen beobachten, sondern auch vor oder während ausgeführter oder vorgestellter verschiedener Bewegungen der Gliedmaßen über den entsprechenden Hirnarealen des sensomotorischen Kortex. Sie tritt 1-2 Sekunden vor einer Willkürbewegung auf und ist zunächst kontralateral, dann etwas abgeschwächt nach einer individuell variierenden Zeitverzögerung bilateral verteilt (Pfurtscheller & Aranibar, 1977; Pfurtscheller & Aranibar, 1979). Nach der Bewegung wird dann eine zunehmende Synchronisation (ERS) beobachtet, assoziiert mit einem kortikalen Ruhezustand. Durch transkranielle Magnetstimulation konnte nachgewiesen werden, dass die ERD mit einer erhöhten kortikalen Exzitabilität (kontralateraler Motorkortex) assoziiert ist. Für den ipsilateralen Motorkortex bestehen unterschiedliche Befunde (Leocani et al., 1997, 2001; Pfurtscheller, 1992; Rau et al., 2003).

ERD und ERS sind frequenzspezifisch; ERD tritt vorwiegend im Alpha- und unteren Beta-Band auf, während ERS im Alpha-, Beta- und Gamma-Band repräsentiert sein kann.

Neben der ERD und ERS geben *Kohärenzanalysen* Aufschluss über grundlegende neurophysiologische Prozesse beim Ausführen und (Neu-)Lernen von Bewegungen (u.a. Andres & Gerloff, 1999). Hierbei erfolgt eine Berechnung von statistischen Zusammenhängen zwischen EEG-Signalen verschiedener Elektrodenpositionen. Zeigt sich eine hohe Korrelation zwischen zwei Elektroden, so sind die EEG-Signale an beiden Elektroden hinsichtlich ihrer Frequenz sehr ähnlich und phasengekoppelt. Kohärenzanalysen erweisen sich als besonders nützlich, wenn die Analyse der funktionellen Kopplung zwischen verschiedenen Hirngebieten einer Hemisphäre oder zwischen den Hemisphären im Vordergrund steht. Die Betrachtung der Kohärenzen erscheint vielversprechend, um festzustellen, ob ein musikunterstütztes Training zu einer Veränderung der Verschaltungen führt.

Neben den oben dargestellten Überlegungen zur Objektivierung des musikunterstützten Trainingsprogramms wurde vor Beginn des eigentlichen Trainings eine sechsmonatige Pilotuntersuchung in einem neurologischen Rehabilitationszentrum durchgeführt. Ziele waren (1) die Erstellung eines umfassenden Manuals für das Training von fein- und grobmotorischen Aspekten unter Anwendung zweier unterschiedlicher Eingabemedien (MIDI-Klavier, programmierbare Drum-Pads) und (2) die Überprüfung der Evaluationsinstrumente auf ihre Praktikabilität. In einem weiteren Schritt wurde das vorgesehene Trainingsmanual (siehe Anhang) und die beiden Eingabemedien (Tabelle 2) erfolgreich an einer Pilot-Trainingsgruppe angewandt.

Tab. 2: Bausteine des musikunterstützten Einzeltrainings.

Grobmotorik	Feinmotorik
Elektronische Drum-Pads	Elektronisches Klavier (MIDI-Klavier)
	
↓	↓
Töne Tonfolgen Kinder- und Volksliedanfänge Kinder- und Volkslieder	
Spielen mit der betroffenen Extremität	Zusammenspiel der betroffenen und gesunden Extremität
⇨	

Das musikunterstützte Training mit unterschiedlichen Schwierigkeitsstufen der Übungsteile und Trainingsschritten von einfachen hin zu schwierigen Aufgaben ist als aktiv übendes Verfahren konzipiert (Tabelle 2; hierzu auch Kapitel 3).

Es folgt einem Baukastenprinzip mit individueller Zusammenstellung und unterschiedlichen Kombinationsmöglichkeiten der Aufgaben (unterschiedliche Anzahl, Reihenfolge und Geschwindigkeit von Tönen sowie Training verschiedener Gelenke). Hierbei kommen das repetitive Element, Shapingtechniken, eine unmittelbare auditorische Kontrolle über die Präzision der motorischen Aktionen sowie ein möglicher Motivationseffekt aufgrund der starken emotionalen Tönung des Musizierens zum Tragen. Des Weiteren wurde Augenmerk auf die Wiederherstellung eines möglichst umfassenden motorischen Repertoires gelegt, welches wiederum bedeutsam für die Alltagsleistung und Alltagskompetenz der Patienten ist (Abbildung 2). Das Training wurde als Einzeltraining konzipiert, um einer optimalen, individuellen und intensiven Betreuung der Patienten Rechnung zu tragen.

Musikunterstütztes Training motorischer Funktionen (MUT)

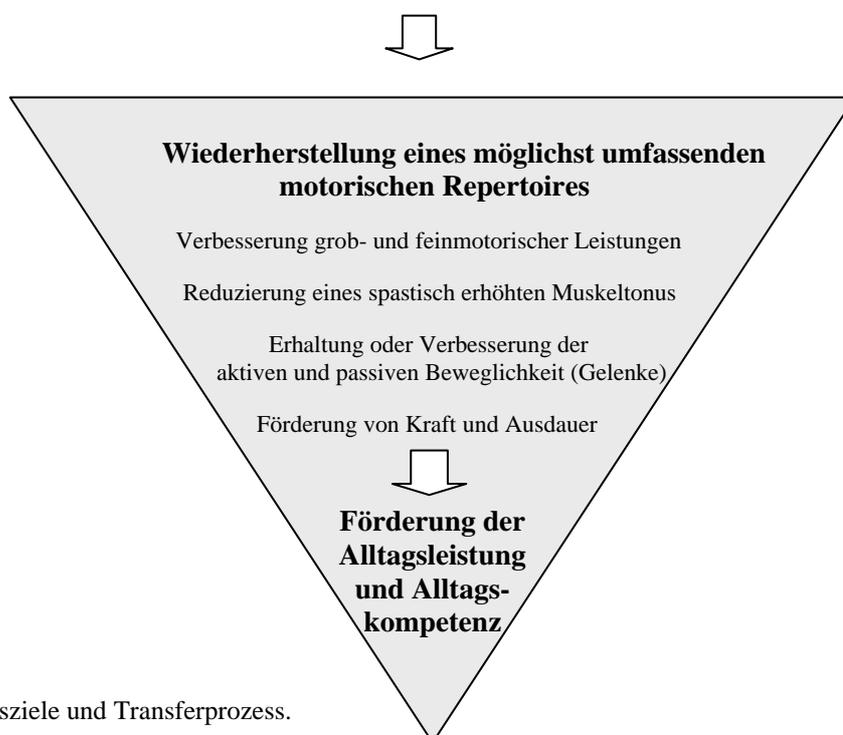


Abb. 2: Behandlungsziele und Transferprozess.

2 Fragestellungen und Hypothesen

Im vorangegangenen Kapitel wurden die Schlaganfallerkrankung, resultierende motorische Funktionsstörungen und entsprechende Therapieansätze und deren Grundlagen sowie die hierbei stattfindenden Reorganisationsprozesse im Gehirn betrachtet.

Die vorliegende Arbeit wurde konzipiert, um einen vielversprechenden neuartigen Ansatz, das musikunterstützte Training motorischer Funktionen nach Schlaganfall, zu objektivieren. Über eine Messung verschiedener neurophysiologischer Parameter (ereigniskorrelierte Desynchronisation/Synchronisation sowie Kohärenzen) soll Aufschluss darüber gewonnen werden, inwieweit die erzielten Verbesserungen im Verlauf der Erholung motorischer Funktionen nach Schlaganfall auf plastische Vorgänge bei der sensomotorischen Integration zurückgeführt werden können.

Neben den Veränderungen im Muster der elektrischen Hirnaktivität werden zusätzlich unterschiedliche Parameter (Bewegungsspielraum, Geschwindigkeit der Bewegung, Qualität der Bewegung sowie die ökologische Validität) auf der Verhaltensebene ausgewertet.

An der Studie nahmen Patienten mit musikunterstütztem Training, Kontrollpatienten mit lediglich konventionellen Therapien sowie eine weitere Kontrollgruppe mit motorischem Funktionstraining nach dem Taubschen Konzept teil.

Ausgehend von den im vorangegangenen Kapitel dargestellten Erkenntnissen lassen sich folgende zentrale Fragestellungen für diese Studie ableiten:

- Welchen Effekt hat das musikunterstützte Training auf die Erholung motorischer Funktionen nach Schlaganfall?
- Profitieren Patienten mit musikunterstütztem Training deutlich mehr als Patienten mit einem andersartigen motorischen Funktionstraining (nach Taub) gleicher Intensität?
- Lassen sich die Effekte des musikunterstützten Trainings auf neurophysiologischer Ebene darstellen?
- Sind die induzierten neuralen Effekte des musikunterstützten Trainings auf den Mechanismus der auditiv-sensomotorischen Integration zurückzuführen?
- Ist das musikunterstützte Training einer reinen, konventionellen Therapie überlegen?
- Bewirkt das musikunterstützte Training und die damit verbundenen motorischen Funktionsverbesserungen einen Transfer in die Alltagskompetenz und –leistung der betroffenen Patienten?

Die Fragestellungen sollen anhand der im Folgenden beschriebenen Hypothesen überprüft und diskutiert werden.

Hypothese 1:

Musikunterstütztes motorisches Training führt zu einer Verbesserung motorischer Funktionen.

Die Patienten mit musikunterstütztem Training zeigen in der Postdiagnostik der motorischen Funktionen im Vergleich zum ersten Messzeitpunkt t_0 deutliche Funktionsverbesserungen sowohl in ihren fein- als auch grobmotorischen Fähigkeiten in allen durchgeführten motorischen Testverfahren.

Es müsste sich ein deutlicher Unterschied zwischen der Gruppe mit musikunterstütztem Training und der Kontrollgruppe mit lediglich konventionellen Therapien aufzeigen lassen. Die Patienten der musikunterstützten Trainingsgruppe zeigen signifikante Unterschiede in ihren motorischen Leistungen, während dieser Effekt in der Kontrollgruppe nicht ersichtlich ist.

Hypothese 2:

Die Patienten mit musikunterstütztem Training profitieren deutlicher in allen untersuchten motorischen Funktionen als diejenigen mit motorischem Funktionstraining (nach Taub) mit gleicher Trainingsintensität.

Die Patienten mit musikunterstütztem Training zeigen im Prä-/Postvergleich der motorischen Funktionen signifikante Verbesserungen in den motorischen Parametern im Vergleich zur Gruppe mit motorischem Funktionstraining (nach Taub), bei der derartige Veränderungen in diesem Maße nicht sichtbar werden.

Hypothese 3:

Die Effekte des musikunterstützten Trainings lassen sich auf neurophysiologischer Ebene darstellen.

Zur Objektivierung werden mittels Elektroenzephalogramm (EEG) prä- und postdiagnostisch ereigniskorrelierte Desynchronisationen/Synchronisationen (ERD/ERS) registriert und berechnet, sowie Kohärenzen analysiert. Die ERD und ERS gelten als Maß für die intrakortikale Exzitabilität bei einfacher willkürlicher Fingerbewegung (Tastendruck) und bei ballistischen Armbewegungen (Pfurtscheller & Aranibar, 1977; Pfurtscheller & Aranibar, 1979). ERD während der Bewegungsvorbereitung wird mit kortikaler Aktivierung, die Post-

Bewegungs-ERS mit einem kortikalen Ruhezustand assoziiert (Pfurtscheller, 1992). Die Gruppe mit musikunterstütztem Training unterscheidet sich vor der Bewegungsausführung (Tastendruck oder Drum-Pad-Anschlag) deutlich in Form einer erhöhten kortikalen Informationsverarbeitung im Prä-/Postvergleich gegenüber den anderen beiden Gruppen.

Die Analyse der Kohärenzen als eine spezielle Variante der frequenzbezogenen Auswertung von EEG-Signalen (Pfurtscheller & Andrew, 1999) dient der Berechnung von Korrelationen zwischen zwei Elektroden. Treten hohe Zusammenhänge auf, so sind die EEG-Signale an den entsprechenden Elektrodenpaaren sehr ähnlich. In der Gruppe mit musikunterstütztem Training werden höhere Korrelationen im Prä-/Postvergleich zwischen einzelnen analysierten Elektrodenpaaren erwartet als in den beiden Kontrollgruppen.

Hypothese 4:

Musikunterstütztes motorisches Training wirkt über den Mechanismus der sensomotorischen Integration.

Eine sensomotorische Integration müsste durch die neurophysiologischen Untersuchungen mittels EEG nachweisbar sein. Hierbei erweist sich die Kohärenzanalyse der EEG-Signale als besonders nützlich. Sie wird angewandt, wenn die Analyse der funktionellen Kopplung zwischen verschiedenen Hirngebieten einer Hemisphäre oder zwischen den Hemisphären im Vordergrund steht. Eine Erhöhung der Kohärenzen könnte als Effekt des musikunterstützten Trainings betrachtet werden.

Hypothese 5:

Musikunterstütztes motorisches Training ist einer reinen, konventionellen Physiotherapie überlegen.

Das Training setzt den funktionalen Schwerpunkt auf die am deutlichsten betroffenen motorischen Funktionsbereiche. Durch die unterschiedlichen Kombinationsmöglichkeiten der Aufgaben (Baukastensystem) kann sukzessiv der Schwierigkeitsgrad im Rahmen einer Einzeltherapie an den Patienten angepasst werden. So ist ein auf den Einzelnen abgestimmtes therapeutisches Vorgehen möglich, um einer optimalen, individuellen und intensiven Betreuung der Patienten Rechnung zu tragen. Hinzu kommt, dass die Grundprinzipien des motorischen Lernens (Woldag & Hummelsheim, 2006) im Konzept des musikunterstützten Trainings integriert sind: (1) repetitives, aktives Training einzelner Bewegungen, (2) Anpassung der Leistungsanforderung an den funktionellen Fortschritt des Patienten (Shaping) und Training an der individuellen Leistungsgrenze sowie (3) aufgabenspezifische und

zielgerichtete Anforderungen an den Patienten. Des Weiteren erhalten die Patienten direkt nach der Bewegungsausführung eine auditive Rückmeldung über deren Präzision. Nicht zuletzt spielen auch emotionale und motivationale Faktoren eine wichtige Rolle; so ist es sicher bei Patienten nach einem Schlaganfall ein großartiges Erlebnis, eine bisher unbekannte künstlerisch-kreative Erfahrung zu machen.

Wie bereits in Kapitel 1.3 diskutiert, liegt bisher kein schlüssiger Nachweis der Wirksamkeit traditioneller physiotherapeutischer Ansätze vor (Woldag & Hummelsheim, 2002). Keines der Konzepte kann für sich in Anspruch nehmen, einem anderen überlegen zu sein (Dickstein et al., 1986; Logigian et al., 1983; Stern et al., 1970; Basmajian et al., 1987; Wagenaar et al., 1990; Sunderland et al., 1994; Ernst, 1990). Das in der Anwendung weit verbreitete Bobath-Konzept ist den modernen aktiv übenden Verfahren, die die Grundprinzipien motorischen Lernens berücksichtigen, unterlegen (Langhammer und Stanghelle, 2000; hierzu auch Lincoln et al., 1999; Parry et al., 1999).

Hypothese 6:

Eine Verbesserung motorischer Funktionen durch das musikunterstützte Training bewirkt einen Transfer der erworbenen Fähigkeiten in die Alltagskompetenz und –leistung der betroffenen Patienten.

Das musikunterstützte Training legt den Schwerpunkt auf die am deutlichsten betroffenen Funktionsbereiche und damit verbunden auf die Wiederherstellung eines möglichst umfassenden motorischen Repertoires, welches Grundlage für die Alltagsleistung und Alltagskompetenz der betroffenen Patienten ist. Hierbei sollen sowohl grob- als auch feinmotorische Leistungen geübt, der spastisch erhöhte Muskeltonus reduziert, die aktive und passive Beweglichkeit der Gelenke verbessert sowie Kraft und Ausdauer gefördert werden.

3 Methoden - Objektivierung eines musikunterstützten Trainings motorischer Funktionen nach Schlaganfall

3.1 Beschreibung der Patienten

An der Studie nahmen insgesamt 77 leicht bis mittelgradig geschädigte Patienten nach Schlaganfall (lokalisierte Ischämie oder Hämorrhagie) ohne wesentliche musikalische Vorerfahrung teil. Die Teilnehmer wurden im Neurologischen Rehabilitationszentrum Magdeburg rekrutiert. Alle Teilnehmer wiesen leicht- bis mittelgradige motorische Funktionsstörungen der oberen Extremitäten in Form einer Halbseitenlähmung auf. Einschlusskriterien waren: (1) die Fähigkeit, den betroffenen Arm ohne Hilfe der gesunden Seite bewegen zu können, (2) die Fähigkeit, den Zeigefinger ohne Hilfe der gesunden Hand bewegen zu können und (3) ein Barthel-Index⁵ (Mahoney & Barthel, 1965) von 50 und mehr. Weiterhin mussten die Patienten in der Lage sein, einfache Wörter zu formulieren und Sprachanweisungen zu verstehen, d.h. schwere Aphasien galten als Ausschlusskriterium. Patienten mit schweren Amnesien, psychiatrischen oder weiteren neurologischen Erkrankungen sowie mit schwerstgradigen kognitiven und Verhaltensauffälligkeiten wurden ebenfalls nicht in die Studie einbezogen. Des Weiteren sollte der Schlaganfall vor Beginn der Studie mindestens 4 Wochen zurückliegen.

Die Patienten erhielten zu Beginn des Forschungsvorhabens detaillierte Erklärungen über die Inhalte und die Verfahrensweise. Die Studie wurde von der Ethikkommission der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg befürwortet.

3.1.1 Klinische Interventionsgruppe

Am musikunterstützten Training nahmen 32 Patienten teil (16 weiblich, 16 männlich; Gruppe „MG“). Das Durchschnittsalter lag bei 55,7 Jahren (Spannweite: 17 bis 74 Jahre). Hiervon war bei 17 Teilnehmern die linke Extremität betroffen, d.h. der Schlaganfall war in der rechten Hemisphäre. Von den übrigen 15 Patienten mit linkshemisphärischen Schädigungen litten 8 an einer Aphasie, wobei unterschiedliche Formen (Broca oder Wernicke) und Schweregrade (leicht bis moderat) auftraten.

⁵ Der 1955 von D. Barthel entwickelte Index war primär ein Instrument zur Einschätzung und systematischen Erfassung grundlegender Alltagsfunktionen bzw. der Alltagsselbständigkeit von Patienten mit chronischen neuromuskulären Erkrankungen. Mahoney & Barthel (1965) stellten den 10 Items umfassenden Index ausführlich vor. Der Summenscore von 0 bis 100 Punkten ermittelt sich aus der Bewertung verschiedener Fähigkeiten, die heute als „Activities of daily living“ (ADL) zusammengefasst werden.

3.1.2 Klinische Kontrollgruppe

Die klinische Kontrollgruppe I (künftig „KG“) umfasste 30 Patienten, wovon 24 Teilnehmer männlichen Geschlechts waren. Das Durchschnittsalter betrug 53 Jahre (Spannweite: 30 bis 77 Jahre). 15 Teilnehmer erlitten einen linksseitigen Schlaganfall mit entsprechender Parese in der rechten oberen Extremität. Auch hier waren 9 Patienten von einer leichten bis moderaten Aphasie (Broca oder Wernicke) betroffen.

3.1.3 Klinische Kontrollgruppe II

Eine zweite Kontrollgruppe, die ein motorisches Funktionstraining erhielt (künftig „TG“), bestand aus 15 Patienten. Hiervon waren 10 Teilnehmer männlich und 5 weiblich. Das Durchschnittsalter der TG-Patienten lag bei 56,1 Jahren (Spannweite: 36 bis 76 Jahre.) Vier der 15 Patienten erlitten einen Schlaganfall in der rechten Hemisphäre, 11 waren linksseitig geschädigt. Von den Patienten mit linksseitigem Schlaganfall waren 5 Teilnehmer zusätzlich von einer leichten bis moderaten Aphasie (Broca oder Wernicke) betroffen.

Neben den generell zu erfassenden Variablen wie Alter, Geschlecht und musikalische Vorbildung, Lokalisation des Schlaganfalls wurden auch Händigkeit (Oldfield, 1971), Anzahl der Schuljahre sowie Ätiologie, Dauer seit Ereignis und letztlich der Barthel-Index bzw. die Rehabilitationsphase⁶ erfasst. Eine zusammenfassende Darstellung zur Aufteilung der Patienten erfolgt in nachstehender Tabelle:

⁶ Derzeit wird dem Prozess der Neurorehabilitation in Zusammenarbeit mit den Kostenträgern ein sogenanntes Phasenmodell zugrunde gelegt, das in Abhängigkeit von bestimmten Assessment-Kriterien (in der Regel Barthel-Index, BI) eine Abgrenzung von rehabilitativen Stufen und Zuständigkeiten vornimmt. Phase B (Frührehabilitation bei BI von 10-30), Phase C (weiterführende Rehabilitation bei BI von 35-65), Phase D (Anschlussheilbehandlung bei BI von 70-100), Phase E (Übergang medizinisch-berufliche Rehabilitation).

Tab. 3: Generell zu erfassende Variablen und entsprechende Verteilung der Patienten (M = Mittelwerte und SD = Standardabweichungen).

	MG	KG	TG
Anzahl	32	30	15
Betroffene Extremität (links/rechts)	17/15	15/15	4/11
Geschlecht (m/w)*	16/16	24/6	10/5
Alter (M und SD); Altersspanne in Jahren	55,7 ± 12,3; (17-74)	53 ± 11,8 (30-77)	56,1 ± 10,7 (36-76)
Bildung in Jahren (M und SD)	9,8 ± 1,6	9,1 ± 1,3	9,3 ± 1,2
Händigkeit (rechts/links/beidhändig)	30/1/1	28/1/1	12/3
Monate nach Erkrankungsbeginn (M und SD)	1,9 ± 1,3	1,9 ± 1,4	1,7 ± 1,1
Rehabilitationsphase bei Eintritt in die Studie (C/D)	8/24	7/23	3/12
Barthel-Index (M und SD)	85,9 ± 15,9	84,3 ± 16	88,33 ± 14,5

* Signifikanter Unterschied auf dem $\alpha = 5\%$ Niveau zwischen den Gruppen im T-Test bzw. Chi-Quadrat-Test.

In den folgenden Tabellen 4 und 5 sind die Diagnosen und entsprechende Läsionsorte sowie Angaben über die geschädigten Hemisphären in den einzelnen Gruppen dargestellt:

Tab. 4: Zusammenhang zwischen betroffener Extremität und Diagnose bei Differenzierung der Hemisphären in den drei Gruppen.

Gruppe	Betroffene Extremität	Diagnose (r = rechte Hemisphäre, l = linke Hemisphäre/ Anzahl der Patienten)
MG	links	Infarkt (r) 13
		Blutung (r) 4
	rechts	Infarkt (l) 13
		Blutung (l) 2
KG	links	Infarkt (r) 14
		Blutung (r) 1
	rechts	Infarkt (l) 13
		Blutung (l) 2
TG	links	Infarkt (r) 3
		Blutung (r) 1
	rechts	Infarkt (l) 9
		Blutung (l) 2

Tab. 5: Ätiologie und Läsionsorte in den drei Gruppen.

Diagnose	Betroffene Regionen/ Läsionsort	Verteilung in den einzelnen Gruppen		
		MG	KG	TG
Ischämischer Insult (Infarkt)	kortikal	12	14	7
	subkortikal (Stammganglien)	9	9	3
Hämorrhagischer Insult (Blutung)	kortikal und subkortikal	1	1	-
	Kleinhirn, Pons	4	3	2
Hämorrhagischer Insult (Blutung)	kortikal	1	1	-
	subkortikal (Stammganglien)	5	2	3

Die drei Gruppen unterscheiden sich nur hinsichtlich ihrer Geschlechterzusammensetzung voneinander. Im Abschnitt 3.5.6 wird auf diesen Unterschied und seine Vernachlässigung in Bezug auf verschiedene motorische Parameter eingegangen.

3.2 Studiendesign

In der vorliegenden Studie wurde ein Vorher-Nachher-Design eingesetzt. In einem ersten Schritt wurde die klinische Interventionsgruppe mit musikunterstütztem Training „MG“ mit einer Kontrollgruppe „KG“, die lediglich herkömmliche Standardtherapien in gleichem Maße wie erstere Gruppe erhielt, verglichen. In einem zweiten Schritt kam eine weitere Kontrollgruppe „TG“ zum Einsatz, die neben Standardtherapien ein motorisches Funktionstraining erhielt (siehe Tabelle 6).

Tab. 6: Vergleich der einzelnen Gruppen (* MG versus KG; + MG versus TG).

Gruppe	Anzahl der Patienten	Art der Therapie	Art des zusätzlichen Trainings	Dauer des zusätzlichen Trainings
MG* ⁺	32	Standardtherapien	Musikunterstütztes Training	5 x 30 min pro Woche über 3 Wochen = 15 Trainingseinheiten
KG*	30	Standardtherapien	-	-
TG ⁺	15	Standardtherapien	Motorisches Funktionstraining	5 x 30 min pro Woche über 3 Wochen = 15 Trainingseinheiten

Die Zuordnung der Patienten zu den Gruppen erfolgte durch die Ergotherapeuten, die nicht in die Studie involviert waren. Zur Sicherung der internen Validität wurden in einzelnen Abschnitten nacheinander (1) 20 MG-Patienten, (2) 20 KG-Patienten, (3) 12 MG-Patienten, (4) 10 KG-Patienten und (5) 15 TG-Patienten in die Studie eingebunden.

3.3 Zeitplan der Studie

Die Patienten, die an der Studie teilnahmen, waren jeweils für ca. 4 Wochen täglich eingeplant. Im Folgenden ist zur Veranschaulichung die zeitliche Abfolge der Studie dargestellt:

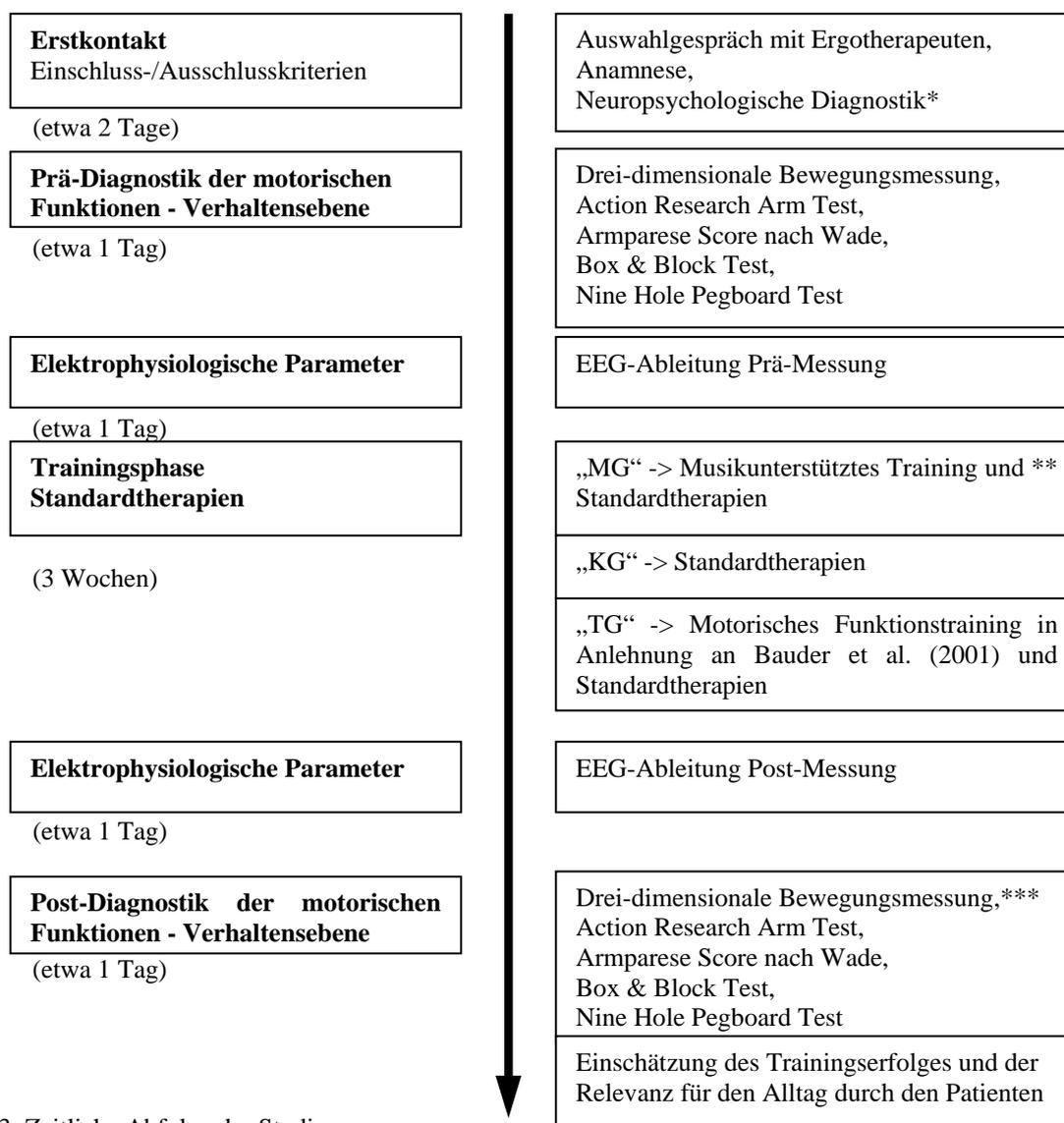


Abb. 3: Zeitliche Abfolge der Studie.

* Aufgrund der neuropsychologischen Testergebnisse wurden zu Beginn 8 Patienten wegen schweren kognitiven und Wahrnehmungsdefiziten von der Studie ausgeschlossen, die nicht mit in die Datensammlung der vorliegenden Studie einbezogen wurden.

** Bei weiteren 7 Patienten (3 der MG, 2 der KG und 2 der TG) war die Teilnahme an der gesamten 3-wöchigen Trainingszeit bzw. Therapiephase aufgrund frühzeitiger Entlassung nicht möglich. Diese wurden ebenfalls nicht mit in die Datensammlung integriert.

*** Mit einem MG-Patienten und 7 KG-Patienten konnte keine Postmessung der drei-dimensionalen Bewegungsmessung durchgeführt werden, so dass in der Datensammlung bei Auswertung der Bewegungsanalyse-Parameter nur 69 statt der 77 Patienten berücksichtigt werden.

3.4 Erstkontakt und Neuropsychologische Voruntersuchung

Im *Erstkontakt* wurde mit den von den Ergotherapeuten benannten Studienteilnehmern ein kurzes Gespräch anhand eines Fragebogenformulars (siehe Anhang) geführt. Des Weiteren folgte einmalig zu Beginn eine *neuropsychologische Eingangsuntersuchung*, um die Patienten auf mögliche kognitive oder sprachliche Defizite hin zu testen. Hierdurch konnte sichergestellt werden, dass die Instruktionen verstanden wurden und schwere Amnesien, psychiatrische oder weitere neurologische Erkrankungen ausgeschlossen waren. Nachstehende neuropsychologische Testverfahren wurden eingesetzt:

Tab. 7: Übersicht der verwendeten Verfahren zur neuropsychologischen Charakterisierung.

Bereich	Verfahren	Was wird gemessen?
Intelligenz	Mehrfachwahl-Wortschatz-Intelligenztest (MWT-B) nach Lehrl (1977)	zur Abschätzung des prä-morbiden Intelligenzniveaus
Gedächtnis	Verbaler Lern- und Merkfähigkeitstest (VLMT) nach Helmstaedter et al. (2001)	unterschiedliche Parameter des deklarativen Verbalgedächtnisses wie die Supraspanne, die Lernleistung, die langfristige Enkodierungs- bzw. Abrufleistung und die Wiedererkennungslleistung
	Untertest Zahlennachsprechen aus dem Hamburger-Wechsler-Intelligenztest für Erwachsene-Revision HAWIE-R (Tewes, 1991)	verbale Kurzzeitgedächtnisspanne (Zahlennachsprechen vorwärts) und verbale Arbeitsgedächtnisleistung (Zahlennachsprechen rückwärts)
	Corsi-Block-Test nach Lezak (1995)	zur Erfassung der visuell-räumlichen Kurzzeitgedächtnisspanne (vorwärts) und Arbeitsgedächtnisleistung (rückwärts)

Fortsetzung Tab. 7: Übersicht der verwendeten Verfahren zur neuropsychologischen Charakterisierung.

Bereich	Verfahren	Was wird gemessen?
Aufmerksamkeit	Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung (TAP) nach Zimmermann und Fimm (1994)	allgemeiner Aktivierungszustand/ Fähigkeit in Erwartung eines Reizes hoher Priorität das Aufmerksamkeitsniveau aufrecht zu erhalten
	Untertest Alertness	
	Untertest Geteilte Aufmerksamkeit	
	Untertest Go-/NoGo	Fähigkeit zur Reizselektion/ Fähigkeit der raschen Erfassung relevanter Reize und die gleichzeitige Unterdrückung von Reaktionen auf irrelevante Reize
Visuelle Wahrnehmung (Neglekt)	Bells Test (Gauthier et al., 1989)	Neglekt-Screening
Sprachliche Funktionen	Token test aus dem Aachener Aphasietest nach Huber et al. (1983)	Überprüfung des Sprachverständnisses
Emotionales Befinden	Depressivitäts-Skala (D-S) nach Zerssen & Koeller (1976)	ängstlich-depressive Verstimmtheit
Händigkeit	Edinburgh Handedness Inventory (Oldfield, 1971) in deutscher Übersetzung	Bestimmung der Händigkeit

Als Ausschlusskriterien galten mehr als 2 Standardabweichungen (SD) unter dem Durchschnitt.

3.5 Prä- und Postdiagnostik der motorischen Funktionen – Verhaltensebene

Die in der 3-wöchigen Trainings- bzw. Standardtherapiephase erzielten Veränderungen wurden in den drei Gruppen auf Verhaltensebene erfasst. Folgende Verfahren wurden zur Messung der motorischen Funktionen jeweils in der Prä- und Post-Diagnostik eingesetzt:

3.5.1 Drei-dimensionale Bewegungsmessung

Zur Quantifizierung der Präzision der Bewegungen wurde ein akustisches, auf Ultraschall basierendes Verfahren (CMS 50, Fa. Zebris, Isny) eingesetzt (siehe Abbildung 4).

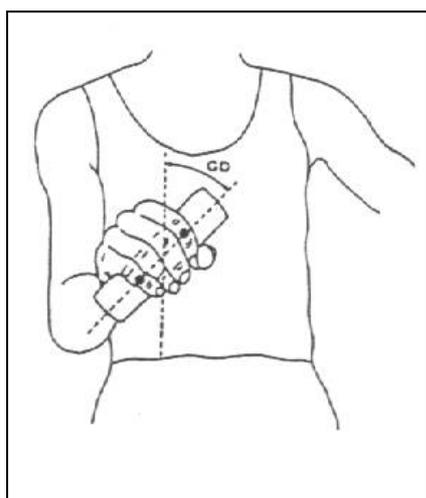


Abb. 4: Aufbau des Gerätes bestehend aus einem Messaufnehmer mit drei Mikrofonen, einem Grundgerät und Ultraschallmarkern. Mit dem angeschlossenen Computer können die Bewegungen direkt am Bildschirm verfolgt werden, während die dazugehörigen Daten bzw. Messwerte aufgezeichnet werden. Die Datenaufzeichnung erfolgte mit der Software WinData 2.19.3x, Fa. Zebris, Isny.

Die drei-dimensionale (3D) Bewegungsmessung erfolgt durch drei aktive Marker, die kontinuierlich kurze Ultraschallimpulse aussenden, die wiederum von drei räumlich getrennten Sensoren (Mikrofonen) empfangen werden. Dabei wird der Ort der Ultraschallmarker mit einer räumlichen Auflösung von 0,1 mm und einer zeitlichen von insgesamt 200 Hz für alle Marker registriert. Der Impuls eines Markers erreicht einen räumlich näheren Empfänger zeitlich früher als einen entfernteren. Mit Hilfe dieser Laufzeitdifferenzen werden die räumlichen Koordinaten der einzelnen Marker berechnet. Neben elementaren Grundbewegungen (z.B. Ellbogenflexion und –extension) und der Gelenkkoordination (Sägebewegung) können schnelle Wechselbewegungen, deren Ausführung flüssig mit einer maximalen Geschwindigkeit erfolgt, überprüft werden (Hermsdörfer et al., 1996). Die *Diadochokineseprüfung* erfasst schnellstmögliche Pro- und Supinationsbewegungen. *Hand- und Zeigefingertapping* beinhalten schnelle Flexions- und Extensionsbewegungen im Handgelenk bzw. im Metacarpo-Phalangeal-Gelenk (MCP-Gelenk) des Zeigefingers. Als typische visuo-motorische Leistung werden *Zielbewegungen*

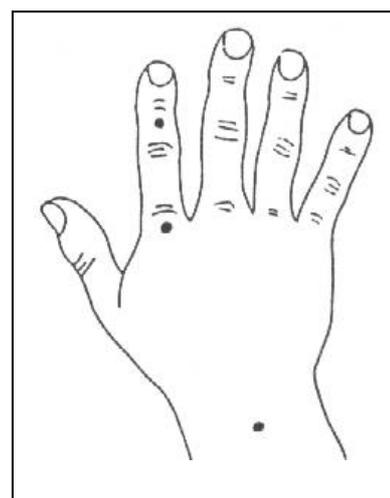
untersucht. Hierbei soll die Hand von einer Startposition zu einem definierten Ziel bewegt und dieses mit der Zeigefingerspitze berührt werden, wobei zwei unterschiedlich große Zielcharakteristika eine Rolle spielen.

Zur Messung der einzelnen Bewegungen wurden die Ultraschallmarker jeweils an einer definierten Position an der betroffenen Extremität befestigt. Für die Diadochokineseprüfung erfolgte die Positionierung zweier Marker auf dem dorsalen Mittelglied des Zeigefinger und des kleinen Fingers in Anlehnung an Hermsdörfer und Kollegen (1996). Zur Aufzeichnung der Hand- und Fingertappingbewegungen wurden die drei Marker auf dem dorsalen Mittelglied vom Zeigefinger, dorsal hinter dem Fingergrundgelenk und auf dem Handgelenk (Handgelenkmitte) angebracht. Für die Aufzeichnung der Zielbewegung auf zwei unterschiedlich große Zielscheiben wurden zwei Marker benötigt, die auf dem dorsalen Mittelglied des Zeigefingers und auf dem Handgelenk dorsal in der Mitte befestigt wurden. Aus den folgenden Abbildungen sind die Markerpositionen ersichtlich:

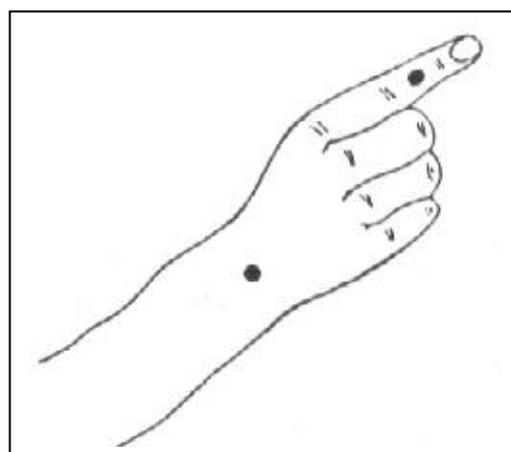


a)

Abb. 5a: Markerposition und Pro-/Supinationswinkel GD. GD entspricht dem Rotationswinkel der Hand ($GD = 0^\circ$ für anatomische Neutralstellung).
Abb. 5b: Markerposition beim Hand- und Zeigefingertapping.
Abb. 5c: Markerposition bei der Zielbewegung.



b)



c)

Für die unterschiedlichen Bewegungstypen war jeweils neben der Veränderung der Markerpositionen auch der Neigungswinkel des Messaufnehmers zu verändern (Hermsdörfer et al., 1996).

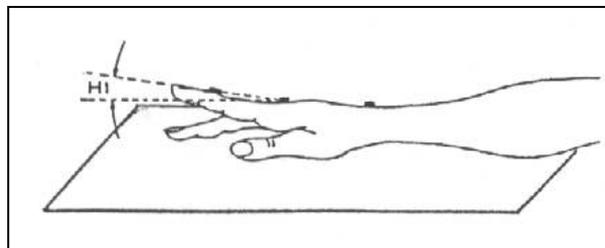


Abb. 5d: Zeigefingertapping, Horizontalwinkel H1. H1 entspricht dem Winkel zwischen proximaler Phalanx des Zeigefingers und Horizontalebene ($H1 = 0^\circ$ für proximale Phalanx des Zeigefingers horizontal).

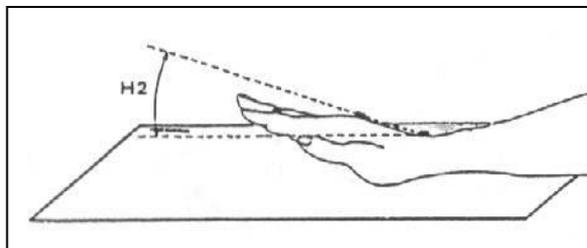


Abb. 5e: Handtapping, Horizontalwinkel H2. H2 entspricht dem Winkel zwischen Handrücken und Horizontalebene ($H2 = 0^\circ$ für Handrücken horizontal).

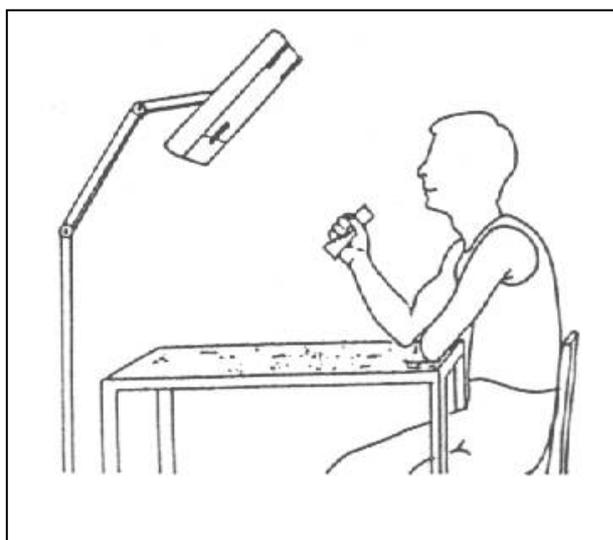


Abb. 5f: Messanordnung Diadochokineseprüfung (Pro-/Supination).

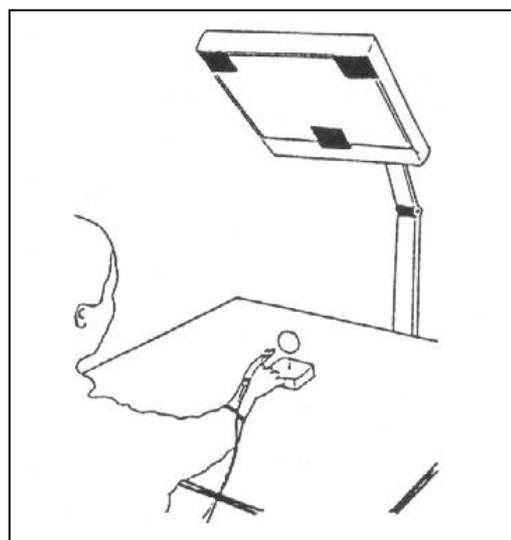


Abb. 5g: Messanordnung Zielbewegungen.

Der Patient saß am Untersuchungstisch, die Hand und der Unterarm lagen bequem flach in einer vorgegebenen Position. Die Aufgabe des Patienten bestand darin, den Zeigefinger mit maximaler Geschwindigkeit auf- und abzuheben (Tapping), wobei die Fingerspitze mindestens 2 cm von der Unterlage abheben musste. Beim Handtapping sollte sich die Hand mit maximaler Geschwindigkeit auf- und ab bewegen, wobei der Unterarm flach auf dem Untersuchungstisch lag und die Fingerspitzen 4 cm angehoben werden sollten. In der Diadochokineseprüfung galt es, die Hand mit maximaler Geschwindigkeit und einem

Bewegungswinkel von mehr als 20° ein- bzw. auswärts zu drehen. Die Aufzeichnung der drei Bewegungstypen erfolgte dreimal ca. 3 Sekunden. Die Zielbewegungen erfolgten in zwei Durchgängen schnellstmöglich von einer vorgegebenen Startposition aus hin zu zwei unterschiedlich großen Zielscheiben, die mit dem Zeigefinger berührt werden sollten. Da bei einem Durchmesser von 0,8 cm die Zielscheibe nur etwa die Fläche der Fingerspitze besitzt, ist für diesen Durchgang eine räumlich exakte Bewegung notwendig. Bei der vergleichsweise großen Scheibe von 5 cm Durchmesser ist dies nicht der Fall. Es wurden hier jeweils acht einzelne Zielbewegungen gemessen. Vor jeder der fünf einzelnen Aufgaben wurde ein Probedurchgang absolviert.

Die Analyse der Untersuchungsdaten erfolgte mit dem Computerprogramm 3DA (3-Dimensionale Bewegungsanalyse motorischer Störungen Version 1.5, Copyright © 1996 Marquardt, München). Das Programm greift auf drei-dimensionale Ortskoordinaten von maximal drei Markern zu und berechnet mit Hilfe eines mathematischen Verfahrens (nonparametrische Kernschätzung) geometrische und kinematische Bewegungsparameter.

Im ersten Schritt der Datenanalyse wurde aus den registrierten Daten einer Aufgabe mit repetitivem Charakter (Diadochokinese, Hand- und Zeigefingertapping) ein Ausschnitt bestimmt. Der Ausschnitt sollte fünf volle Bewegungswechsel beinhalten. Dabei wurde versucht, Anfangs- oder Ermüdungseffekte am Ende einer Aufnahme oder Aussetzer auszuschließen, so dass die „optimale Leistung“ bestimmt werden konnte. Da die Datenaufzeichnung 3 Mal pro Bewegungsaufgabe erfolgte, musste auch die Bestimmung des Ausschnittes 3 Mal erfolgen. Bei den Zielbewegungen wurden jeweils drei Einzelbewegungen analysiert.

In einem zweiten Schritt der Datenanalyse wurde für die repetitiven Bewegungen jeweils eine Segmentanalyse durchgeführt. Für jeden Bewegungswechsel (eine Flexions-/ Extensionsbewegung) wurden hierbei Kennwerte berechnet. Bei der Segmentierung des Ausschnittes ist es wichtig, die Bewegungsrichtung zu berücksichtigen, so dass jeder Bewegungswechsel zusätzlich in zwei Segmente zerlegt wurde (in Flexion und Extension). Die Kennwerte, die aus der Analyse der einzelnen Segmente resultierten, wurden für den kompletten Ausschnitt gemittelt. Es ergaben sich Mittelwerte und Standardabweichungen, die sich auf die jeweilige Bewegungsrichtung bezogen. Da die Aufzeichnung der repetitiven Bewegung und die Bestimmung des Ausschnittes 3 Mal erfolgten, wurden auch 3 Mal die Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet. Aus diesen Werten wiederum ergab sich ein Gesamtmittelwert mit Standardabweichung.

Bei Zielbewegungen, die als diskrete Bewegungen von einer Start- zu einer Zielposition gelten, wurde im Gegensatz zu repetitiven Bewegungen jede Bewegung einzeln analysiert. Nachdem Bewegungsstart und -ende jeweils festgelegt waren, konnten die statistischen Kennwerte aus den Zeitverläufen bestimmt und am Ende gemittelt werden.

Bei der Auswahl von geeigneten Parametern und deren Verarbeitung kam es darauf an, relevante und aussagekräftige Maße für die einzelnen durchzuführenden Bewegungen (Zeigefingertapping, Handtapping, Diadochokinese, Zielbewegungen) zu erfassen. Relevant für die vorliegende Studie waren:

- (1) Analyse der Bewegungsfrequenzen [FREQ]: Anzahl vollständiger wiederholter Bewegungen/Zeit.
- (2) Regelmäßigkeit („smoothness“) der Geschwindigkeitsänderung im Verlauf der Bewegungen [NIV]. Idealerweise ist dieser Wert 1.
- (3) Maximale Winkelgeschwindigkeit über die einzelnen Bewegungen gemittelt [VMAX] in °/s.
- (4) Absolutgeschwindigkeit des Handgelenks [V2] in mm/s.

Tab. 8: Aussagekräftige Maße für die einzelnen Bewegungen und deren Messparameter.

Bewegung	Messparameter	Maße
Zeigefingertapping	Horizontalwinkel H1	FREQ, NIV, VMAX
Handtapping	Horizontalwinkel H2	FREQ, NIV, VMAX
Diadochokinese	Pronations-/Supinationswinkel GD	FREQ, NIV, VMAX
Zielbewegung 5 cm	Absolutgeschwindigkeit	V2
Zielbewegung 0,8 cm	Absolutgeschwindigkeit	V2

Details des Messprocedures, der Position der Marker (Sender) sowie der Auswertungssoftware wurden in Anlehnung an Hermsdörfer (Hermsdörfer et al., 1996, 1999) übernommen.

3.5.2 Action Research Arm Test – ARAT (Carroll, 1965; Lyle, 1981)

Der Action Research Arm Test (siehe Abbildung 6) wurde von Lyle (1981) in Abwandlung des Upper Extremity Function Tests (Carroll, 1965) entwickelt und besteht aus 19 unilateralen Aufgaben. Diese Aufgaben sind vier hierarchischen Untertests zugeordnet,



Abb. 7: Zubehör für den Armparese Score nach Wade et al., 1983.

3.5.4 Box & Block Test - BBT (Mathiowetz et al., 1985a)

Der Box & Block Test misst unilaterale grobe Geschicklichkeit als einen speziellen Aspekt der Armfunktion. Dieses Testverfahren wird sowohl in der Forschung als auch in der Rehabilitation von Patienten mit unterschiedlichsten Diagnosen häufig eingesetzt (Desrosiers et al., 1994b). Der Box & Block Test besteht aus einer zweigeteilten Box, in der sich in zufälliger Anordnung 150 bunte Würfel befinden. Hierbei gilt es, 60 Sekunden lang einzelne Würfel mit der betroffenen Hand von einer Seite der Box zur anderen zu transportieren. Der Patient ergreift den Würfel einzeln und befördert ihn zur anderen Seite, so dass die Fingerspitzen die Trennwand überqueren und der Würfel dort fallen gelassen werden kann. Die Anzahl der transportierten Würfel, die den zeitabhängigen, parametrischen Score repräsentiert, wird gezählt. Der Box & Block Test ist ein valides und reliables Instrument (Pinkowski, 2002). Normdaten existieren für alle Altersgruppen (Smith, 1961; Mathiowetz et al., 1985a; Desrosiers et al., 1994b; Cromwell, 1976). Der Box & Block Test gilt als sensitiv gegenüber klinisch relevanten Veränderungen (de Weerd & Harrison, 1985; Goodkin et al., 1988). Obwohl die Aufgabe selber keinen Alltagsbezug hat, erscheint den Patienten der Vorgang des Ergreifens, Transportierens und Loslassens von Objekten als bedeutsam und könnte in alltägliche Anforderungen transferiert werden (Pinkowski, 2002). Ein weiterer Kritikpunkt, der in der Literatur zu finden ist, ist der Sachverhalt, dass die Durchführung der Greifaufgabe beim Box & Block Test deutlich sichtbare Funktionen erfordert, d.h. es könnte bei der Anwendung mit sehr schwer betroffenen Patienten ein Bodeneffekt auftreten.



Abb. 8: Durchführung des Box & Block Tests.

3.5.5 Nine Hole Pegboard Test - 9HPT (Parker et al., 1986)

Der Nine Hole Pegboard Test ist ein schnell durchführbarer, motorischer Funktionstest der oberen Extremität zur Erfassung der feinmotorischen Fähigkeiten und wird vor allem in wissenschaftlichen Studien, zur Routinediagnostik und zum Patiententraining eingesetzt. Dieses Testverfahren erhebt gemeinsam mit dem Box & Block Test, der grobmotorische Fähigkeiten misst, ergänzende Informationen. Es empfiehlt sich daher, beide Verfahren zusammen anzuwenden (Goodkin et al., 1988). Die Aufgabe der Patienten besteht darin, 9 Holzstecker in der gleichen Anzahl von Löchern so schnell wie möglich einzeln zu platzieren. Die für diese Aufgabe benötigte Zeit wird gemessen und anschließend in ein Punktesystem für die Analyse transferiert (5 bis 15 Sekunden entsprechen 10 Punkten, 15 bis 25 Sekunden entsprechen 9 Punkten,.....wenn die Aufgabe nicht ausgeführt werden konnte 0 Punkte).



Abb. 9: Darstellung des Nine Hole Pegboard Tests.

3.5.6 Zusammenfassende Darstellung der Verfahren auf Verhaltensebene

Bei der Auswahl der motorischen Testverfahren auf der Verhaltensebene ergab sich wie eingangs bereits erwähnt die Frage, welches Kriterium erfasst wird. Nachfolgende Tabelle stellt die erfassten Funktionen und Messwerte zusammenfassend dar:

Tab. 9: Kriterien, die durch in der Studie angewandte motorische Verfahren erfasst werden.

Art des Kriteriums	Name des Diagnostikinstrumentes	Parameter/Wertung
Bewegungsdurchführung	Armparese Score nach Wade	ja = 1 Punkt nein = 0 Punkte (maximaler Wert von 7)
Qualität der Bewegung	3D-Bewegungsmessung (Zeigefingertapping, Handtapping, Diaochokinese)	„Smoothness“ (bei einem Wert von 1 optimal)
	Action Research Arm Test	0 = keine Ausführung möglich 1 = teilweise Ausführung 2 = Ausführung möglich, dabei aber höherer Zeitaufwand und größere Schwierigkeiten 3 = normale Ausführung (maximaler Wert von 57)
Quantität der Bewegung	Box & Block Test	Geschwindigkeit der Bewegung gemessen in der Anzahl bewegter Würfel in 60 Sekunden
	Nine Hole Pegboard Test	Geschwindigkeit der Bewegung gemessen in der Zeit
	3D-Bewegungsmessung (Zeigefingertapping, Handtapping, Diaochokinese, Zielbewegung 0,8cm und 5 cm)	„Frequenz“ und „Winkelgeschwindigkeit VMAX“ (Geschwindigkeit der repetitiven Bewegung gemessen in Hz und °/s); „Absolutgeschwindigkeit V2“ (maximale Geschwindigkeit der Einzelbewegung bis zum Erreichen des Ziels in mm/s)
Alltagsrelevanz	Armparese Score nach Wade Action Research Arm Test	siehe oben

Um sicherzustellen, dass sich die Patienten aller Gruppen zu Beginn der Studie nicht signifikant voneinander in ihren motorischen Parametern unterscheiden, wurden mit SPSS 12.0 (SPSS Inc. Chicago Illinois) einfaktorielles Anovas für alle angewandten motorischen Instrumente und deren Parameter (3D-Bewegungsmessung, Nine Hole Pegboard Test, Box & Block Test, Action Research Arm Test, Armparese Score nach Wade) durchgeführt. Es zeigten sich beim Vergleich der 3 Gruppen keine signifikanten Unterschiede in den einzelnen erhobenen Parametern zum Zeitpunkt der Eingangsuntersuchung t_0 . In folgender Übersicht sind die Ergebnisse des Vergleichs dargestellt:

Tab. 10: Motorische Parameter im Vergleich zwischen den drei Patientengruppen zum Messzeitpunkt t_0 . Dargestellt sind die errechneten F-Werte (F), die Freiheitsgrade (df), das Signifikanzniveau (p) sowie die Effektstärke (ϵ^2). Das Effektstärkemaß ϵ^2 liefert Aussagen über die Varianzaufklärung durch den jeweiligen Faktor.

Testverfahren / Parameter*	F	df	p	ϵ^2
Box & Block Test	,828	2,74	,441	,022
Nine Hole Pegboard Test	,337	2,74	,715	,009
Action Research Arm Test	,857	2,74	,428	,023
Armparese Score nach Wade	,309	2,74	,735	,008
Zeigefingertapping FREQ	,068	2,74	,935	,002
Zeigefingertapping VMAX	,403	2,74	,67	,011
Zeigefingertapping NIV	,407	2,74	,667	,011
Handtapping FREQ	,061	2,74	,941	,002
Handtapping VMAX	,941	2,74	,395	,025
Handtapping NIV	1,385	2,74	,257	,036
Diadochokinese FREQ	,266	2,74	,767	,007
Diadochokinese VMAX	,772	2,74	,466	,02
Diadochokinese NIV	,011	2,74	,989	,000
Zielbewegung 5 cm	,299	2,74	,742	,008
Zielbewegung 0,8 cm	,038	2,74	,963	,001

* In Bezug auf die einzelnen motorischen Parameter sind die Patienten in den 3 Gruppen homogen, so dass der vorher beschriebene Geschlechtsunterschied zwischen den 3 Gruppen vernachlässigt werden kann.

Alle oben beschriebenen motorischen Testverfahren wurden sowohl mit der betroffenen als auch mit der gesunden oberen Extremität durchgeführt. Aufgrund der formulierten

Hypothesen und der Vielzahl von Ergebnissen wurde auf eine Auswertung der gesunden, nicht-betroffenen Extremität im Rahmen dieser Arbeit verzichtet.

3.5.7 Statistische Analyse der Verhaltensdaten

Nach Abschluss der Untersuchung wurden die gewonnenen Daten einer statistischen Analyse unterzogen. Die Datenanalyse erfolgte mit dem Softwareprogramm SPSS 12.0 (SPSS Inc. Chicago Illinois) mittels deskriptiver Statistik und Varianzanalyse mit Messwiederholung (ANOVA). Dabei stellte der Untersuchungszeitpunkt (Messzeitpunkt t_0 und t_1) den Messwiederholungsfaktor dar; die drei Versuchspersonengruppen bildeten den Gruppierungsfaktor. Für die Ergebnisse interessant ist dabei der Interaktionseffekt zwischen den beiden Faktoren. Die Haupteffekte werden in den Fällen von Bedeutung sein, in denen sich keine Interaktionseffekte zeigen. Des Weiteren wurden Veränderungen zwischen den beiden Messzeitpunkten t_0 und t_1 in den drei Gruppen mit Hilfe von t-Tests berechnet. Die Effektstärke des Trainings wurde nach Cohen (1988) für jede der einzelnen Gruppen bestimmt.

3.6 Prä- und Postdiagnostik der motorischen Funktionen – Elektrophysiologie

Vor und nach der 3-wöchigen Trainings- bzw. Standardtherapiephase wurden elektrophysiologische Parameter mittels Elektroenzephalogramm (EEG) erhoben.

3.6.1 Registrierung des Elektroenzephalogramms (EEG)

Das EEG wurde mit 32 Zinnelektroden abgeleitet, die in einer elastischen Kappe montiert waren, wobei eine Modifizierung des internationalen 10-20-Systems nach Jaspers (1958) vorgenommen wurde (siehe Abbildung 10). Alle Elektrodenwiderstände wurden unterhalb von 5-10 k Ω gehalten. Das EEG und das EOG wurden mit einem REFA-Verstärker der Firma TMS International (Enschede, NL) aufgezeichnet. Der Verstärker beinhaltet einen analogen Antialiasing-Filter mit einer Abtastrate von 128 Hz. Ansonsten wurden die Signale ungefiltert mit einer Abtastrate von 256 Hz und einer Auflösung von 22 Bit, 71.5 nV per Bit digitalisiert.

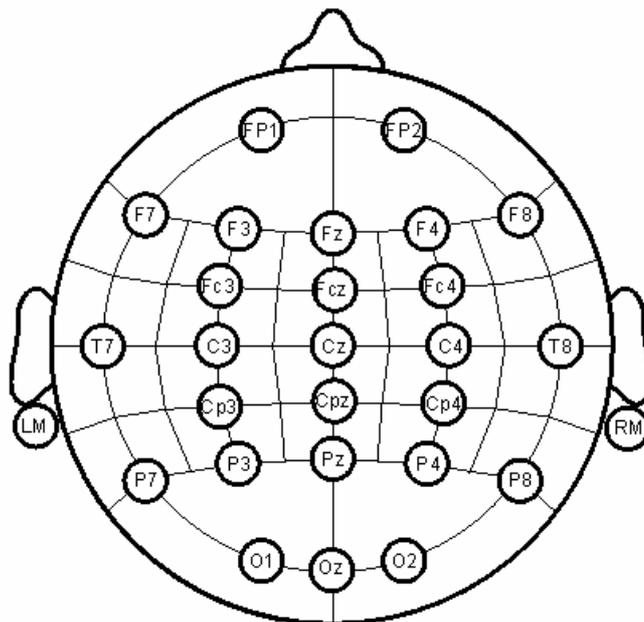


Abb. 10: Die Anordnung der Elektroden nach dem modifizierten 10-20-System zuzüglich einer Erdungselektrode und 3 zusätzlichen EOG-Elektroden zur Aufzeichnung von Augenbewegungen. Als Referenzelektroden dienten der linke und rechte Mastoid.

3.6.2 Labor

Die EEG-Untersuchungen wurden im Neurologischen Rehabilitationszentrum Magdeburg mit einem portablen EEG-System (siehe Abbildung 11a und b) in einem speziell abgeschirmten Raum durchgeführt.



Abb. 11a: Darstellung des portablen EEG-Systems: Laptop links, ausgestattet mit einer Präsentationssoftware ® (Neurobehavioral Systems, Inc. Albany, CA); Laptop rechts, ausgestattet mit der EEG-Aufzeichnungs-Software eemagine (FA. eemagine Medical Imaging Solution GmbH, Berlin, D); REFA-Verstärker (Fa. TMS International, Enschede, NL); Glasfaserkabel; Fusbi „Fiber Interface module USB 2 (Fa. TMS International, Enschede, NL); PCI-Karte.



Abb. 11b: Patientin während der Versuchsdurchführung; links ein Computer, ausgestattet mit der Software MIDIport (M. Bangert, Neuroimaging Laboratory, Boston, MA, USA) zur Umwandlung der MIDI-Signale des elektronischen Klaviers und der Drum-Pads und Abgabe dieser als Triggerinformation in den EEG-Verstärker.

3.6.3 Versuchsdurchführung

Zu Beginn der Untersuchung machten sich die Patienten mit dem Untersuchungsraum und der verwendeten Ausrüstung vertraut. Nachdem sie über die Freiwilligkeit, den wissenschaftlichen Charakter und die möglichen Belastungen der EEG-Untersuchung aufgeklärt wurden, unterzeichneten sie eine schriftliche Einverständniserklärung zur Teilnahme. Die experimentelle Instruktion wurde mündlich vorgetragen, wobei eine schriftliche Vorlage als Anhalt diente. Hierdurch konnten Verständnisschwierigkeiten bei den Aufgaben vermieden werden. Die Vorgehensweise beim Setzen der Elektrodenhaube sowie die grobe Struktur der Aufgaben wurden erklärt.

Die Elektrodenhaube wurde auf dem Kopf der Patienten angebracht. Die Position der Cz-Elektrode wurde als Mittelpunkt zwischen Nasion und Inion sowie zwischen den beiden präauriculären Punkten bestimmt und die Haube so ausgerichtet, dass sie eine symmetrische Platzierung der Elektroden gewährleistete. Die Elektrodenimpedanzen durften nicht größer als 5-10 k Ω sein.

Die erste Aufgabe der Patienten bestand darin, mit dem Zeigefinger der betroffenen und im Anschluss mit dem Zeigefinger der nicht betroffenen Hand alle 3-5 Sekunden eine vorher definierte, stumm geschaltete MIDI-Klaviertaste (Knopfdruck) ca. 100 Mal selbst initiiert anzuschlagen. Die zweite Aufgabe beinhaltete die Betätigung eines in Reichweite positionierten, stumm geschalteten (definierten) Drum-Pads jeweils nacheinander mit dem betroffenen und nicht betroffenen Arm. Auch hier galt es, ca. 100 selbst initiierte Bewegungen (ein Pad-Anschlag alle 3-5 Sekunden) zu vollführen. Während der einzelnen Anschläge sollten die Patienten nicht mitzählen und jegliche kognitive Aktivität vermeiden. Es wurde darauf geachtet, dass die Patienten entspannt saßen, Kopfbewegungen und Augenblinzeln vor und während der Anschlagbewegung vermieden wurden. Die jeweils nicht getestete Hand lag entspannt auf dem Tisch vor dem MIDI-Klavier oder entsprechend auf dem Schoß der Patienten. Die EEG-Daten wurden kontinuierlich aufgenommen.

Die Untersuchung jedes Zeigefingers (am MIDI-Klavier) bzw. jedes Armes (an den Drum-Pads) dauerte bis zu fünf Minuten. Nach jedem der einzelnen Durchgänge wurde eine Pause gemacht, so dass der eigentliche Versuch nach ca. 30 Minuten abgeschlossen war.

3.6.4 Datenanalyse

Die Auswertung der EEG-Daten erfolgte mittels frequenzbezogener Analyse. Hierbei wurden die ereigniskorrelierte Desynchronisation/Synchronisation als Maß für intrakortikale Exzitabilität bei einfachen willkürlichen Fingerbewegungen (MIDI-Klavier-Tastendruck) und

bei ballistischen Armbewegungen (Drum-Pad-Anschlag) sowie ereigniskorrelierte Kohärenzen berechnet.

3.6.4.1 Ereigniskorrelierte Desynchronisation/Synchronisation (ERD/ERS)

Bei der ERD-Berechnung wurde die prozentuelle Veränderung der Bandleistung des Signals in Bezug auf ein Referenzintervall vor dem Ereignis, für das man annehmen kann, dass noch keine spezielle motorische Verarbeitung stattfindet, ermittelt. Es wurden Epochen von 4000 ms Länge, die sich von 2000 ms vor dem MIDI-Klavier-Tastendruck bis zu 2000 ms nach dem Tastendruck erstreckten, aus den Daten extrahiert.

Die Baseline wurde über ein Zeitintervall von 1500 ms bis 1000 ms vor dem Tastendruck (Pad-Anschlag) festgelegt. Nach der klassischen Methode zur Berechnung des Zeitverlaufes der ERD (Pfurtscheller & Lopes da Silva, 1999) wurde das Rohsignal über die einzelnen ereignisbezogenen Trials hinweg bandpassgefiltert im Alpha-Band (9-11 Hz) und im Beta-Band (18-22 Hz). In einem weiteren Schritt wurden die Amplituden aller aufgezeichneten Werte (samples) quadriert, um Leistungswerte zu erhalten. Im Anschluss wurden die einzelnen Leistungswerte (power samples) über alle Zeitfenster hinweg gemittelt und in Bezug zur Baseline gesetzt. Das Resultat ist die prozentuelle Veränderung der Bandleistung des Signals in Bezug auf die Bandleistung im Referenzintervall (ERD/ERS).

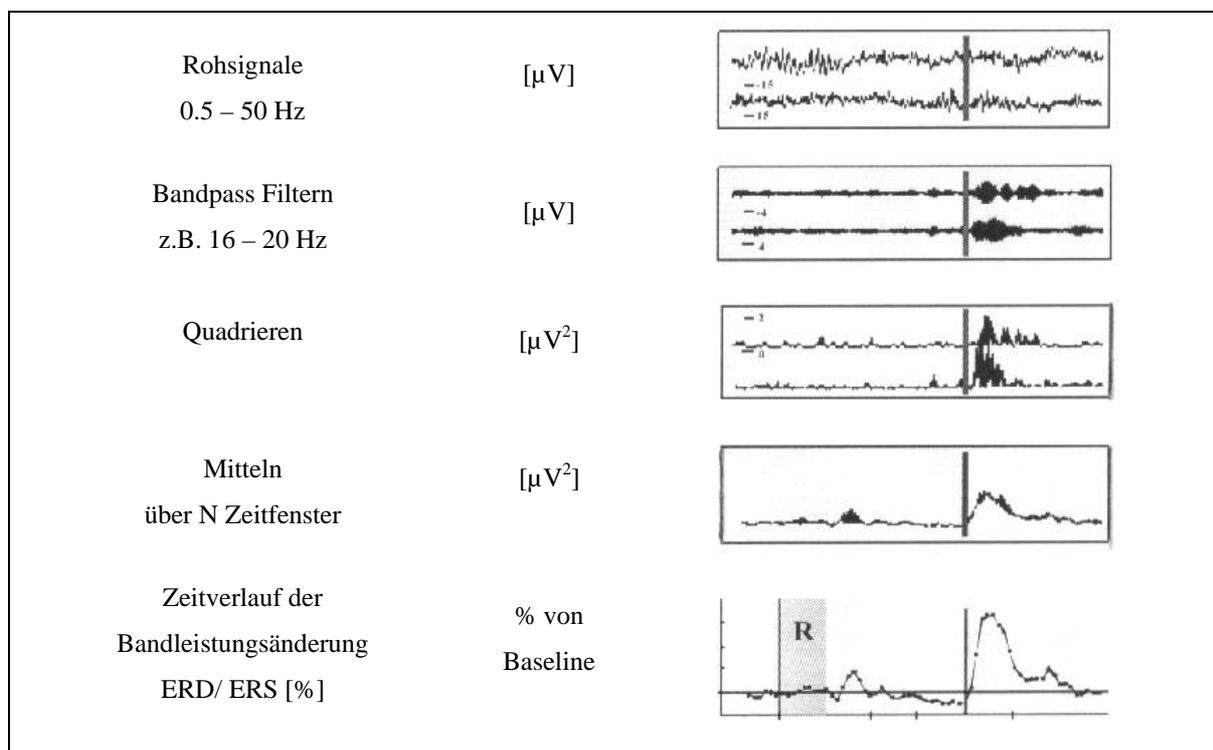


Abb. 12: Prinzip der ERD-Berechnung.

In Anlehnung an Rau et al. (2003) wurde die aufgabenbezogene Power ($Power_{\text{Aufgabe}}$) durch Subtraktion der Power während Aktivierung ($Power_{\text{Aktivierung}}$) minus Power während Ruhe ($Power_{\text{Ruhe}}$) bestimmt:

$$Power_{\text{Aufgabe}} = Power_{\text{Aktivierung}} - Power_{\text{Ruhe}}$$

Drei räumliche Elektroden-Cluster wurden definiert, um das Signal-Rausch-Verhältnis zu verbessern: (1) zentrale Elektroden Fz, Fcz, Cz, (2) ipsiläsionale⁷ Elektroden und (3) kontraläsionale Elektroden. Bei den rechts betroffenen Patienten sind die ipsiläsionalen Elektroden F3, Fc3, C3 und die kontraläsionalen F4, Fc4, C4. Entsprechend umgekehrt verhält es sich bei den links betroffenen Patienten. Um das Signal-Rausch-Verhältnis für weitere Vergleiche zu verbessern, wurde letztlich jeweils über alle ipsiläsionalen und kontraläsionalen Elektroden sowohl der links als auch rechts betroffenen Patienten gemittelt. Zum Vergleich der Potentialverläufe zwischen den einzelnen Gruppen zu den beiden Messzeitpunkten t_0 und t_1 wurden in Zeitintervallen von 100 ms t-Tests gerechnet.

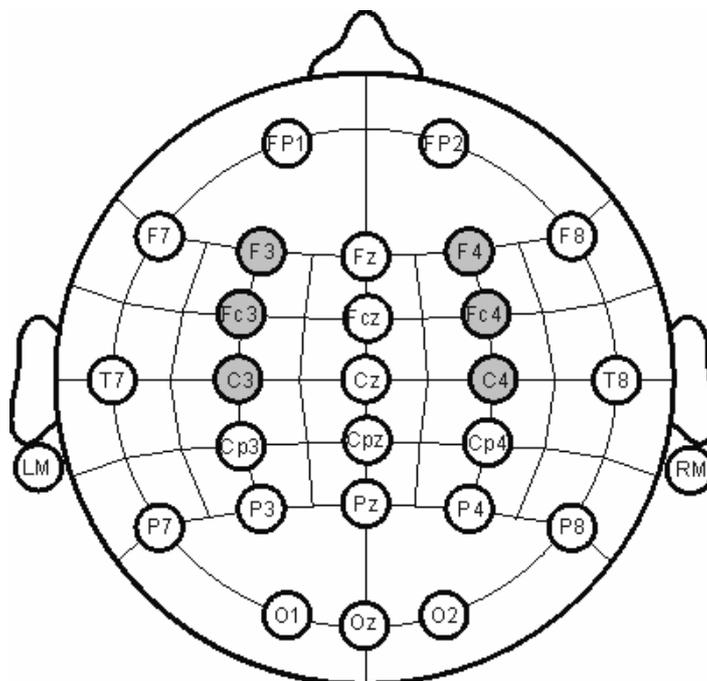


Abb. 13: Von den 3 definierten Elektroden-Clustern gingen jeweils die ipsiläsionalen und kontraläsionalen Elektroden (hier grau unterlegt) in die Analyse ein.

⁷ Auf die Seite der Läsion bezogen.

Weiterhin wurden die 32 Patienten der MG in drei Untergruppen geteilt, abhängig von ihren Verbesserungen in den motorischen Funktionen, die sich in den Testdaten auf Verhaltensebene widerspiegelten. Die 11 Patienten, die laut ihrer Ergebnisse am deutlichsten vom musikunterstützten Training profitierten (Responder) wurden den 11 Patienten gegenübergestellt, die am wenigsten Fortschritte erzielten (Non-Responder). Weitere 10 Patienten, die sich laut ihrer Ergebnisse im „Mittelfeld“ befanden und die dritte Gruppe bildeten, blieben bei diesem Vergleich unberücksichtigt. Die Hirnpotentiale wurden also zwischen den „Respondern“ und „Non-Respondern“ varianzanalytisch (ANOVA) unter Beachtung des Messwiederholungsfaktors (t_0 und t_1) in den untersuchten Frequenzbändern ausgewertet.

3.6.4.2 Kohärenzanalyse

Die Kohärenzanalyse als spezielle Variante der frequenzbezogenen Analyse wurde durchgeführt, um festzustellen, ob eine Veränderung der Kohärenzen als Effekt des musikunterstützten Trainings beobachtet werden kann. Es wurden die Kohärenzen in den einzelnen Gruppenvergleichen zu den zwei Messzeitpunkten t_0 und t_1 zwischen folgenden Elektroden in den untersuchten Frequenzbändern berechnet (siehe Abbildung 14).

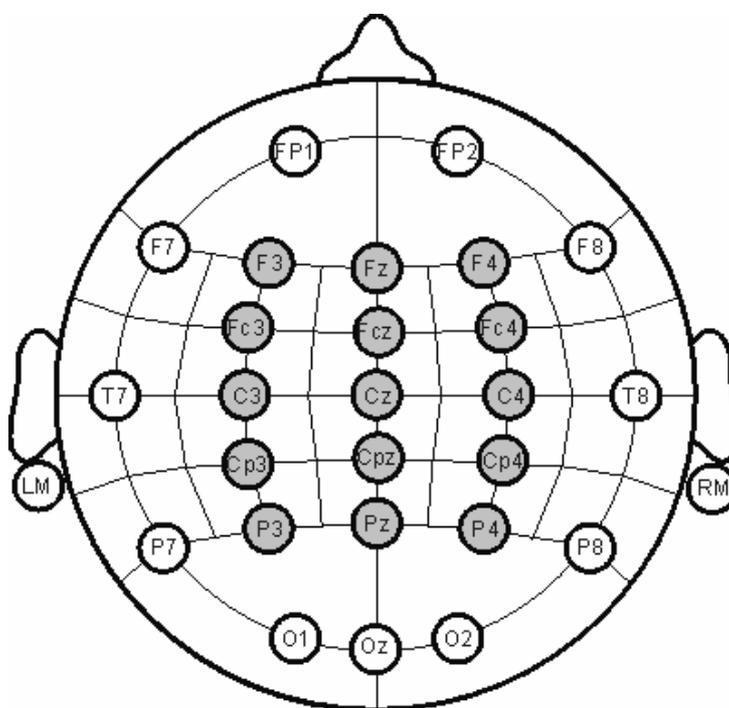


Abb. 14: Elektroden, die in die Kohärenzanalyse einbezogen wurden (grau unterlegt). Die Elektroden im Außenrand der Haube wurden nicht analysiert, da deren aufgezeichnete Signale bei manchen Probanden durch Artefakte überlagert waren.

Folgende Formel von Pfurtscheller und Andrew (1999) diene zur Berechnung der Kohärenzen:

$$C_{xy}(f) = \frac{|G_{xy}(f)|^2}{G_{xx}(f)G_{yy}(f)}.$$

Der Zähler enthält das Kovarianzspektrum $G_{xy}(f)$ für zwei Elektrodenpositionen x und y , für eine bestimmte Frequenz (f). Im Nenner stehen die Autospektren $G_{xx}(f)$ und $G_{yy}(f)$ (Energiespektren, Powerspektren) der einzelnen Elektrodenpositionen x und y .

$$G_{xx}(f) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |X_n(f)|^2$$

$$G_{yy}(f) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |Y_n(f)|^2$$

$$G_{xy}(f) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |X_n(f)Y_n^*(f)|$$

$X_n(f)$ und $Y_n(f)$ sind die Werte der Fourier-Transformation für die entsprechenden Frequenzbänder für die Elektrodenpositionen x und y im n -ten Zeitfenster. Korrelationsunterschiede zwischen den Messzeitpunkten t_0 und t_1 wurden mit dem U-Test berechnet.

3.7 Standardtherapien

Die Patienten, die an der vorliegenden Studie teilnahmen, erhielten etwa in gleichem Maße neben konventionellen physio- und ergotherapeutischen Einzelanwendungen auch Gruppentherapien für die oberen Extremitäten (siehe Tabelle 11).

Die Anzahl von rehabilitativen Anwendungen, die die Patienten vor Beginn der Studie bekommen hatten, wurde nicht berücksichtigt. Es besteht aber kein Grund für die Annahme, dass sich die drei Gruppen (MG, KG, TG) diesbezüglich unterscheiden haben.

Tab. 11: Übersicht der konventionellen Therapien für die oberen Extremitäten.

Konventionelle Therapien/Standardtherapien	MG	KG	TG
	Durchschnittliche Anzahl der Therapien über 3 Wochen (je 30-minütige Therapieeinheiten)		
Physiotherapie <i>einzel</i>	7,31	7,50	6,93
Ergotherapie <i>einzel</i>	7,69	7,07	7,87
Feinmotorikgruppe	5,80	5,16	5,33
Armgruppe (Wahrnehmung, Funktion, Koordination)	8,44	8,53	8,07
Summe	29,24	28,26	28,20

3.8 Durchführung des musikunterstützten Trainings

Das musikunterstützte Training fand in drei Wochen 15 Mal statt. Es war als Einzeltraining konzipiert und wurde 5 Mal wöchentlich jeweils 30 Minuten bei den MG-Patienten neben den konventionellen Therapien von der Studienleiterin (Sabine Schneider) durchgeführt.

Um sowohl fein- als auch grobmotorische Aspekte für die oberen Extremitäten zu trainieren, wurden zwei unterschiedliche Eingabemedien (1) MIDI-Klavier und (2) programmierbare elektronische Drum-Pads eingesetzt. Die Drum-Pads, acht an der Zahl, wurden so programmiert, dass sie bei Betätigung jeweils einen reinen Ton (Klavierton) produzierten, so dass die Probanden nur ein anderes Eingabemedium hatten (grobmotorisch), aber der auditive Teil im Vergleich zum MIDI-Klavier gleich geblieben ist. Die 8 Drum-Pads mit jeweiligem Durchmesser von 20 cm produzierten die Töne g, a, h, c, d, e, f, g´. In ähnlicher Weise wurde das MIDI-Klavier arrangiert, indem nur 8 weiße Tasten (auch g, a, h, c, d, e, f, g´) vom Patienten gespielt werden sollten.

Das Trainingsprogramm, in dem die Schwierigkeitsstufen der Übungsteile und die Trainingsschritte von einfachen hin zu schwierigen Aufgaben festgelegt sind, wurde im Rahmen einer Pilotstudie erstellt (siehe Manual im Anhang). Durch die unterschiedlichen Kombinationsmöglichkeiten der Aufgaben (Baukastensystem) wurden die Patienten Schritt für Schritt, beginnend mit der paretischen Extremität hin zum Zusammenspiel von paretischer und gesunder gefördert.

Aufgrund der unterschiedlichen motorischen Funktionsbeeinträchtigungen erhielten einige Patienten (1) Training an den Drum-Pads (n = 2), (2) Training am MIDI-Klavier (n = 16) und (3) Training an beiden Eingabemedien (n = 14, 15 Minuten pro Instrument und Trainingseinheit).

Das musikunterstützte Training an den Drum-Pads erfolgte sitzend im Rollstuhl oder auf einem Hocker ohne Armlehnen. Die einzelnen Drum-Pads wurden im Halbkreis um den Patienten arrangiert (siehe Abbildung 15).

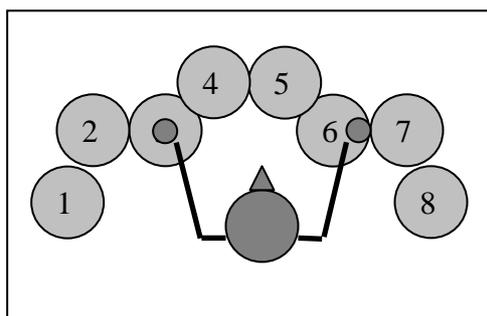


Abb. 15: Darstellung der Anordnung der Drum-Pads.

Die Konfiguration der Drum-Pads konnte bezüglich der Höhe und des Abstandes der einzelnen Pads an den Patienten angepasst werden. Zu Beginn des Trainings konnte lediglich ein geringer Teil der Patienten die Pads mit ausgestrecktem Arm bedienen, während die überwiegende Anzahl von Patienten nur die unteren Pads (1-3-6-8) erreichen konnte.

Während der Trainingseinheiten stand die Studienleiterin hinter dem Patienten bzw. seitlich zur betroffenen Körperhälfte und unterstützte, falls erforderlich, die betroffene Extremität durch Halten beziehungsweise Mitführen des betroffenen Armes und der Hand sowie durch ständiges Lockern der einzelnen Gelenke.

In ähnlicher Weise saß der Patient an dem MIDI-Klavier, welches auf einem höhenverstellbaren Tisch positioniert wurde. Vor dem Klavier lag eine Decke, so dass der Patient seine Arme ablegen konnte. Die Studienleiterin saß bzw. stand neben dem Patienten an der betroffenen Körperseite und unterstützte die betroffene Extremität, falls erforderlich.

Jede Übung wurde von der Studienleiterin vor- und vom Patienten nachgespielt. Der Patient begann mit der betroffenen Extremität und konnte zum Ende hin mit beiden Händen zusammen spielen.

Das Trainingsprogramm konnte an die Bedürfnisse der Patienten bezüglich der Anzahl zu spielender Töne (1, 2, ..., 8), der Geschwindigkeit, der Abfolge der Töne sowie der am Spiel beteiligten Gelenke (grobmotorisch: Ellbogengelenk, Schulter, gesamter Arm; feinmotorisch:

Handgelenk, Metacarpo-Phalangeal-Gelenk, proximales Interphalangeal-Gelenk, distales Interphalangeal-Gelenk) angepasst werden.

Des Weiteren wurde der Schwierigkeitsgrad systematisch in 10 Stufen angehoben. Jede einzelne Stufe wiederum bestand aus verschiedenen Aufgaben; die Gesamtzahl der Aufgaben betrug 56. Jeder Patient begann das Training auf der niedrigsten Stufe und mit der einfachsten Aufgabe durch das Spielen einzelner Töne bzw. desselben Tones auf demselben Drum-Pad oder derselben Klaviertaste. Jede einzelne Aufgabe musste 3 bis 5 Mal korrekt wiederholt werden. Konnte die Anforderung bewältigt werden, kam die nächste Aufgabe. Wenn der Patient diese nicht erfüllen konnte, erfolgte eine erneute Wiederholung.

In den folgenden Stufen erhöhte sich die Anzahl zu spielender Drum-Pads bzw. Klaviertasten und in den einzelnen Aufgaben der Stufen veränderte sich die Abfolge der Töne, so dass bis zu 8 Töne in unterschiedlicher Reihenfolge gespielt werden konnten. Während in Stufe 2, 4, 6, 8 aufeinanderfolgende Töne (Tonschritte) gespielt werden mussten, kamen in Stufe 3, 5, 7, 9 Tonsprünge zum Einsatz. In der schwierigsten Stufe 10 galt es, Kinder- bzw. Volksliedanfänge sowie am Schluss ganze Kinder- bzw. Volkslieder, die 5 bis 8 unterschiedliche Töne beinhalteten, nachzuspielen. Bei Letzterem standen 20 verschiedene Lieder zur Auswahl (z.B. „Freude schöner Götterfunken“). In jeder 30-minütigen Trainingseinheit wurden ca. 8 bis 12 Aufgaben innerhalb der Stufen durchgeführt (Fallbeispiel siehe Anhang).

Es wurde darauf geachtet, dass fortwährend und wiederholt gleiche Bewegungen bzw. Bewegungsabläufe geübt wurden, was die Grundlage für das motorische Lernen darstellt.

3.9 Motorisches Funktionstraining nach Taub (Taub et al., 1993)

Wie oben bereits beschrieben wurde eine zweite klinische Kontrollgruppe „TG“ rekrutiert, die in Anlehnung an die Constraint-induced Movement Therapy (CI Therapie; Taub et al., 1993, 2002; Bauder et al., 2001; siehe Einleitung) ein motorisches Funktionstraining erhielt. Das Taubsche Konzept beruht auf der Verhinderung kompensatorischer Bewegungen (constraint) der weniger beeinträchtigten beziehungsweise gesunden Extremität und einem intensiven (3-6 h/Tag über zwei Wochen), in der Schwierigkeit gestuften motorischen Funktionstraining für die betroffene. Letzteres wurde mit 15 Patienten von der Studienleiterin durchgeführt. Das motorische Funktionstraining fand in drei Wochen 15 Mal statt. Es war als Einzeltraining konzipiert und wurde 5 Mal wöchentlich jeweils 30 Minuten bei den TG-Patienten neben den konventionellen Therapien durchgeführt. Alle weiteren Einflussgrößen (Patientenauswahl,

Prä-/Postdiagnostik der motorischen Funktionen etc.) waren identisch zum musikunterstützten Trainingsprogramm.

In Anlehnung an die Untersuchungen von Bauder et al. (2001) wurden einzelne Übungsaufgaben und Therapiematerialien für das im Rahmen dieser Arbeit angewandte motorische Funktionstraining übernommen. Die Kriterien für die Auswahl der einzelnen Aufgaben und Materialien waren (1) das Üben von alltagsrelevanten Bewegungen oder Voraussetzungen alltagsrelevanter Handlungssequenzen und (2) die Verbesserung der am deutlichsten betroffenen bzw. eingeschränkten Gelenkbewegungen und Muskelgruppen.

Hierbei wurden einerseits Übungsaufgaben für einzelne Gelenke und spezielle Bewegungen (z.B. das Schultergelenk) und andererseits für die Koordination zwischen verschiedenen Gelenken bzw. Muskelgruppen (z.B. Finger, Handgelenk und Unterarmdrehung) angewandt. Die einzelnen Aufgaben wurden individuell für jeden Patienten zusammengestellt und angepasst. Auswahl und Art der Durchführung der Aufgaben wurden im Anschluss an die motorische Prä-Diagnostik festgelegt. Grundsätzlich wurden Aufgaben geübt, die allein mit der betroffenen Extremität durchgeführt werden konnten und eine aktive Bewegung erforderten. Jede Übungsaufgabe konnte im Schwierigkeitsgrad variiert und verändert werden (z.B. Anzahl von Wiederholungen, Position der Trainingsmaterialien etc.). Beispiele einzelner Übungsaufgaben und der Materialien sind im Anhang dargestellt und beschrieben.

Die Patienten saßen je nach Aufgabenanforderung an einem höhenverstellbaren Tisch oder im freien Raum direkt vor oder neben den Übungsinstrumenten (Materialien). Bei der Durchführung des Trainings wurden folgende Grundsätze beachtet: (1) jede Übungsaufgabe wurde mehrmals hintereinander durchgeführt (5-10 Durchgänge nacheinander) und spätestens alle 2 Tage wiederholt, (2) die Bewegungen wurden quantifiziert, indem eine bestimmte Zeitspanne für die Aufgabendurchführung (z.B. 60 Sekunden) oder eine bestimmte Anzahl von Wiederholungen vorgegeben war und (3) die qualitative und quantitative Bewegungseinschätzung wurden zusammen mit der Aufgabenbeschreibung vermerkt. Des Weiteren wurden lernpsychologische Strategien wie z.B. Shapingprinzipien eingesetzt, die von Bauder et al. (2001) übernommen wurden, jedoch an dieser Stelle nicht näher erläutert werden sollen (siehe Fallbeispiel im Anhang).

3.10 Einschätzung des Trainingserfolges

Die Patienten wurden am Schluss der Studie in einem Fragebogen sowohl zum musikunterstützten Training als auch zum motorischen Funktionstraining nach Taub nach dessen subjektiv empfundenen Nutzen befragt. Auf einer 5-Punkt-Skala („sehr groß“, „groß“, „mittel“, „wenig“ oder „kein“) sollten die Teilnehmer angeben, wie sie den Nutzen des absolvierten Trainings einschätzen würden. Die jeweiligen Fragebögen befinden sich im Anhang.

4 Ergebnisse

Im ersten Schritt werden die in der 3-wöchigen Trainings- bzw. Standardtherapiephase erzielten Veränderungen in den drei Gruppen (MG, KG, TG) auf Verhaltensebene dargestellt. Es folgt im Anschluss die Beschreibung der neurophysiologischen Daten.

4.1 Verhaltensdaten

4.1.1 Prä-/Postvergleich der motorischen Funktionen der drei Patientengruppen

Die Vergleiche der Prä-/Postmessung (Messzeitpunkt t_0 und t_1) des Box & Block Tests, Nine Hole Pegboard Tests, Action Research Arm Tests und Armparese Score`s nach Wade wurden für 32 Patienten der MG, 30 Patienten der KG und 15 Patienten der TG durchgeführt.

Die Patienten der MG zeigten im Vergleich zur KG und TG deutliche Verbesserungen über die Zeit im Box & Block Test (Interaktion Gruppe x Messzeitpunkt; $F(2,74) = 19,94$, $p < ,001$), Nine Hole Pegboard Test (Interaktion Gruppe x Messzeitpunkt; $F(2,74) = 6,75$, $p = ,002$), Action Research Arm Test (Interaktion Gruppe x Messzeitpunkt; $F(2,74) = 10,49$, $p < ,001$) und Armparese Score nach Wade (Interaktion Gruppe x Messzeitpunkt; $F(2,74) = 7,93$, $p = ,001$). Die Mittelwertsunterschiede zwischen den zwei Messzeitpunkten sind für die drei Gruppen für die einzelnen Verfahren in Abbildung 16 a bis d dargestellt.

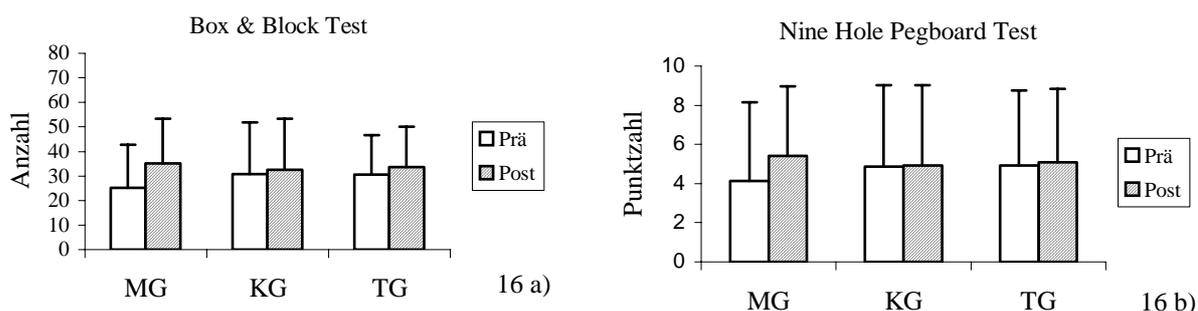


Abb. 16 a und b: Darstellung der Mittelwertsunterschiede und Standardabweichungen der drei Gruppen über die beiden Messzeitpunkte im Box & Block Test und Nine Hole Pegboard Test (tabellarische Aufstellung im Anhang).

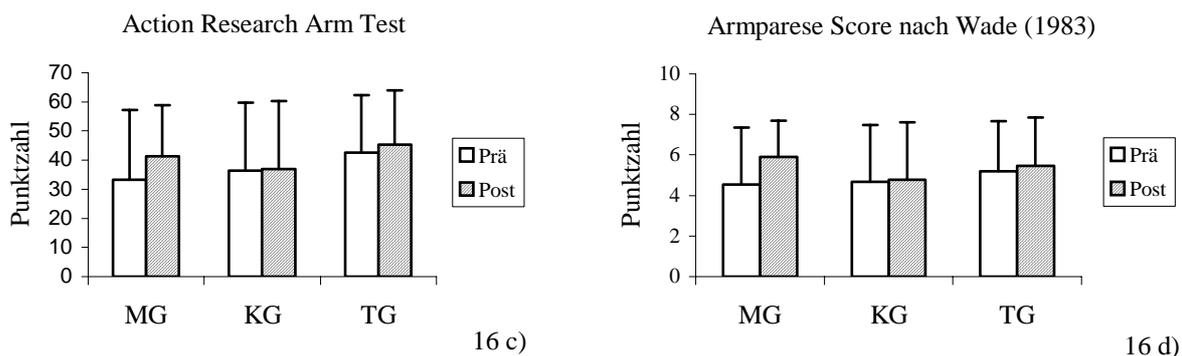


Abb. 16 c und d: Darstellung der Mittelwertsunterschiede und Standardabweichungen der drei Gruppen über die beiden Messzeitpunkte im Action Research Arm Test und Armparese Score nach Wade (Tabelle im Anhang).

Die Ergebnisse der drei-dimensionalen Bewegungsmessung resultieren aus der Analyse von 31 Patienten der MG, 23 Patienten der KG und 15 Patienten der TG. Der Vergleich der drei Gruppen zu den zwei Messzeitpunkten ergab erwartungsgemäß signifikante Interaktionseffekte beim Zeigefingertapping. Die MG zeigte eine deutliche Verbesserung des Parameters Frequenz [FREQ], die in den beiden anderen Gruppen nicht ersichtlich war (Interaktion Gruppe x Messzeitpunkt; $F(2,66) = 15,56$, $p < ,001$). Signifikante Effekte wurden auch beim Parameter „Smoothness“ [NIV] (Interaktion Gruppe x Messzeitpunkt; $F(2,66) = 7,23$, $p = ,001$) sowie in der maximalen Winkelgeschwindigkeit über die einzelnen Bewegungen [VMAX] (Interaktion Gruppe x Messzeitpunkt; $F(2,66) = 6,66$, $p = ,002$) gefunden. In den Abbildungen 17 a bis c sind die Mittelwertsunterschiede für die drei Gruppen und die einzelnen Parameter des Zeigefingertappings visualisiert (tabellarische Aufstellung im Anhang).

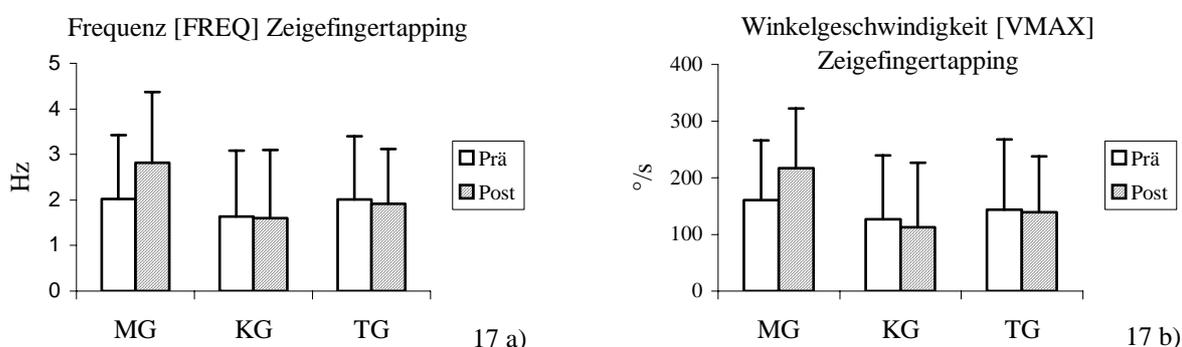


Abb. 17 a und b: Darstellung der Mittelwertsunterschiede und Standardabweichungen der einzelnen Parameter beim Zeigefingertapping der drei Gruppen über die beiden Messzeitpunkte.

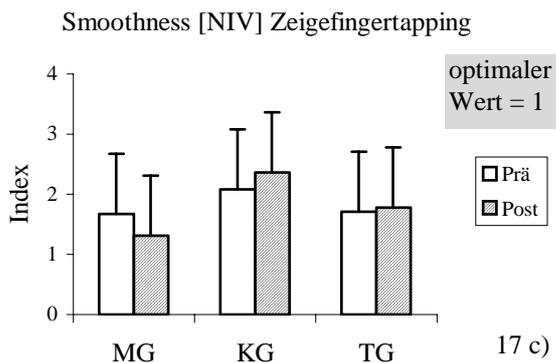


Abb. 17 c: Darstellung der Mittelwertsunterschiede und Standardabweichungen des Parameters [NIV] beim Zeigefingertapping der drei Gruppen über die beiden Messzeitpunkte.

Die Analyse der drei-dimensionalen Bewegungsmessung beim Handtapping ergab signifikante Interaktionseffekte im Parameter Frequenz [FREQ] (Interaktion Gruppe x Messzeitpunkt; $F(2,66) = 7,55$, $p = ,001$), in der „Smoothness“ [NIV] (Interaktion Gruppe x Messzeitpunkt; $F(2,66) = 5,52$, $p = ,006$) sowie in der maximalen Winkelgeschwindigkeit über die einzelnen Bewegungen [VMAX] (Interaktion Gruppe x Messzeitpunkt; $F(2,66) = 5,19$, $p = ,008$).

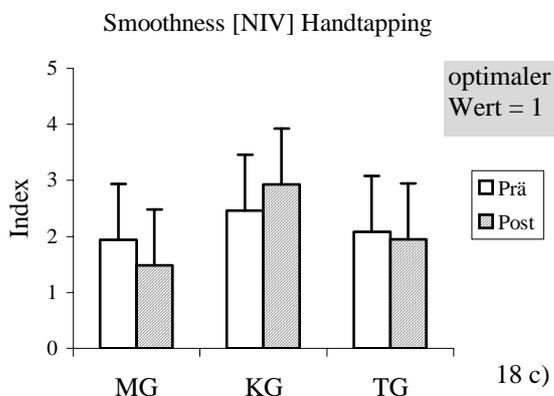
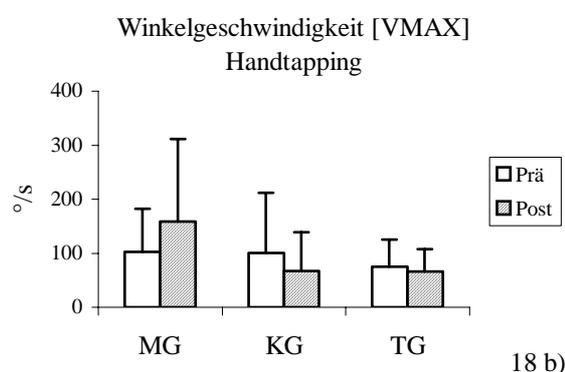
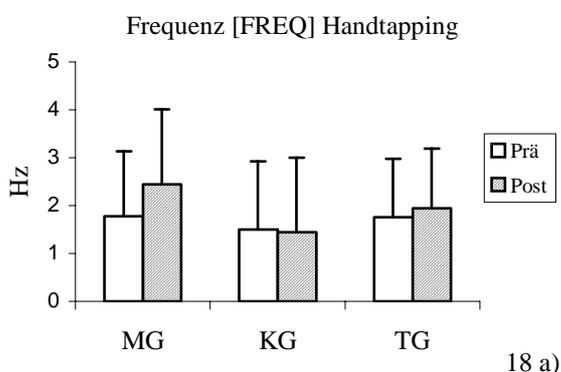


Abb. 18 a bis c: Darstellung der Mittelwertsunterschiede und Standardabweichungen der einzelnen Parameter beim Handtapping der drei Gruppen über die beiden Messzeitpunkte (tabellarische Aufstellung im Anhang).

Der Vergleich der drei Gruppen zu den zwei Messzeitpunkten der Diadochokinese ergab, wie aus Abbildung 19 a bis c zu entnehmen, im Parameter „Smoothness“ einen signifikanten Interaktionseffekt (Interaktion Gruppe x Messzeitpunkt; $F(2,66) = 4,24$, $p = ,019$). Die Effekte in den Parametern [FREQ] (Interaktion Gruppe x Messzeitpunkt; $F(2,66) = 2,22$, $p = ,117$) und [VMAX] (Interaktion Gruppe x Messzeitpunkt; $F(2,66) = 1,18$, $p = ,315$) waren nicht bedeutsam.

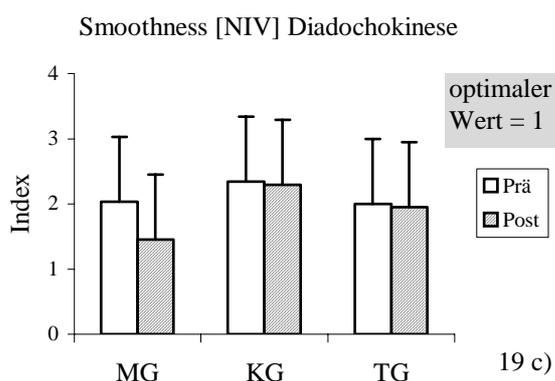
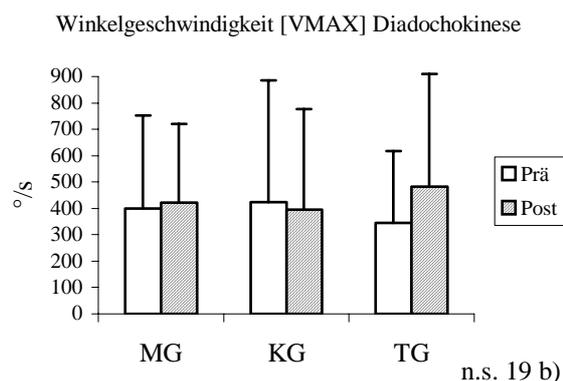
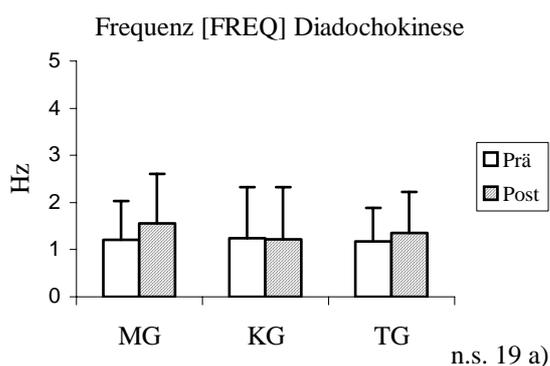


Abb. 19 a bis c: Darstellung der Mittelwertsunterschiede und Standardabweichungen der einzelnen Parameter bei der Diadochokinesemessung der drei Gruppen über die beiden Messzeitpunkte (n.s. bedeutet nicht signifikant; Tabelle siehe Anhang).

Die Analyse der drei-dimensionalen Bewegungsmessung während der Durchführung von Zielbewegungen auf ein Ziel mit 5 cm Durchmesser zeigte signifikante Interaktionseffekte bei Betrachtung der Absolutgeschwindigkeit im Prä-/Postvergleich der drei Gruppen (Interaktion Gruppe x Messzeitpunkt; $F(2,66) = 9,85$, $p < ,001$). Ein ähnlicher Interaktionseffekt ergab sich bei Zielbewegungen auf ein Ziel mit 0,8 cm Durchmesser (Interaktion Gruppe x Messzeitpunkt; $F(2,66) = 4,67$, $p = ,013$).

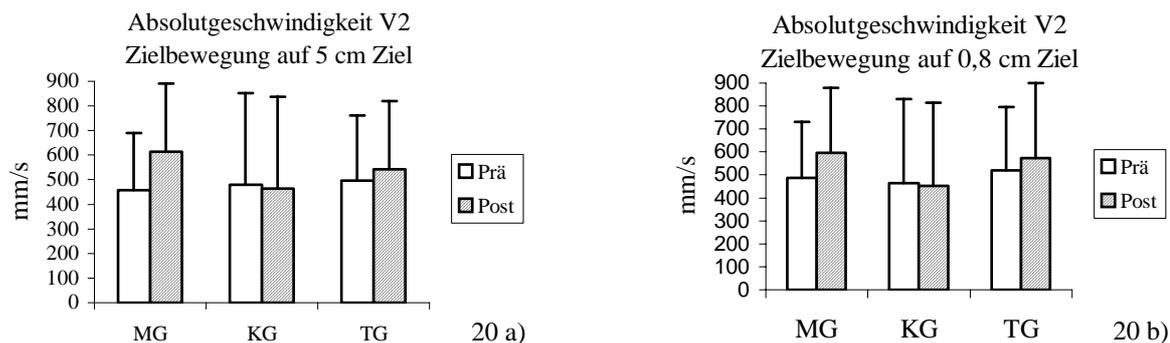


Abb. 20 a und b: Darstellung der Mittelwertsunterschiede und Standardabweichungen der Zielbewegungen jeweils auf ein im Durchmesser 5 cm und 0,8 cm großes Ziel (tabellarische Aufstellung siehe Anhang).

4.1.2 Mittelwertsdifferenzen der drei Patientengruppen

Die resultierenden Mittelwertsdifferenzen (Tabelle 12 a und b) seien an dieser Stelle für alle Testverfahren aufgeführt, um die Verbesserungen der motorischen Funktionen der MG im Vergleich zur KG und TG zu verdeutlichen.

Tab. 12 a: Differenzwerte der Prä- und Postmessung der motorischen Funktionen der 77 Probanden (M = Mittelwerte und SD = Standardabweichungen).

Pbn	Maße	Differenzwerte			
		BBT	9HPT	ARAT	Wade
		Anzahl Würfel	Anzahl Punkte	Anzahl Punkte	Anzahl Punkte
MG	M	9,97	1,28	8,09	1,38
	SD	6,67	1,71	9,74	2,01
KG	M	1,63	0,07	0,53	0,1
	SD	3,54	0,69	1,04	0,31
TG	M	3,2	0,13	2,73	0,27
	SD	5,48	1,73	4,4	0,46
Alle	M	5,4	0,58	4,10	0,66
	SD	6,62	1,51	7,4	1,45

Tab. 12 b: Differenzwerte der Prä- und Postmessung der motorischen Funktionen der 69 Probanden (M = Mittelwerte und SD = Standardabweichungen).

Pbn	Maße	Differenzwerte										
		Finger	Finger	Finger	Hand	Hand	Hand	Dia	Dia	Dia	Ziel	Ziel
		FREQ	VMAX	NIV	FREQ	VMAX	NIV	FREQ	VMAX	NIV	5 cm	0,8 cm
		Hz	°/s	Index	Hz	°/s	Index	Hz	°/s	Index	mm/s	mm/s
MG	M	0,8	56,65	0,17	0,66	56,31	0,16	0,35	22	0,2	157,42	108,42
	SD	0,67	92,62	0,25	0,75	133,9	0,29	0,68	339,57	0,35	176,72	188,6
KG	M	-0,03	-14,12	-0,06	-0,05	-33,61	-0,06	-0,02	-27,57	0,01	-16,3	-13,11
	SD	0,51	63,99	0,25	0,52	88,99	0,22	0,69	286,37	0,17	109,67	84,46
TG	M	-0,09	-4,72	-0,02	0,18	-9,65	0,03	0,19	136,91	0,01	44,15	54,05
	SD	0,72	51,21	0,15	0,76	40,76	0,2	0,4	352,46	0,15	117,92	105,53
Alle	M	0,33	19,72	0,05	0,32	12	0,06	0,19	30,46	0,1	74,89	56,09
	SD	0,76	82,40	0,25	0,75	111,88	0,27	0,65	326,57	0,28	163,27	152,19

4.1.3 Paarweise Mehrfachvergleiche zwischen den drei Patientengruppen

Nachdem festgestellt wurde, dass Abweichungen zwischen den Mittelwerten der 3 Gruppen existieren, sollte untersucht werden, welche Mittelwerte sich unterscheiden. Zur Prüfung, welche Abstufungen im Einzelnen signifikant differieren, wurde der Bonferroni-Test zum paarweisen Datenvergleich durchgeführt.

Aus Tabelle 13 a ist zu entnehmen, dass die drei unterschiedlichen Versuchspersonengruppen in ihren Testleistungen beim Box & Block Tests, Nine Hole Pegboard Test, Action Research Arm Test und Armparese Score nach Wade signifikant verschieden voneinander waren. Die MG ließ sich von den übrigen beiden Gruppen deutlich abgrenzen, während die erbrachten Leistungen der KG und TG auf ähnlichem Niveau lagen.

Tab. 13 a: Mehrfachvergleiche der Mittelwertsdifferenzen (MG versus KG, MG versus TG usw.).

Testverfahren	Gruppen		Mittlere	Standardfehler	Signifikanz
			Differenz		
BBT	MG vs.	KG	8,335(*)	1,374	,000
		TG	6,769(*)	1,692	,000
	KG vs.	MG	-8,335(*)	1,374	,000
		TG	-1,567	1,710	1,000
	TG vs.	MG	-6,769(*)	1,692	,000

Fortsetzung Tab. 13 a: Mehrfachvergleiche der Mittelwertsdifferenzen (MG versus KG, MG versus TG usw.).

Testverfahren	Gruppen		Mittlere	Standardfehler	Signifikanz
			Differenz		
BBT	TG vs.	KG	1,567	1,710	1,000
9HPT	MG vs.	KG	1,215(*)	,357	,003
		TG	1,148(*)	,440	,033
	KG vs.	MG	-1,215(*)	,357	,003
		TG	-,067	,444	1,000
	TG vs.	MG	-1,148(*)	,440	,033
		KG	,067	,444	1,000
ARAT	MG vs.	KG	7,560(*)	1,683	,000
		TG	5,360(*)	2,072	,035
	KG vs.	MG	-7,560(*)	1,683	,000
		TG	-2,200	2,094	,891
	TG vs.	MG	-5,360(*)	2,072	,035
		KG	2,200	2,094	,891
Armparese Score nach Wade	MG vs.	KG	1,275(*)	,338	,001
		TG	1,108(*)	,417	,029
	KG vs.	MG	-1,275(*)	,338	,001
		TG	-,167	,421	1,000
	TG vs.	MG	-1,108(*)	,417	,029
		KG	,167	,421	1,000

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

Ähnliche Ergebnisse zeigten sich beim Zeigefingertapping in allen untersuchten Parametern (Tabelle 13 b).

Tab. 13 b: Mehrfachvergleiche der Mittelwertsdifferenzen beim Zeigefingertapping.

Testverfahren	Gruppen		Mittlere	Standardfehler	Signifikanz
			Differenz		
Fingertapping FREQ	MG vs.	KG	,83272(*)	,17469	,000
		TG	,89168(*)	,19965	,000
	KG vs.	MG	-,83272(*)	,17469	,000
		TG	,05896	,21067	1,000

Fortsetzung Tab. 13 b: Mehrfachvergleiche der Mittelwertsdifferenzen beim Zeigefingertapping.

Testverfahren	Gruppen		Mittlere Differenz	Standardfehler	Signifikanz
Fingertapping FREQ	TG vs.	MG	-,89168(*)	,19965	,000
		KG	-,05896	,21067	1,000
Fingertapping VMAX	MG vs.	KG	70,77241(*)	20,99598	,004
		TG	61,36571(*)	23,99587	,039
	KG vs.	MG	-70,77241(*)	20,99598	,004
		TG	-9,40670	25,32016	1,000
	TG vs.	MG	-61,36571(*)	23,99587	,039
		KG	9,40670	25,32016	1,000
Fingertapping NIV	MG vs.	KG	,22447(*)	,06367	,002
		TG	,19175(*)	,07277	,031
	KG vs.	MG	-,22447(*)	,06367	,002
		TG	-,03272	,07679	1,000
	TG vs.	MG	-,19175(*)	,07277	,031
		KG	,03272	,07679	1,000

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

Beim Handtapping ergab der Vergleich der drei Gruppen zwar einen signifikanten Unterschied zwischen den Ergebnissen der MG- und KG-Patienten in allen untersuchten Parametern, jedoch keine Abgrenzung der MG von der TG (Tabelle 13 c).

Tab. 13 c: Mehrfachvergleiche der Mittelwertsdifferenzen beim Handtapping.

Testverfahren	Gruppen		Mittlere Differenz	Standardfehler	Signifikanz
Handtapping FREQ	MG vs.	KG	,71229(*)	,18834	,001
		TG	,48234	,21525	,085
	KG vs.	MG	-,71229(*)	,18834	,001
		TG	-,22994	,22713	,945
	TG vs.	MG	-,48234	,21525	,085
		KG	,22994	,22713	,945
Handtapping VMAX	MG vs.	KG	89,92288(*)	29,04873	,009
		TG	65,96448	33,19919	,153

Fortsetzung Tab. 13 c: Mehrfachvergleiche der Mittelwertsdifferenzen beim Handtapping.

Testverfahren	Gruppen		Mittlere Differenz	Standardfehler	Signifikanz
Handtapping VMAX	KG vs.	MG	-89,92288(*)	29,04873	,009
		TG	-23,95839	35,03138	1,000
	TG vs.	MG	-65,96448	33,19919	,153
		KG	23,95839	35,03138	1,000
Handtapping NIV	MG vs.	KG	,22572(*)	,06861	,005
		TG	,13001	,07841	,306
	KG vs.	MG	-,22572(*)	,06861	,005
		TG	-,09571	,08274	,755
	TG vs.	MG	-,13001	,07841	,306
		KG	,09571	,08274	,755

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

Der Mehrfachvergleich der unterschiedlichen Parameter der Diadochokinese in den drei Gruppen zeigte lediglich einen signifikanten Unterschied im Parameter [NIV] zwischen der MG und KG. Alle weiteren Vergleiche differierten nicht (Tabelle 13 d).

Tab. 13 d: Mehrfachvergleiche der Mittelwertsdifferenzen bei der Diadochokinese.

Testverfahren	Gruppen		Mittlere Differenz	Standardfehler	Signifikanz
Dia FREQ	MG vs.	KG	,36729	,17449	,117
		TG	,16170	,19942	1,000
	KG vs.	MG	-,36729	,17449	,117
		TG	-,20559	,21043	,996
	TG vs.	MG	-,16170	,19942	1,000
		KG	,20559	,21043	,996
Dia VMAX	MG vs.	KG	49,56863	89,64162	1,000
		TG	-114,90722	102,44954	,798
	KG vs.	MG	-49,56863	89,64162	1,000
		TG	-164,47584	108,10352	,399
	TG vs.	MG	114,90722	102,44954	,798
		KG	164,47584	108,10352	,399

Fortsetzung Tab. 13 d: Mehrfachvergleiche der Mittelwertsdifferenzen bei der Diadochokinese.

Testverfahren	Gruppen		Mittlere Differenz	Standardfehler	Signifikanz
Dia NIV	MG vs.	KG	,18845(*)	,07297	,036
		TG	,18430	,08340	,092
	KG vs.	MG	-,18845(*)	,07297	,036
		TG	-,00415	,08800	1,000
	TG vs.	MG	-,18430	,08340	,092
		KG	,00415	,08800	1,000

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

Die ausgeführten Zielbewegungen der MG-Patienten auf ein 5 cm großes Ziel unterschieden sich signifikant von denen der KG und TG. Die letzteren beiden Gruppen zeigten Leistungen auf ähnlich niedrigem Niveau. Der Vergleich der Zielbewegungen auf eine 0,8 cm Zielscheibe ergab deutliche Unterschiede in den Ergebnissen lediglich zwischen der MG und KG. Eine Abgrenzung zwischen der MG und TG konnte hier nicht gezeigt werden.

Tab. 13 e: Mehrfachvergleiche der Mittelwertsdifferenzen bei Zielbewegungen.

Testverfahren	Gruppen		Mittlere Differenz	Standardfehler	Signifikanz
Zielbewegung 5 cm	MG vs.	KG	173,72485(*)	40,02645	,000
		TG	113,27488(*)	45,74540	,048
	KG vs.	MG	-173,72485(*)	40,02645	,000
		TG	-60,44997	48,26999	,645
	TG vs.	MG	-113,27488(*)	45,74540	,048
		KG	60,44997	48,26999	,645
Zielbewegung 0,8 cm	MG vs.	KG	121,52935(*)	39,79387	,010
		TG	54,36669	45,47959	,709
	KG vs.	MG	-121,52935(*)	39,79387	,010
		TG	-67,16267	47,98952	,499
	TG vs.	MG	-54,36669	45,47959	,709
		KG	67,16267	47,98952	,499

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

4.1.4 Effektstärken der einzelnen Anwendungen

Von Cohen (1988) wurden Empfehlungen für die Bewertung der Effektgrößen gegeben und eine Einteilung in kleine, mittlere und große Effekte ($d = 0,2$; $d = 0,5$ und $d = 0,8$) vorgeschlagen. Es ergaben sich für die MG Effektgrößen im mittleren Bereich beim Box & Block Test, Armparese Score nach Wade, beim Finger- und Handtapping in allen drei Parametern [FREQ], [VMAX] und [NIV], der Diadochokinese im Parameter [NIV] sowie bei Zielbewegungen auf eine 5 cm große Zielscheibe. Kleinere Effekte zeigten sich im Nine Hole Pegboard Test, Action Research Arm Test, bei der Diadochokineseprüfung im Parameter [FREQ] sowie in Zielbewegungen auf ein 0,8 cm Ziel. Für den Parameter [VMAX] der Diadochokinese ergaben sich lediglich minimale Effektstärken.

In der KG zeigten sich bis auf zwei Ausnahmen mit kleinen Effektstärken (Finger- und Handtapping [NIV]) nur unbedeutend minimale Effekte (siehe Tabelle 14).

Tab. 14: Darstellung der Effektgrößen (Cohens d ; Cohen, 1988) und der zugehörigen signifikanten Haupt- und Interaktionseffekte

Testverfahren	Messzeitpunkt (Prä/Post)	Interaktion Gruppe x Messzeitpunkt	MG Cohens d	KG Cohens d	TG Cohens d
BBT	57,08**	19,94**	0,66	0,08	0,11
9HPT	8,47*	6,75*	0,34	0,01	0,04
ARAT	22,42**	10,49**	0,39	0,02	0,14
Armparese Score (Wade)	13,04*	7,93*	0,59	0,04	0,11
Fingertapping FREQ	7,93*	15,56**	0,54	0,02	0,07
Fingertapping VMAX	1,73	6,66*	0,54	0,12	0,04
Fingertapping NIV	1,04	7,23*	0,55	0,15	0,02
Handtapping FREQ	9,23*	7,55*	0,45	0,04	0,14
Handtapping VMAX	0,11	5,19*	0,46	0,04	0,21
Handtapping NIV	1,83	5,52*	0,52	0,18	0,1
Diadochokinese FREQ	4,69*	2,22	0,37	0,02	0,24
Diadochokinese VMAX	1,14	1,18	0,07	0,07	0,38
Diadochokinese NIV	4,92*	4,24*	0,6	0,03	0,04
Zielbewegung 5 cm	11,4*	9,85**	0,62	0,13	0,16
Zielbewegung 0,8 cm	7,49*	4,67*	0,41	0,04	0,18

** $p < .001$, * $p < .05$

Für die TG-Patienten ergaben sich im Handtapping beim Parameter [VMAX], in der Diadochokinese beim Parameter [FREQ] und [VMAX] sowie in beiden Zielbewegungen kleine Effekte, während die übrigen Maße unbedeutend waren (siehe Tabelle 14).

4.1.5 Darstellung des vom Patienten subjektiv empfundenen Nutzens

Die Patienten der MG und TG wurden nach Abschluss des jeweiligen Trainings nach dessen subjektiv empfundenen Nutzen befragt. 68,8 % der MG-Patienten gaben einen sehr großen, 18,8 % einen großen und 12,5 % einen mittleren subjektiv empfundenen Nutzen an. In der TG berichteten 53,3 % der Patienten über einen sehr großen, 40 % über einen großen und 6,7 % über einen mittleren subjektiv empfundenen Nutzen. Keiner der Teilnehmer gab einen negativen („wenig“ oder „kein“) Effekt des jeweiligen Trainings an.

4.1.6 Zusammenfassende Darstellung der Daten auf Verhaltensebene

Die MG-Patienten zeigten zum Messzeitpunkt t_1 signifikante Funktionsverbesserungen im Vergleich zur KG in allen angewandten motorischen Testverfahren bzw. hinsichtlich sämtlicher Parameter wie Bewegungsspielraum (Action Research Arm Test, Armparese Score nach Wade), Geschwindigkeit der Bewegung (Box & Block Test, Nine Hole Pegboard Test sowie [FREQ], [VMAX] und [V2] der drei-dimensionalen Bewegungsmessung) und Qualität der Bewegungen ([NIV] der drei-dimensionalen Bewegungsmessung) jeweils auf fein- und grobmotorischer Ebene.

Die Patienten mit musikunterstütztem Training (MG) schnitten gegenüber der TG zum zweiten Messzeitpunkt deutlich besser im Box & Block Test, Nine Hole Pegboard Test, Action Research Arm Test, Armparese Score nach Wade, beim Zeigefingertapping der drei-dimensionalen Bewegungsmessung sowie bei Zielbewegungen auf eine 5 cm große Zielscheibe ab. Die Ergebnisse beim Handtapping, bei der Diadochokinese sowie bei Bewegungen auf ein 0,8 cm Ziel unterschieden sich zwischen letzteren beiden Gruppen nicht signifikant voneinander.

Sowohl die MG- als auch die TG-Patienten gaben ein hohes Ausmaß an subjektiv empfundenem Nutzen des entsprechenden Trainings an.

4.2 Elektrophysiologische Parameter

Die elektrophysiologischen Daten wurden jeweils kontraläsional, der betroffenen Extremität entsprechend sowie ipsiläsional, gemäß der gesunden Extremität für zwei Frequenzbänder (Alpha- und Beta-Band) analysiert. Hierbei wurden die ereigniskorrelierte Desynchronisation/Synchronisation (ERD/ERS) als Maß für intrakortikale Exzitabilität bei willkürlichen Fingerbewegungen (MIDI-Klavier-Tastendruck) und ballistischen Armbewegungen (Drum-Pad-Anschlag) sowie ereigniskorrelierte Kohärenzen berechnet.

4.2.1 Ereigniskorrelierte Desynchronisation/Synchronisation

Sowohl im Alpha- als auch im Beta-Band zeigte sich in allen drei Patientengruppen eine Verringerung der Power (ERD) vor der selbstinitiierten Bewegung, was mit einer erhöhten kortikalen Informationsverarbeitung einherging.

Während sich im Alpha-Band nur geringe Unterschiede der Kurvenverläufe zwischen den Messzeitpunkten t_0 und t_1 im Vergleich der drei Patientengruppen ergaben (Abbildung 21 und 22), waren signifikante Effekte im Beta-Band zu verzeichnen, die vornehmlich durch die MG-Patienten präsentiert wurden (Abbildungen 23 und 24). Diese Effekte in der MG bestanden in einer deutlichen Verringerung der Power zum zweiten Messzeitpunkt bei -500 ms bis 500 ms, vorrangig in der betroffenen Extremität. Die TG und KG zeigten derartig prominente Veränderungen der Power nicht.

Zudem waren bei den MG-Patienten deutliche Effekte in beiden Hemisphären zu verzeichnen. Ein derartiges Ergebnis zeigte sich weder für die KG noch die TG (siehe exemplarisch Abbildung 25).

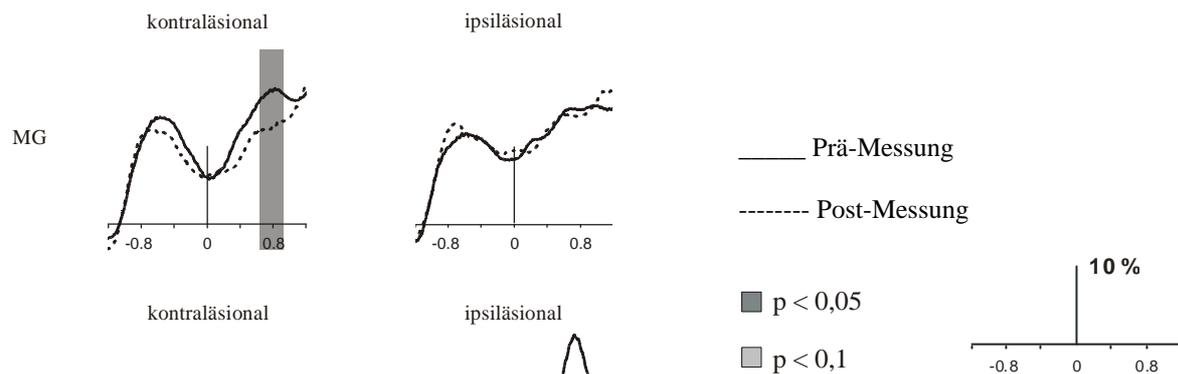


Abb. 21: Gemittelte ERD-Kurven (**Alpha-Band**)/Darstellung des Zeitverlaufs der Bandleistungsänderung für die Bedingung **MIDI-Klavier** (willkürliche Fingerbewegung) der betroffenen Extremität im Vergleich zwischen den drei Patientengruppen.

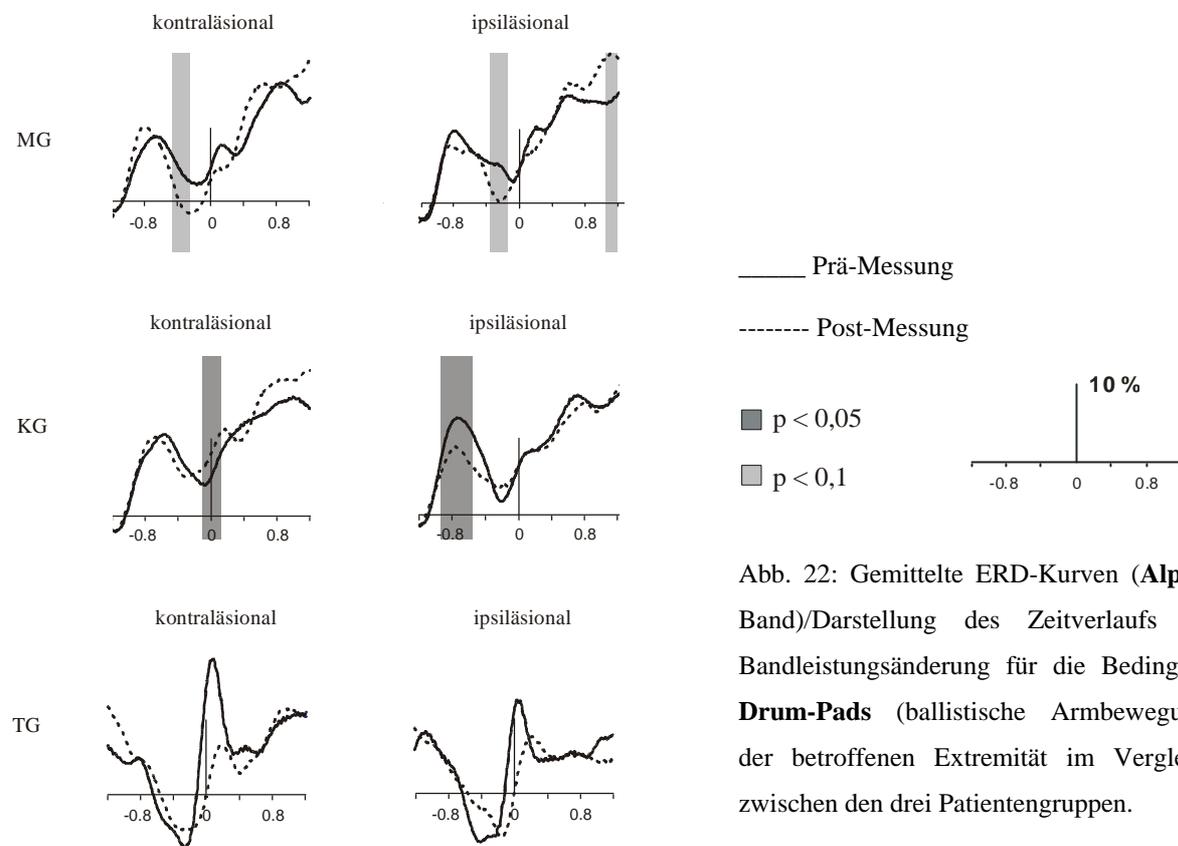
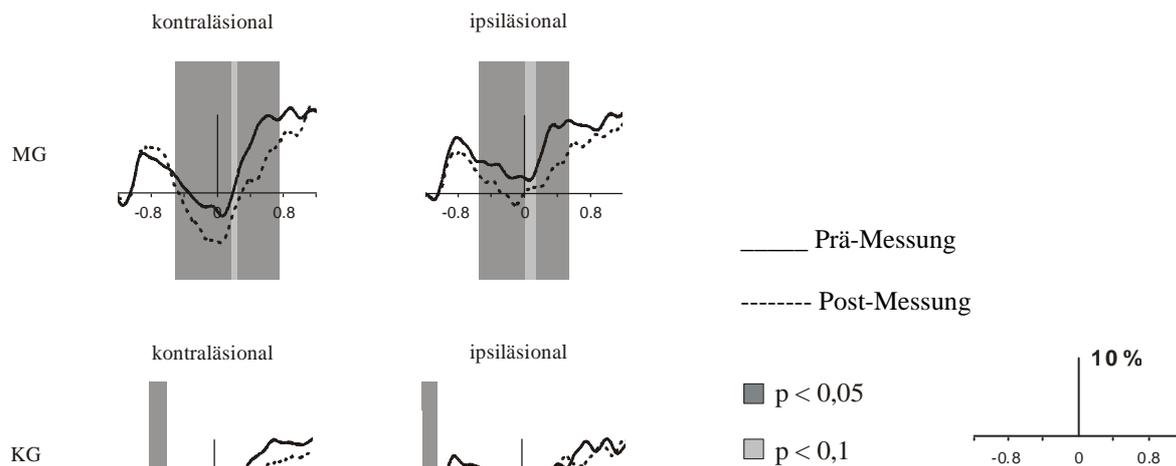


Abb. 22: Gemittelte ERD-Kurven (**Alpha-Band**)/Darstellung des Zeitverlaufs der Bandleistungsänderung für die Bedingung **Drum-Pads** (ballistische Armbewegung) der betroffenen Extremität im Vergleich zwischen den drei Patientengruppen.



— Prä-Messung

- - - - - Post-Messung

■ $p < 0,05$

■ $p < 0,1$

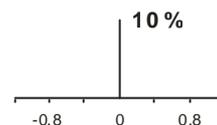
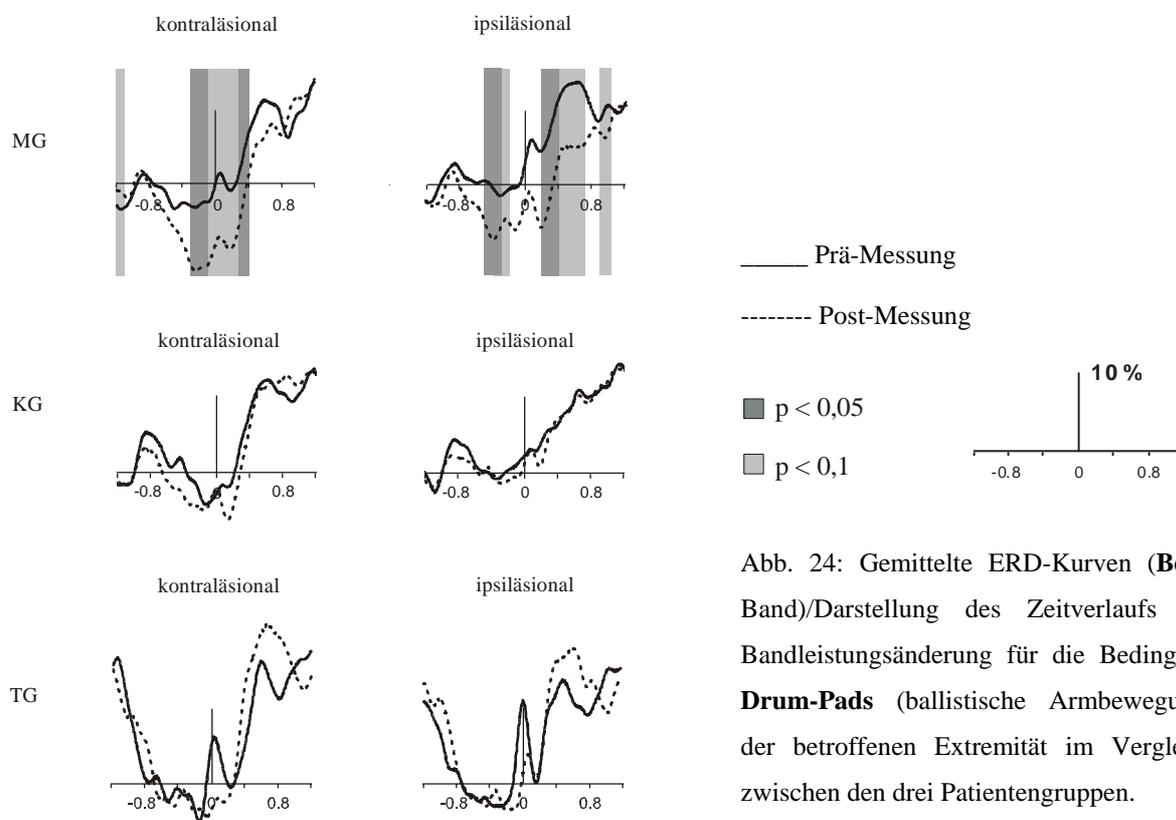


Abb. 23: Gemittelte ERD-Kurven (**Beta-Band**)/Darstellung des Zeitverlaufs der Bandleistungsänderung für die Bedingung **MIDI-Klavier** (willkürliche Fingerbewegung) der betroffenen Extremität im Vergleich zwischen den drei Patientengruppen.



— Prä-Messung

- - - - - Post-Messung

■ $p < 0,05$

■ $p < 0,1$

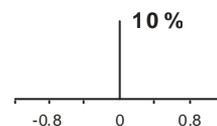


Abb. 24: Gemittelte ERD-Kurven (**Beta-Band**)/Darstellung des Zeitverlaufs der Bandleistungsänderung für die Bedingung **Drum-Pads** (ballistische Armbewegung) der betroffenen Extremität im Vergleich zwischen den drei Patientengruppen.

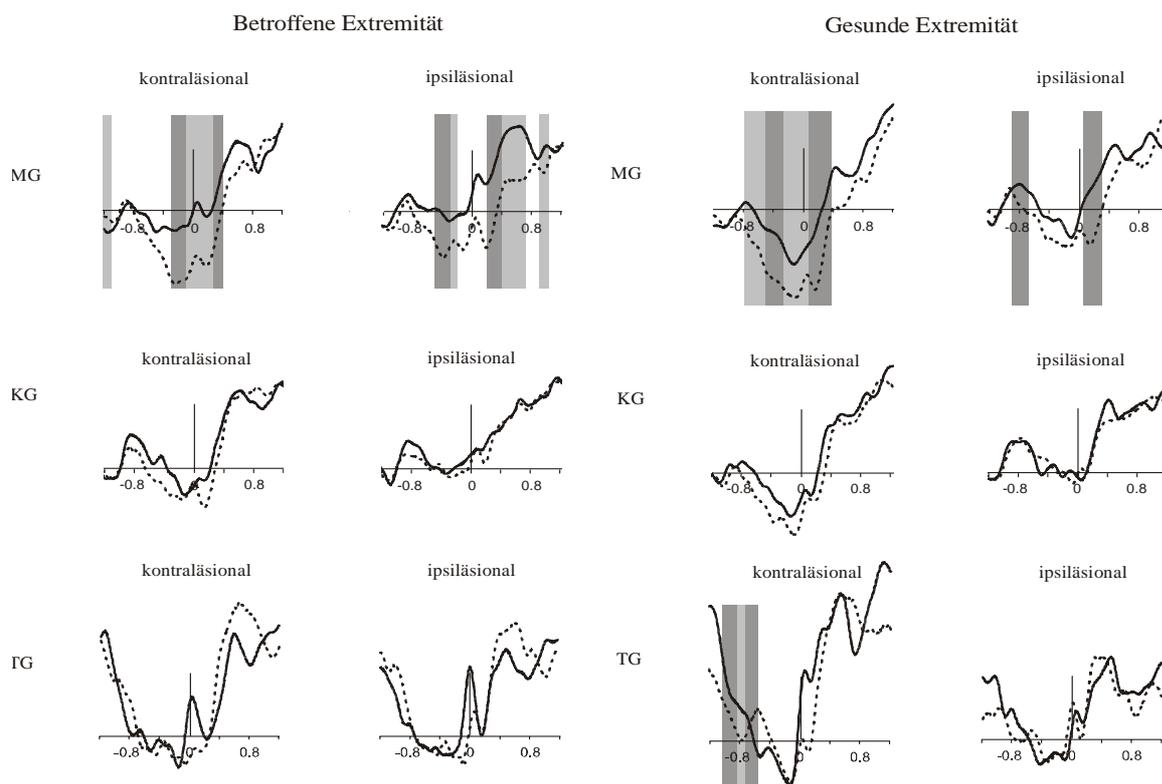


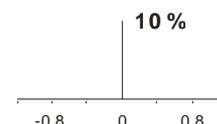
Abb. 25: Gemittelte ERD-Kurven (Beta-Band)/Darstellung des Zeitverlaufs der Bandleistungsänderung für die Bedingung Drum-Pads (ballistische Armbewegung) im Vergleich zwischen der betroffenen und gesunden Extremität der drei Patientengruppen.

— Prä-Messung

----- Post-Messung

■ $p < 0,05$

■ $p < 0,1$



Anhand der vorliegenden Verhaltensdaten wurden innerhalb der MG zwei Gruppen gebildet: (1) Patienten, die durch musikunterstütztes Training in ihren motorischen Funktionen deutlich profitierten („Responders“) und (2) diejenigen, die kaum Verbesserungen in ihren Leistungen („Non-Responders“) zeigten. Der Vergleich der Alphabandleistung zwischen diesen beiden Subgruppen ergab jeweils in der betroffenen und gesunden Extremität einen signifikanten Interaktionseffekt im Hinblick auf den Messzeitpunkt in der Drum-Pad-Bedingung ipsiläsional, während in der MIDI-Klavier-Bedingung keine bedeutsamen Effekte zu verzeichnen waren (Abbildung 26).

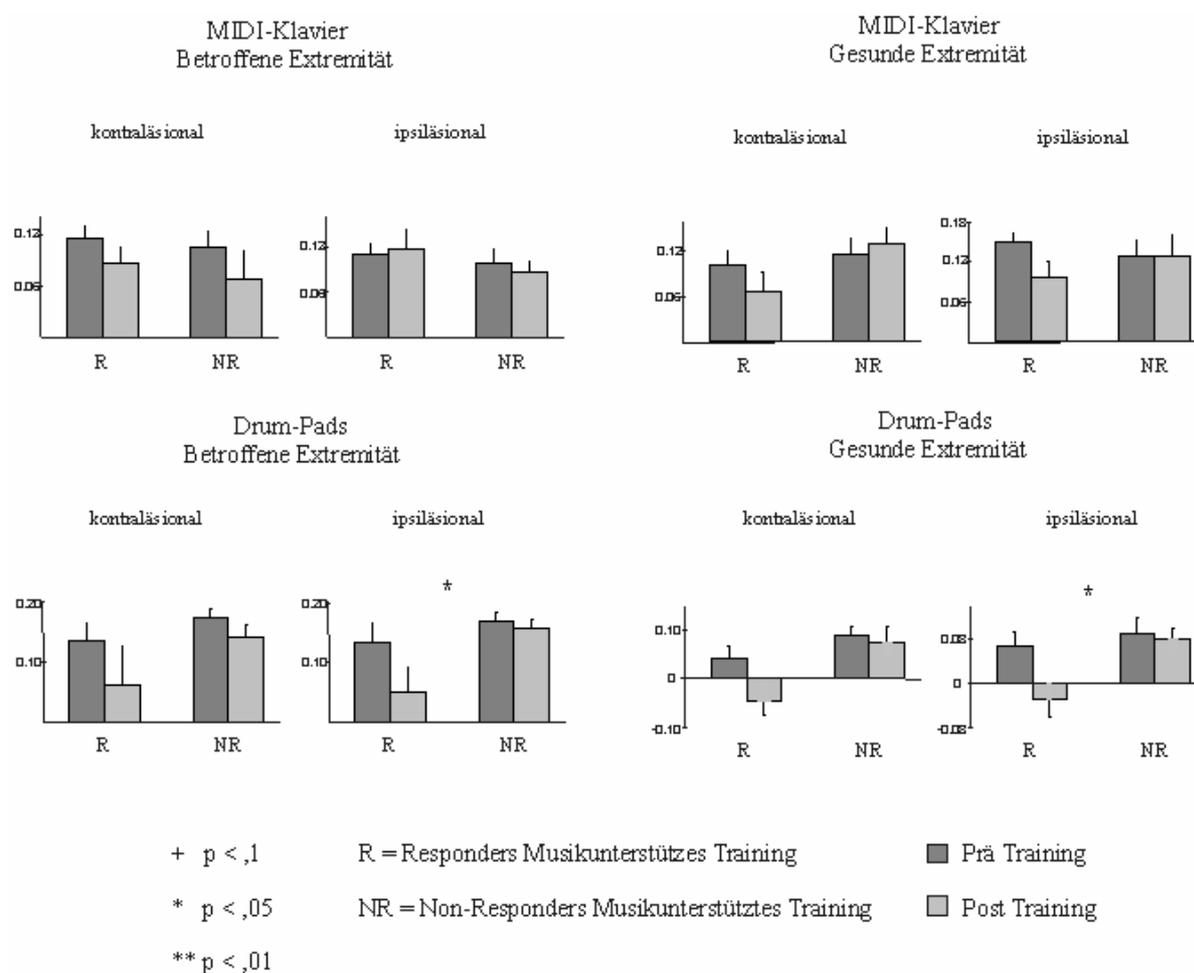


Abb. 26: Vergleich der **Alpha**-Bandleistung der MG-Patienten, die (1) deutlich vom Training profitiert haben („Responders“) und (2) die eher geringe Verbesserungen ihrer motorischen Fähigkeiten erreicht haben („Non-Responders“).

Vergleichsweise ergaben sich in der Beta-Bandleistung durch das musikunterstützte Training am MIDI-Klavier im Prä-/Postvergleich zwischen „Responders“ und „Non-Responders“ signifikante Unterschiede in der gesunden Extremität sowohl ipsi- als auch kontraläsional betrachtet. Ähnliche Effekte zeigten sich auch in der gesunden Extremität in der Drum-Pad-Bedingung, jedoch nur kontraläsional. Geringere, jedoch richtungsweisende Effekte ließen sich in der Drum-Pad-Bedingung in der betroffenen Extremität beidseitig nachweisen (Abbildung 27).

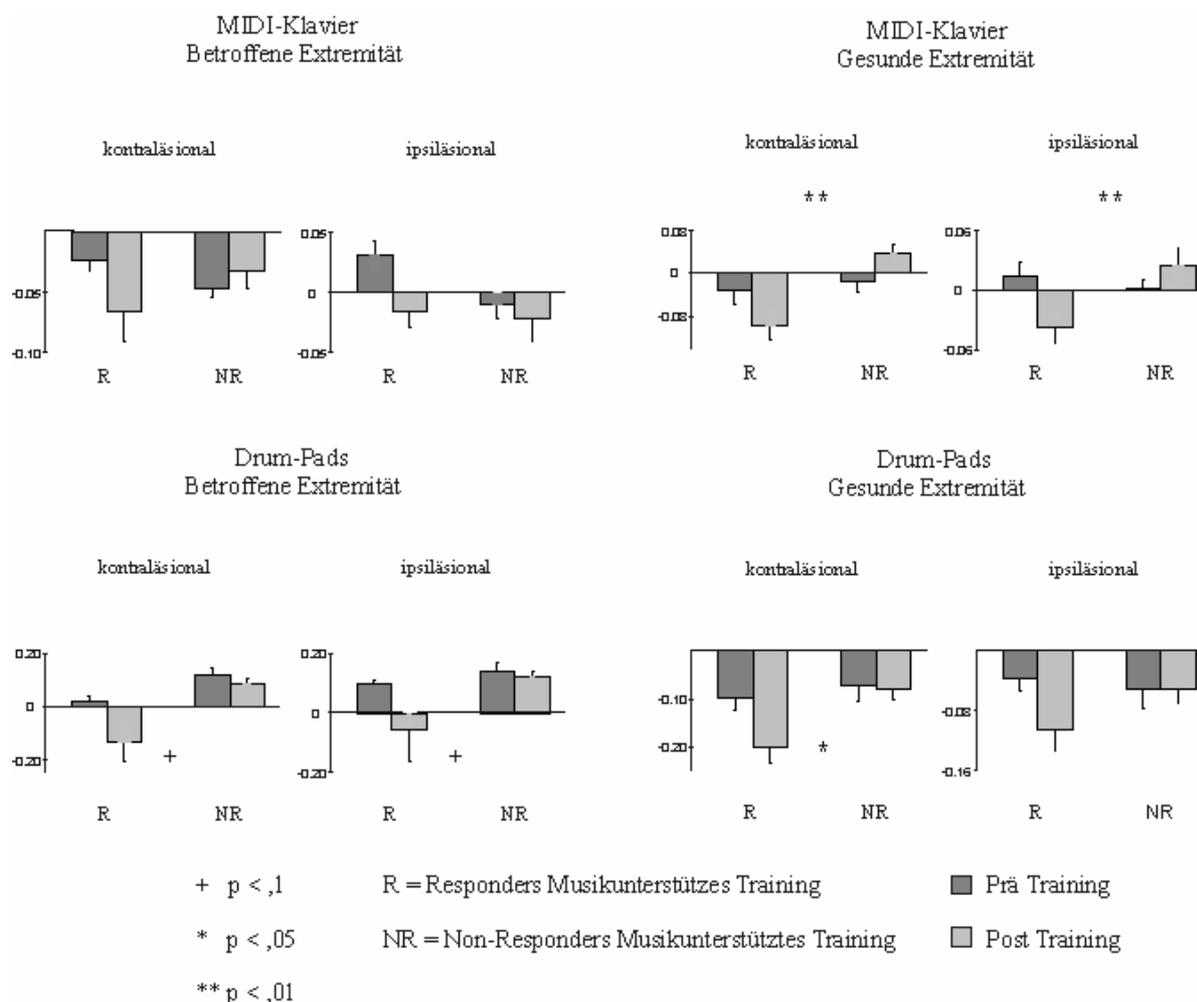


Abb. 27: Vergleich der **Beta**-Bandleistung der beiden definierten Subgruppen der MG auf Grundlage der vorher erhobenen Verhaltensdaten.

4.2.2 Kohärenzanalyse

Es wurden die Kohärenzen in den einzelnen Gruppenvergleichen zu den zwei Messzeitpunkten t_0 und t_1 im Alpha- und Beta-Frequenzband berechnet. Die Abbildungen 28 bis 31 zeigen die ereigniskorrelierten Kohärenzunterschiede zwischen den entsprechenden Elektroden bei einfachen willkürlichen Fingerbewegungen (MIDI-Klavier-Tastendruck) und ballistischen Armbewegungen (Drum-Pad-Anschlag), wobei die aus der Legende zu entnehmende Strichdicke die Höhe der maximalen Kohärenz (Korrelation) und damit die Stärke der funktionalen Kopplung angibt (je dicker die angegebene Verbindung zwischen den Elektroden, desto höher ist deren Korrelation). Es sind die Elektroden dargestellt, zwischen denen sich eine stärkere Korrelation zum zweiten Messzeitpunkt in den einzelnen Bedingungen ergab.

Die MG zeigte die deutlichste Erhöhung der Kohärenzen zum zweiten Messzeitpunkt im Vergleich zur KG und TG, besonders in der Drum-Pad-Bedingung sowohl im Alpha- und noch ausgeprägter im Beta-Band. Hier ergab sich wie erwartet eine stärkere Vernetzung zwischen verschiedenen Hirngebieten einer Hemisphäre und zwischen beiden Hemisphären. In der MIDI-Klavier-Bedingung konnte eine derartige Erhöhung der Korrelationen zum zweiten Messzeitpunkt nicht gezeigt werden, wenngleich sich vereinzelt an einigen Elektroden stärkere Korrelationen vor allem in der betroffenen Extremität ergaben.

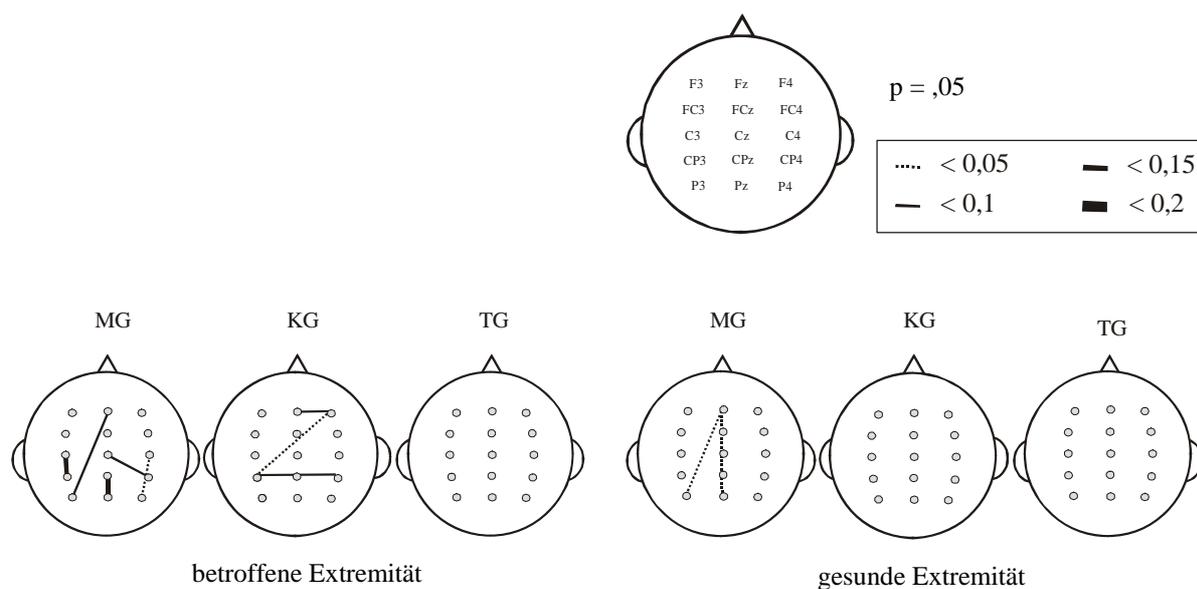


Abb. 28: Kohärenzunterschiede zwischen allen Elektrodenpaaren im **Alpha**-Frequenzband für die **MIDI-Klavier**-Bedingung.

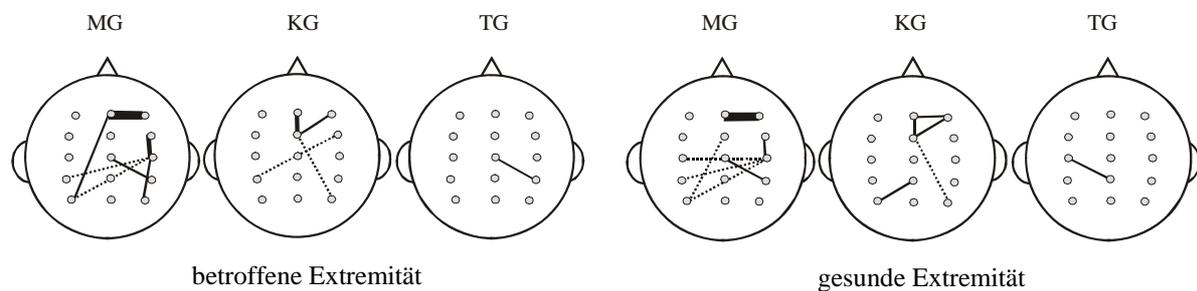


Abb. 29: Kohärenzunterschiede zwischen allen Elektrodenpaaren im **Alpha**-Frequenzband für die **Drum-Pad**-Bedingung.

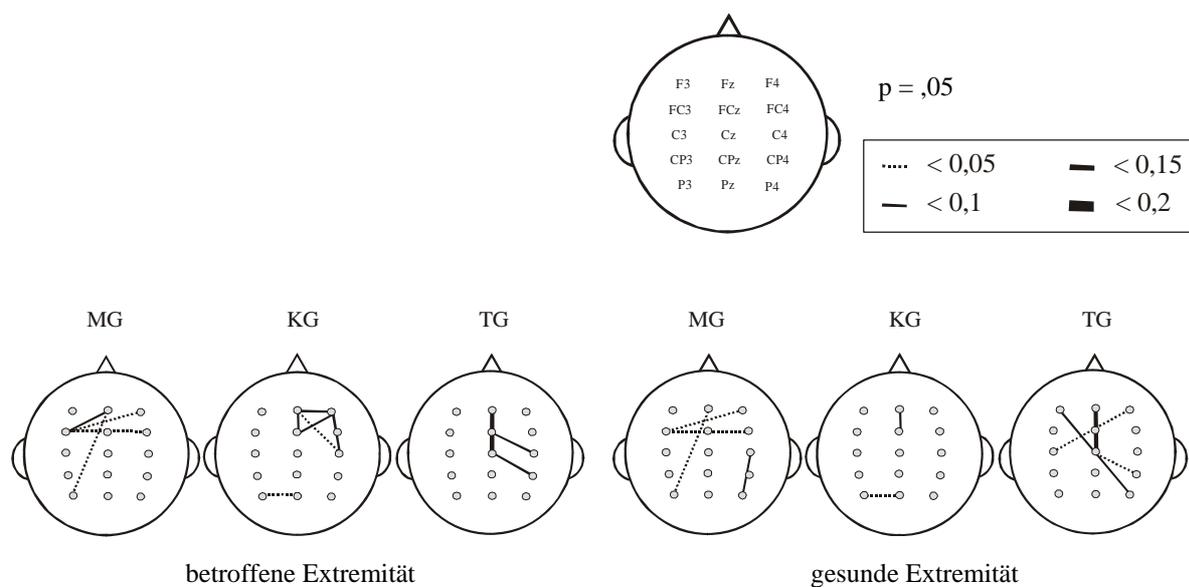


Abb. 30: Kohärenzunterschiede zwischen allen Elektrodenpaaren im **Beta**-Frequenzband für die **MIDI-Klavier**-Bedingung.

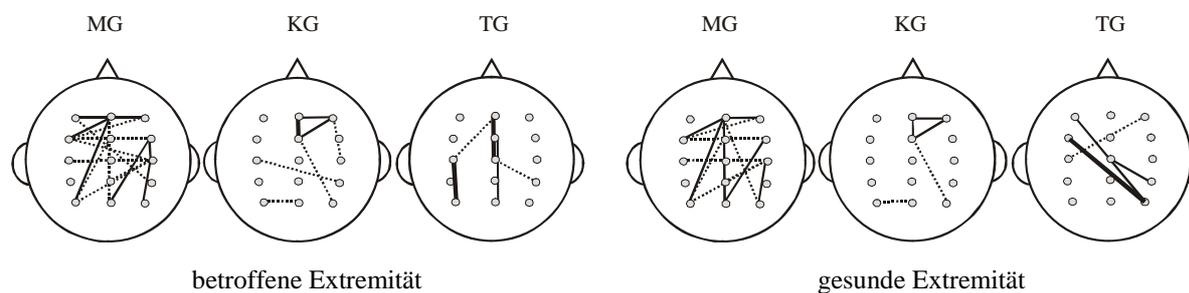


Abb. 31: Kohärenzunterschiede zwischen allen Elektrodenpaaren im **Beta**-Frequenzband für die **Drum-Pad**-Bedingung.

5 Diskussion

Im Folgenden werden die in Kapitel 3 aufgestellten Hypothesen überprüft. Anschließend werden die Daten vor dem Hintergrund der zentralen Fragestellungen dieser Arbeit diskutiert und Perspektiven aufgezeigt.

5.1 Interpretation der Daten

Zunächst werden die Daten der vorliegenden Arbeit interpretiert. Im Einzelnen werden folgend Hypothese 1 bis 6 überprüft.

1. Die Patienten mit musikunterstütztem Training schnitten hinsichtlich sämtlicher Parameter wie *Bewegungsspielraum* (Action Research Arm Test, Armparese Score nach Wade), *Geschwindigkeit der Bewegungen* (Box & Block Test, Nine Hole Pegboard Test, Parameter [FREQ], [VMAX] und [V2] von der Bewegungsanalyse des Zeigefinger- und Handtappings, der Diadochokinese sowie der Zielbewegungen) und *Qualität der Bewegungen* (Action Research Arm Test, Parameter [NIV] von der Bewegungsanalyse des Zeigefinger- und Handtappings sowie der Diadochokinese) jeweils auf fein- und grobmotorischer Ebene gegenüber der Kontrollgruppe deutlich besser ab. Aufgrund dieser Ergebnisse wird Hypothese 1 bestätigt: *Musikunterstütztes motorisches Training führt zu einer Verbesserung motorischer Funktionen.*

2. Die Patienten mit musikunterstütztem Training (MG) zeigten zum Messzeitpunkt t_1 signifikante Funktionsverbesserungen im Vergleich zur TG in den Parametern *Bewegungsspielraum* (Action Research Arm Test, Armparese Score nach Wade), *Geschwindigkeit der Bewegungen* (Box & Block Test, Nine Hole Pegboard Test, Parameter [FREQ], [VMAX] und [V2] von der Bewegungsanalyse des Zeigefingertappings sowie bei Zielbewegungen auf eine 5 cm große Zielscheibe) und *Qualität der Bewegungen* (Action Research Arm Test, Parameter [NIV] von der Bewegungsanalyse des Zeigefingertappings). Die Ergebnisse beim Handtapping, bei der Diadochokinese sowie bei Bewegungen auf ein 0,8 cm Ziel unterschieden sich zwischen der MG und TG nicht signifikant voneinander. Der Grund hierfür könnte darin gelegen haben, dass sich sowohl das musikunterstützte Training als auch das motorische Funktionstraining auf letztere, nicht signifikante Bewegungsparameter in ähnlicher Weise, jedoch durch unterschiedliche Aufgabentypen

hervorgerufen, ausgewirkt haben. Anders gesagt scheinen beide Trainingsansätze ähnliche Funktionsverbesserungen im Hinblick auf das Handtapping und die Diadochokinese (Pro-/Supination) sowie die Zielbewegung auf eine 0,8 cm Zielscheibe hervorzurufen. Ein wichtiger Sachverhalt besteht auch darin, dass in der MIDI-Klavier-Bedingung feinmotorische Fähigkeiten trainiert wurden, die sich besonders auf die Zeigefingertapping-Bewegung und die feinmotorische Geschicklichkeit bei der Ausführung des Nine Hole Pegboard Tests, Box & Block Tests, Action Research Arm Tests und des Armparese Scores nach Wade auswirkten, jedoch nur bedingt auf das Handtapping und die Diadochokinese (Pro-/Supination) übertragbar waren. In der Drum-Pad-Bedingung kam der grobmotorische Übungsaspekt zum Tragen, der eine Verbesserung u.a. der Zielbewegung auf ein 5 cm großes Ziel sowie der bei der Ausführung der motorischen Testverfahren benötigten grobmotorischen Geschicklichkeit wie z.B. beim Armparese Score nach Wade etc. bewirkte. Auch das Drum-Pad-Training konnte nicht zu einem signifikanten Ergebnis, im Hinblick auf das Handtapping, die Diadochokinese (Pro-/Supination) und die Zielbewegung auf ein 0,8 cm Ziel, gegenüber dem motorischen Funktionstraining nach Taub, führen. Aufgrund der Ergebnisse und der daraus resultierenden signifikanten Funktionsverbesserungen in der MG sowohl auf grob- als auch feinmotorischer Ebene wird Hypothese 2 teilweise bestätigt: *Die Patienten mit musikunterstütztem Training profitieren deutlicher in allen untersuchten motorischen Funktionen als diejenigen mit motorischem Funktionstraining (nach Taub) mit gleicher Trainingsintensität.* Eine Einschränkung gilt für das Handtapping, die Diadochokinese (Pro-/Supination) und die Zielbewegung auf ein 0,8 cm Ziel; hierbei zeigte die MG zwar bessere, jedoch keine signifikanten Ergebnisse gegenüber der TG.

3. Mittels EEG wurden prä- und postdiagnostisch ereigniskorrelierte Desynchronisationen/Synchronisationen (ERD/ERS) registriert und berechnet, sowie Kohärenzen analysiert. In allen drei Patientengruppen zeigte sich vor der willkürlichen Bewegung sowohl im Alpha- als auch im Beta-Frequenzband eine Verringerung der *Power* (ERD), was mit einer erhöhten kortikalen Informationsverarbeitung einherging (hierzu u.a. Pfurtscheller, 1992; Pfurtscheller & Lopes da Silva, 1999). Im Alpha-Band ergaben sich nur geringe Unterschiede der Kurvenverläufe zwischen den Messzeitpunkten t_0 und t_1 im Vergleich der drei Patientengruppen, während signifikante Effekte im Beta-Band zu verzeichnen waren, die vornehmlich durch die MG-Patienten präsentiert wurden. Diese Effekte in der MG bestanden in einer deutlichen Verringerung der Power zum zweiten Messzeitpunkt, vorrangig in der betroffenen Extremität. Die TG und KG zeigten derartig

signifikante Veränderungen der Power nicht. Vielmehr waren bei den MG-Patienten deutliche Effekte in beiden Hemisphären zu verzeichnen, die u.a. durch das im musikunterstützten Training geförderte Zusammenspiel von gesunder und betroffener Extremität zustande gekommen sein können. Ein derartiges Ergebnis zeigte sich weder für die KG noch die TG. Neben der ERD-/ERS-Analyse wurden die *Kohärenzen* in den einzelnen Gruppenvergleichen zu den zwei Messzeitpunkten t_0 und t_1 im Alpha- und Beta-Frequenzband berechnet. Die MG zeigte besonders in der Drum-Pad-Bedingung die deutlichste Erhöhung der Kohärenzen zum zweiten Messzeitpunkt im Vergleich zur KG und TG, sowohl im Alpha- und noch ausgeprägter im Beta-Band. Hier ergab sich eine stärkere Vernetzung bzw. funktionale Kopplung zwischen verschiedenen Hirngebieten einer Hemisphäre und zwischen beiden Hemisphären. In der MIDI-Klavier-Bedingung konnte eine derartige Erhöhung der Korrelationen zum zweiten Messzeitpunkt nicht gezeigt werden, wengleich sich vereinzelt an einigen Elektroden stärkere Korrelation vor allem in der betroffenen Extremität ergaben. Hierbei stellt sich die Frage, warum eine stärkere Vernetzung der einzelnen Hirnareale (höhere Korrelationen zwischen den Elektroden) von Vorteil ist. Eine weniger starke Vernetzung bzw. funktionale Kopplung zwischen Hirnarealen wird von den Autoren als „pathologisches Netzwerk“ angesehen (Stam et al., 2007). Im Umkehrschluss würde dann eine stärkere Vernetzung ein „gesünderes“ Gehirn bzw. eine verbesserte Funktionsfähigkeit bedeuten. Zusammenfassend zeigen sich neurophysiologisch in der MG eine erhöhte kortikale Informationsverarbeitung und eine stärkere Vernetzung sowohl intra- als auch interhemisphärisch. Die vorliegenden Ergebnisse bestätigen Hypothese 3: *Die Effekte des musikunterstützten Trainings lassen sich auf neurophysiologischer Ebene darstellen.*

4. Wie oben (Überprüfung der Hypothese 3) beschrieben, konnte in der vorliegenden Arbeit gezeigt werden, dass die Kohärenzanalyse der EEG-Signale eine stärkere Vernetzung bzw. funktionale Kopplung zwischen verschiedenen Hirngebieten einer Hemisphäre und zwischen beiden Hemisphären in der MG ergeben hat und somit das musikunterstützte Training erfolgreich war. Aus den vorliegenden Daten lassen sich jedoch keine evidenzbasierten Aussagen über eine mögliche parallele Aktivierung von auditiven und sensomotorischen neuronalen Netzwerken ableiten. Hierzu müssten im Rahmen einer Fortsetzungsstudie mit bildgebenden Verfahren (fMRT), in Anlehnung an Bangert et al. (2001) zwei Bedingungen untersucht werden: (a) Patienten hören einfache Kinderlieder, die sie während des Trainings gelernt haben, was sich neurophysiologisch in einer Aktivierung motorischer Areale widerspiegeln würde und (b) Patienten spielen Tonfolgen auf dem stummen MIDI-Klavier,

wobei im Scanner eine Aktivierung auditorischer Areale gezeigt werden soll. Erst eine derartige Messung könnte Aufschluss geben, inwieweit die erzielten Verbesserungen auf plastische Vorgänge bei der auditiv-sensomotorischen Kopplung zurückgeführt werden können. Die Hypothese 4 (*Musikunterstütztes motorisches Training wirkt über den Mechanismus der sensomotorischen Integration.*) kann derzeit nicht bestätigt werden.

5. Die Patienten der MG erhielten neben dem musikunterstützten Training mit einer Trainingsfrequenz von 30 Minuten täglich über drei Wochen zusätzlich etwa in gleichem Maße wie die KG konventionelle physio- und ergotherapeutische Einzelanwendungen und Gruppentherapien für die oberen Extremitäten. Bei Betrachtung der Ergebnisse der KG im Prä-/Postvergleich der angewandten motorischen Testverfahren bzw. Messparameter zeigten sich zum zweiten Messzeitpunkt größtenteils gleich bleibende bzw. sogar schlechtere Leistungen. Lediglich im Box & Block Test, Action Research Arm Test, Armparese Score nach Wade sowie im Parameter [NIV] der Diadochokineseprüfung zeigten sich verschwindend geringe Verbesserungen zum Zeitpunkt t_1 . Die Autoren sind sich einig, dass bisher kein schlüssiger Nachweis der Wirksamkeit traditioneller physiotherapeutischer Ansätze vorliegt (Woldag & Hummelsheim, 2002). Des Weiteren kann keines der Verfahren für sich in Anspruch nehmen, einem anderen überlegen zu sein (Dickstein et al., 1986; Logigian et al., 1983; Stern et al., 1970; Basmajian et al., 1987; Wagenaar et al., 1990; Sunderland et al., 1994; Ernst, 1990). Sogar das in der Anwendung weit verbreitete Bobath-Konzept ist den neueren aktiv übenden Verfahren, die die Grundprinzipien motorischen Lernens berücksichtigen, unterlegen (Langhammer & Stanghelle, 2000; Lincoln et al., 1999; Parry et al., 1999). Im Konzept des musikunterstützten Trainings hingegen sind die Grundprinzipien des motorischen Lernens (Woldag & Hummelsheim, 2006) integriert: (1) repetitives, aktives Training einzelner Bewegungen, (2) Anpassung der Leistungsanforderung an den funktionellen Fortschritt des Patienten (Shaping) und Training an der individuellen Leistungsgrenze sowie (3) aufgabenspezifische und zielgerichtete Anforderungen an den Patienten. Zusätzlich erhalten die Patienten direkt nach der Bewegungsausführung eine auditive Rückmeldung über deren Präzision. Darüber hinaus ist das Verfahren für die Patienten aufgrund der starken emotionalen Tönung des Musizierens sehr motivierend. Hypothese 5 wird bestätigt: *Musikunterstütztes motorisches Training ist einer reinen, konventionellen Physiotherapie überlegen.* Dennoch ist davon auszugehen, dass im Rahmen einer Rehabilitationsmaßnahme eine Kombination aus einem, auf den Patienten

zugeschnittenen, konventionellen Behandlungsplan und zusätzlichem musikunterstützten Training ein optimales Outcome hervorbringen könnte.

6. Zur Objektivierung des mit der Verbesserung der motorischen Funktionen verbundenen Transfers der erworbenen Fähigkeiten in die Alltagskompetenz und –leistung der betroffenen Patienten wurden der Armparese Score nach Wade, der Box & Block Test und der Action Research Arm Test eingesetzt. Der Armparese Score verlangt die Durchführung von sieben alltagsrelevanten Aufgaben mit der betroffenen Hand bzw. teilweise mit beiden Händen, z.B. das Öffnen eines Marmeladenglases, mit Lineal und Bleistift eine Linie ziehen, Haare kämmen, Trinken aus einem Becher, Anheben zweier im Durchmesser unterschiedlich großer Zylinder sowie das Aufnehmen und Befestigen einer Wäscheklammer (Wade et al., 1983). Obwohl die Aufgabe, die der Box & Block Test verlangt, selber keinen Alltagsbezug hat, erscheint den Patienten der Vorgang des Ergreifens, Transportierens und Loslassens von Objekten als bedeutsam und könnte in alltägliche Anforderungen transferiert werden (Pinkowski, 2002). Ähnliches gilt beim Action Research Arm Test. In diesen drei motorischen Testverfahren zeigten die Patienten nach dem musikunterstützten Training signifikante Funktionsverbesserungen, die in der KG und TG nicht ersichtlich waren, so dass ein Transfer der erworbenen motorischen Leistungen in die Alltagskompetenz der Patienten gegeben war. Des Weiteren wurden die Patienten am Schluss der Studie in einem Fragebogen zum musikunterstützten Training und nach dessen subjektiv empfundenen Nutzen befragt. 68,8 % der MG-Patienten gaben einen sehr großen, 18,8 % einen großen und 12,5 % einen mittleren subjektiv empfundenen Nutzen an. Die jeweiligen signifikanten Ergebnisse aus den drei Testverfahren und der Befragung bestätigen Hypothese 6: *Eine Verbesserung motorischer Funktionen durch das musikunterstützte Training bewirkt einen Transfer der erworbenen Fähigkeiten in die Alltagskompetenz und –leistung der betroffenen Patienten.*

Das musikunterstützte Training legt den Schwerpunkt auf die am deutlichsten betroffenen Funktionsbereiche und damit verbunden auf die Wiederherstellung eines möglichst umfassenden motorischen Repertoires (Reduzierung des spastisch erhöhten Muskeltonus, Verbesserung der aktiven und passiven Beweglichkeit der Gelenke, Förderung von Kraft, Ausdauer und Schnelligkeit), welches Grundlage für die Alltagsleistung und Alltagskompetenz der betroffenen Patienten ist.

5.2 Überprüfung und Diskussion der zentralen Fragestellungen

Im Folgenden sollen die in Kapitel 2 formulierten zentralen Fragestellungen beantwortet werden.

Welchen Effekt hat das musikunterstützte Training auf die Erholung motorischer Funktionen nach Schlaganfall?

Patienten mit motorischen Funktionsbeeinträchtigungen der oberen Extremitäten nach Schlaganfall profitierten deutlich von 15 Trainingseinheiten mit einer jeweiligen Dauer von 30 Minuten über drei Wochen zusätzlich zu den konventionellen Therapien. Es zeigten sich signifikante Funktionsverbesserungen nach dem musikunterstützten Training in den fein- und grobmotorischen Leistungen in der betroffenen Extremität. Diese waren nachweisbar sowohl durch behaviorale Messungen mit standardisierten motorischen Testverfahren als auch auf neurophysiologischer Ebene in Form einer erhöhten kortikalen Informationsverarbeitung und einer stärkeren intra- und interhemisphärischen Vernetzung. Es ergaben sich für die Trainingsgruppe mit musikunterstütztem Training in nahezu allen angewandten motorischen Testverfahren Effektgrößen im mittleren Bereich (nach Cohen, 1988), während sich in der Kontrollgruppe ohne zusätzliche Trainingseinheiten und in einer zweiten Kontrollgruppe mit motorischem Funktionstraining anstelle des musikunterstützten größtenteils minimale Effekte zeigten.

Profitieren Patienten mit musikunterstütztem Training deutlich mehr als Patienten mit einem andersartigen motorischen Funktionstraining (nach Taub) gleicher Intensität?

Die Patienten mit musikunterstütztem Training zeigten zum zweiten Messzeitpunkt signifikante Funktionsverbesserungen im Vergleich zu den Patienten mit motorischem Funktionstraining sowohl in der Bewegungsausführung an sich als auch in den Parametern Bewegungsspielraum, Geschwindigkeit der Bewegungen und Qualität der Bewegungen. Die Patienten beider Gruppen wurden nach Abschluss des jeweiligen Trainings nach dessen subjektiv empfundenen Nutzen befragt. Beide Gruppen gaben an, dass sie durch die jeweilige Teilnahme positiv profitieren konnten, was sich in der Angabe eines „sehr großen“ und „großen“ subjektiv empfundenen Nutzens widerspiegelte.

Lassen sich die Effekte des musikunterstützten Trainings auf neurophysiologischer Ebene darstellen?

Derartige Veränderungen ließen sich, wie bereits oben formuliert, auch in den neurophysiologischen Daten, in Form einer erhöhten kortikalen Informationsverarbeitung (ERD/ERS) und einer stärkeren intra- und interhemisphärischen Vernetzung (Kohärenzen), darstellen.

Sind die induzierten neuralen Effekte des musikunterstützten Trainings auf den Mechanismus der auditiv-sensomotorischen Integration zurückzuführen?

Aus den vorliegenden Daten lassen sich keine sicheren Aussagen über eine mögliche parallele Aktivierung von auditiven und sensomotorischen neuronalen Netzwerken ableiten. Geht man davon aus, dass sowohl der Gruppe mit musikunterstütztem Training als auch derjenigen mit motorischem Funktionstraining (nach Taub) die gleiche Dauer und Intensität der Patienten-Therapeuten-Beziehung und der Trainingsaktivität zuteil geworden ist und die Grundprinzipien motorischen Lernens - repetitives aktives Üben einfacher Bewegungen, Anpassung der Leistungsanforderung an den funktionellen Fortschritt des Patienten (Shaping) und Training an der individuellen Leistungsgrenze, aufgabenspezifische und zielgerichtete Anforderungen an den Patienten etc. - angewandt wurden, dann sollten beide Ansätze ähnliche Effekte vorweisen können, was nicht der Fall war. Daraus schlussfolgernd müssen andere Mechanismen dem ausgeprägteren Trainingseffekt in der Gruppe mit musikunterstütztem Training zugrunde liegen: eine auditiv-sensomotorische Integration neuronaler Netzwerke, die direkte auditorische Rückmeldung über die Präzision der motorischen Aktionen der Patienten und/oder der motivierende Charakter des Trainings angesichts der starken emotionalen Tönung des Musizierens. Die einzelnen möglichen Mechanismen werden in Abschnitt 5.3 diskutiert.

Ist das musikunterstützte Training einer reinen, konventionellen Therapie überlegen?

Die Ergebnisse haben gezeigt, dass das musikunterstützte Training zusätzlich zu den konventionellen Ansätzen zu enormen Funktionsverbesserungen bei Patienten mit motorischen Funktionsbeeinträchtigungen der oberen Extremitäten nach Schlaganfall geführt hat. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit war es (aufgrund der Rehabilitationsbestimmungen) nicht möglich, eine Vergleichsgruppe, die lediglich musikunterstütztes Training ohne zusätzliche konventionelle Therapien erhielt, zu untersuchen. Die Frage nach der Überlegenheit des musikunterstützten Trainings kann daher nicht sicher beantwortet werden.

Bewirkt das musikunterstützte Training und die damit verbundenen motorischen Funktionsverbesserungen einen Transfer in die Alltagskompetenz und –leistung der betroffenen Patienten?

Obwohl für das musikunterstützte Training als Eingabe- bzw. Übungsmedien ein MIDI-Klavier (zur Förderung der Feinmotorik) und elektronische Drum-Pads (mit dem Trainingsschwerpunkt auf der Grobmotorik) dienten und ein direkter Bezug der Trainingsaufgaben zum Alltag primär nicht vorhanden war, resultierte dennoch ein Transfereffekt der erworbenen motorischen Leistungen in die Alltagskompetenz der Patienten.

5.3 Schlussfolgerungen

Wie bereits oben angesprochen, stellt sich die Frage, welcher Mechanismus dem enormen Trainingseffekt in der MG zugrunde liegt. Kommen die erzielten motorischen Verbesserungen durch den Einsatz der beiden Instrumente und dem damit verbundenen „Musizieren“ zustande, oder sind sie einfach nur das Ergebnis des intensiven Trainings? Im Folgenden werden mögliche Faktoren diskutiert: (1) musikunterstütztes Training als Variante eines aktiven, gestuften, repetitiven Trainings („massed practice“), (2) die Rolle der direkten auditorischen Rückmeldung über die Präzision bzw. Qualität der Bewegungen des Patienten, (3) die auditiv-sensomotorische Integration und (4) weitere Faktoren wie z.B. der motivierende Charakter des Trainings angesichts der starken emotionalen Tönung des Musizierens.

Musikunterstütztes Training als Variante eines aktiven, gestuften, repetitiven Trainings („massed practice“)

Ein Aspekt des musikunterstützten Trainings war das aktive, intensive und repetitive Training der Bewegungen am MIDI-Klavier und/oder elektronischen Drum-Pads für 15 Trainingseinheiten à 30 Minuten über drei Wochen. Eingangs wurden bereits die Grundprinzipien des motorischen Lernens nach Woldag und Hummelsheim (2006) beschrieben, an deren vorderster Stelle das repetitive aktive Üben einfacher Bewegungen steht. In der neurologischen Rehabilitation motorischer Funktionen gilt das Taubsche Bewegungstraining oder auch die Bewegungsinduktionstherapie nach Taub (engl. Constraint-induced Movement Therapy) als evidenzbasiertes, effizientes und dem „Gold-Standard“

entsprechendes Training (Taub et al., 1993). Es handelt sich hierbei um eine intensive und repetitive Trainingsmethode, die auf der Restriktion der gesunden oberen Extremität durch die Nutzung einer Schlinge und einem motorischen Training der betroffenen Extremität zur Überwindung des „Gelernten Nichtgebrauchs“ (Taub, 1980) basiert. Miltner und Kollegen (1999) und Elbert et al. (2003) sehen die Effizienz des Ansatzes in der Ausführung wiederholter Bewegungen mit der betroffenen Extremität über etliche Stunden pro Tag über mehrere Tage hinweg. In einer Metaanalyse von van Peppen (2004) zeigte sich nach dem Taubschen Training eine Verbesserung der motorischen Fähigkeiten der betroffenen Extremität und damit verbunden eine Effektstärke von 0,46. Bezüglich des Transfers der erworbenen Leistungen in die Alltagskompetenz wurde eine Effektgröße von 0,23 angegeben. Van der Lee (2001) zeigte in einem Vergleich dreier Studien mit Taubschem Bewegungstraining geringe bis mittlere Effektstärken beispielsweise von 0,34 und 0,45 und keine Transfereffekte in die Alltagsleistung der Patienten (0,18). Geht man davon aus, dass der reine Übungsanteil des Taubschen Bewegungstrainings ca. 48 Stunden (6 Stunden täglich über 8 Tage) beträgt und das in der vorliegenden Arbeit angewandte musikunterstützte Training lediglich 7,5 Stunden (30 Minuten täglich über drei Wochen) beinhaltete und letzteres großteils mittlere Effektstärken hervorbrachte, scheinen auch andere Mechanismen als nur das „massed practice“ für die immensen Trainingseffekte verantwortlich zu sein.

Einen weiteren Gesichtspunkt stellt in diesem Zusammenhang der Vergleich der in der vorliegenden Arbeit untersuchten Gruppe mit musikunterstütztem Training und derjenigen mit motorischem Funktionstraining nach Taub, jedoch ohne zusätzliche mechanische Restriktion des gesunden Armes und mit deutlich geringerem Zeitaufwand als üblich, dar. Beide Gruppen wurden mit gleicher Dauer und Intensität der Patienten-Therapeuten-Beziehung und der Trainingsaktivität gefördert. Dennoch profitierte die Gruppe mit musikunterstütztem Training deutlich mehr von dem dreiwöchigen Training, was sich nicht zuletzt in einem Transfer der erworbenen motorischen Fertigkeiten in die Alltagsleistung der Patienten gezeigt hat. Auch dieser Sachverhalt spricht dafür, dass zusätzliche Parameter, wie beispielsweise die permanente direkte auditorische Rückmeldung über die Präzision der ausgeführten Bewegungen des Patienten, eine Rolle in der Funktionsweise des musikunterstützten Trainings gespielt haben könnten.

Die Rolle der auditorischen Rückmeldung über die Präzision bzw. Qualität der Bewegungen des Patienten

Besonders eindrucksvoll sind in diesem Zusammenhang die zum zweiten Messzeitpunkt in der musikunterstützten Trainingsgruppe erzielten Funktionsverbesserungen in der Bewegungsqualität, die sich in einer Verringerung des Parameters [NIV] und einer Erhöhung der Tappingfrequenz in der 3D-Bewegungsmessung zeigten. Eine mögliche Erklärung für diese Fortschritte, die auch einen Effekt auf eine verbesserte Ausführung feinmotorischer Tätigkeiten im Alltag haben sollten, liefert die unmittelbare auditorische Rückmeldung als wichtiger Bestandteil des musikunterstützten Trainings. Für jede Bewegung, die der Patient ausgeführt hat, bekam er die Information, wie gut die entsprechende Aufgabe (das Spielen eines Tones, einer Tonfolge oder Melodie) bewerkstelligt wurde. Es ist allgemein bekannt, dass der Schlaganfall zu Schäden der propriozeptiven Rückmeldung führt. Die Autoren weisen darauf hin, dass propriozeptive Reafferenzen eine bedeutende Rolle in der Aktualisierung der internalen Repräsentationen während der Bewegungsausführung spielen bzw. für die Bewegungskontrolle im Sinne eines Steuerungsprozesses notwendig sind (Ghez et al., 1995; Ghez & Sainburg, 1995; Mercier et al., 2004). Dancause und Kollegen (2002) weisen darauf hin, dass Fehler in der Bewegungsausführung bei mittelgradig bis schwer hemiparetischen Patienten auf einer beeinträchtigten Interpretation der propriozeptiven Information hinsichtlich der Position der Extremität beruhen. Um diesem Defizit entgegenzuwirken, kann die im musikunterstützten Training vorgesehene auditorische Rückmeldung förderlich sein. Im Gegensatz dazu wird in der konventionellen Ergo- und Physiotherapie eher unspezifisch sensorisch stimuliert, so dass keine Aufmerksamkeitsfokussierung des Patienten auf die zu bewegende Gliedmaße zustande kommt oder lediglich eine globale Rückmeldung erfolgt, ob eine Bewegung ausgeführt wurde oder nicht (Woldag & Hummelsheim, 2002; Hummelsheim & Mauritz, 1993). Um die Funktion der auditorischen Rückmeldung zu beurteilen, könnten die Bewegungen der Patienten an einem stummen Klavier oder Drum-Pads in einer weiteren Studie untersucht werden.

Auditiv-sensomotorische Integration?

Wie zuvor beschrieben, konnte in einer Reihe von Studien gezeigt werden, dass das Spielen eines Instrumentes zu einer auditiv-sensomotorischen Kopplung führt. Beispielsweise ließen Bangert und Altenmüller (2003) musikalische Laien über fünf Wochen (25 Trainingseinheiten je 20 Minuten) das Spielen einfacher Melodien auf dem Klavier trainieren. An mehreren

Zeitpunkten, während dieses Trainings, wurde die hirnelektrische Aktivität mithilfe des Gleichspannungs-EEGs untersucht - wenn die Probanden lediglich Melodien hörten oder diese auf einem stummen Klavier wiedergaben. Die Hirnpotentialmuster für die beiden Bedingungen waren am Anfang des Trainings unterschiedlich, wohingegen sich diese nach wenigen Tagen des Übens weitgehend einander angenähert hatten (siehe auch Bangert et al., 2006b). Diese Veränderungen interpretieren die Autoren als neuronale Korrelate der auditiv-sensomotorischen Integration. Vergleicht man die Trainingsmodalitäten von Bangert und Kollegen mit dem vorliegenden musikunterstützten Trainingsansatz, so ergeben sich gewisse Parallelen. Bedeutsam ist, dass die Prä-/Postdiagnostik der motorischen Funktionen in der vorliegenden Arbeit mit Testverfahren durchgeführt wurde, die nicht des Einsatzes der Musikinstrumente (MIDI-Klavier und Drum-Pads) bedurften. Während die auditiv-sensomotorische Integration über die musikunterstützte Trainingsphase hinweg zu Verbesserungen der motorischen Funktionen der Patienten beigetragen haben könnte, waren diese Effekte deutlich auf andere Situationen übertragbar.

Weitere Faktoren...

Zusätzlich zu den oben diskutierten möglichen Mechanismen, könnten andere Faktoren am Erfolg des musikunterstützten Trainingprogramms beteiligt gewesen sein. Die Patienten gaben nach dem musikunterstützten Training an, dass dieses neben dem Nutzenaspekt auch als sehr angenehm empfunden wurde und im Rahmen des gesamten Rehabilitationsprozesses sehr positiv besetzt war. Der Großteil der Patienten zeigte sich durch die 15 Trainingseinheiten höchst motiviert. Die Motivation konnte durch die schrittweise Erhöhung des Schwierigkeitsgrades der Aufgaben über die gesamte Trainingsphase hinweg aufrechterhalten werden, was sich für den Patienten in Erfolgserlebnissen und positiver Verstärkung widerspiegelte.

5.4 Offene Fragen und Perspektiven

In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass Patienten mit motorischen Funktionsstörungen der oberen Extremitäten deutlich von 15 Trainingseinheiten des musikunterstützten Trainings zuzüglich zu den konventionellen Therapieverfahren in einem neurologischen Rehabilitationszentrum profitierten. Die Fortschritte der musikunterstützten Trainingsgruppe wurden nicht nur im Vergleich zu einer Kontrollgruppe mit lediglich

konventionellen Therapien, sondern auch mit einem modernen Trainingskonzept, dem Taubschen Bewegungstraining (Taub et al., 1993) in zeitlich abgewandelter Form und unter Vernachlässigung der mechanischen Restriktion der gesunden Extremität (siehe hierzu auch Sterr et al., 2002; Sterr & Freivogel, 2003), objektiviert. In diesem Zusammenhang sei noch einmal darauf hingewiesen, dass die Wirksamkeit des Taubschen Ansatzes u.a. auf einer, im Vergleich zu anderen Konzepten, deutlich höheren Trainingsintensität beruht; in der vorliegenden Arbeit wurde diese vergleichsweise auf ein Minimum reduziert (30 min täglich über 3 Wochen = 15 Einheiten = 7,5 Stunden).

Von Interesse wäre für weitere Untersuchungen ein direkter Vergleich des musikunterstützten Trainings mit konventionellen Behandlungsansätzen gleicher Trainingsdauer und –intensität, im Hinblick auf den Grad und die Geschwindigkeit der Funktionsverbesserung, die Generalisierbarkeit der Effekte und die Akzeptanz bei den Patienten für die Intervention.

Des Weiteren scheinen auch emotionale und motivationale Faktoren eine wichtige Rolle zu spielen, beispielsweise ist es bei Patienten nach einem Schlaganfall ein großartiges Erlebnis, eine bisher unbekannte künstlerisch-kreative Erfahrung zu machen. Dieser Aspekt muss in einer weiteren Untersuchung, bei der verschiedenartige Trainingsstrategien verglichen werden, näher hinterfragt werden. Man könnte durchaus auch ein Training an den Musikinstrumenten (MIDI-Klavier und Drum-Pads) ohne Tonerzeugung anbieten.

Im nächsten Schritt sollen die neuronalen Korrelate der motorischen Funktionsverbesserungen nach erfolgtem musikunterstützten Training näher untersucht werden. Im Hinblick auf das Taubsche Bewegungstraining (Constraint-induced Movement Therapy - CIMT; Taub et al., 1993) wurden in diesem Zusammenhang bereits verschiedene Studien durchgeführt, in denen sich Hinweise auf trainingsinduzierte kortikale Reorganisation bei chronischen Schlaganfallpatienten ergaben (Kopp et al., 1999; Liepert et al., 1998, 2000; Liepert, 2006; Wittenberg et al., 1999, 2000). Liepert und Kollegen (1998) erbrachten den ersten Beweis für plastizitätsbedingte Veränderungen der neuronalen Verschaltung nach erfolgreicher Therapie motorischer Funktionen bei Patienten im chronischen Stadium der Schlaganfallerkrankung mittels transkranieller Magnetstimulation. Hierbei ergab sich, dass die CIMT zu einer erhöhten Erregbarkeit des motorischen Kortex in der geschädigten Hemisphäre der Patienten und zur Rekrutierung einer höheren Anzahl von Neuronen, die an der Bewegungsausführung der betroffenen Extremität beteiligt waren, geführt hat. Eine

Follow-up-Studie zeigte, dass die kortikale Reorganisation im motorischen Kortex noch nach 6 Monaten nachweisbar war (Liepert et al., 2000). Miltner und Kollegen (1999) beobachteten in einer EEG-Studie eine Vergrößerung der Amplitude in den späten Komponenten des Bereitschaftspotentials bei willkürlichen Bewegungen nach erfolgter CIMT, was in ähnlicher Weise interpretiert wurde. Untersuchungen mittels PET und fMRT zeigen widersprüchliche Befunde. Wittenberg et al. (1999, 2000) fanden in einer PET-Studie eine Verringerung der atypischen bilateralen Aktivierung des primären sensomotorischen Kortex bei Bewegungsausführung mit der betroffenen Extremität nach der CIMT. Eine fMRT-Untersuchung von Johansen-Berg und Kollegen (2002) ergab eine erhöhte Aktivierung im prämotorischen und sekundären somatosensorischen Kortex kontralateral zur betroffenen Extremität sowie bilateral im Cerebellum, was mit einer verbesserten Handfunktion nach erfolgter Therapie bei Schlaganfallpatienten einherging. Schaechter und Kollegen (2002) zeigten in einem fMRT-Experiment eine Verschiebung der Aktivierung im sensomotorischen Kortex in Richtung der nicht betroffenen Hemisphäre nach erfolgter CIMT. Levy et al. (2001) fanden in einer fMRT-Studie zweier Patienten nach der CIMT eine erhöhte periläsionale Aktivierung und zusätzlich erhöhte Aktivierungen bilateral in den motorischen Assoziationskortexen und ipsilateral im primären motorischen Kortex. Diese Befunde zeigen (1) die breite interindividuelle Variabilität (teilweise sicherlich auch wegen der geringen Patientenstichproben) und/oder (2) dass verschiedene Ergebnisse unterschiedliche Reorganisationsmechanismen widerspiegeln.

Neben weiterführenden EEG-Messungen sollen unter Verwendung eines kombinierten TMS-fMRT-Ansatzes die dem musikunterstützten Training zugrunde liegenden neurophysiologischen Prozesse und damit im Zusammenhang stehend die parallele Aktivierung von auditiven und sensomotorischen neuronalen Netzwerken (Bangert et al., 2001; Bangert & Altenmüller, 2003; Bangert et al., 2006b) nachgewiesen und weitere neuronale Korrelate in künftigen Untersuchungen aufgedeckt und aus verschiedenen Perspektiven betrachtet werden.

Einschränkungen und Probleme

Trotz eines ersten Nachweises der Effizienz des musikunterstützten Trainings im Rahmen der vorliegenden Arbeit und einer guten Umsetzbarkeit der Trainingsmodalitäten im klinischen Bereich, hier in einem neurologischen Rehabilitationszentrum, zeigen sich einige Einschränkungen und Problemstellungen. Obwohl sich in der Durchführung einiger, speziell für die Untersuchung von Transfereffekten, angewandter motorischer Testverfahren

(Armparese Score nach Wade, Box & Block Test und Action Research Arm Test) ein Transfer der erworbenen Funktionen in die Alltagsleistung und –kompetenz der Patienten ergab, muss die Stabilität dieser Funktionsverbesserungen in weiteren Untersuchungen belegt werden. Hierzu sollten neben einem Prä-/Post-Trainingsvergleich auch Follow-up-Messungen im Rahmen einer Längsschnittuntersuchung nach 6 sowie 12 Monaten erfolgen.

Des Weiteren sind die Länge und die Anzahl der Einheiten (30 Minuten, 15 Mal) des musikunterstützten Trainings kritisch zu betrachten. Diese Parameter sollten im Rahmen weiterer Untersuchungen verändert werden, auch im Hinblick auf das Taubsche Bewegungstraining (CIMT), dessen Trainingsdauer deutlich über der des musikunterstützten Trainings liegt (CIMT -> 6 Stunden täglich über 8 Tage = 48 Stunden; MUT -> 30 Minuten 15 Tage = 7,5 Stunden). Unklar ist derzeit auch, ob eine Erhöhung der Trainingsdauer des musikunterstützten Trainings größere Effektstärken hervorrufen würde. Für das Taubsche Bewegungstraining haben Sterr und Kollegen (2002) den Nachweis erbracht, dass ein sechsstündiges Training deutlich effizienter als ein dreistündiges war.

Ein weiteres Problem ergibt sich aus der unterschiedlichen Gesamtanzahl der Trainingseinheiten der musikunterstützten Trainingsgruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe ohne eine zusätzliche Intervention. Während beide Gruppen etwa in gleichem Maße konventionelle Therapien erhielten, wurden der musikunterstützten Trainingsgruppe 15 Einheiten zusätzlich gegeben. Da jedoch keinerlei tendenzielle Verbesserung in der motorischen Testung zum zweiten Messzeitpunkt in der Kontrollgruppe auftrat, ist nicht davon auszugehen, dass die Funktionsverbesserungen der Patienten mit musikunterstütztem Training lediglich auf die höhere Dosis an Trainingseinheiten (15) zurückzuführen sind.

Ein generelleres Problem des musikunterstützten Trainingsansatzes, das auch in der CIMT zum Tragen kommt, ist die Anwendbarkeit bei schwer betroffenen Patienten. Obwohl genau definierte Ein- und Ausschlusskriterien von grundlegender Bedeutung für klinische Studien sind, könnte der vorliegende Trainingsansatz an schwerer betroffene Patienten im klinischen Bereich zukünftig angepasst werden, z.B. durch die Anwendung anderer Instrumente oder maßgefertigter Geräte, die MIDI-Trigger abgeben.

6 Literatur

- Aho, K., Harmsen, P., Hatano, S., Marquardsen, J., Smirnov, V. E. & Strasser, T. (1980). Cerebrovascular disease in the community: results of a WHO collaborative study. *Bulletin of the World Health Organization*, 58 (1), 113-130.
- Aisen, M. L., Krebs, H. I., Hogan, N., McDowell, F. & Volpe, B. T. (1997). The effect of robot-assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke. *Arch Neurol*, 54, 443-446.
- Andres, F. G. & Gerloff, C. (1999). Coherence of sequential movements and motor learning. *J Clin Neurophysiol*, 16, 520-527.
- Bangert, M., Haeusler, U. & Altenmüller, E. (2001). On practice: how the brain connects piano keys and piano sounds. *Ann N Y Acad Sci (United States)*, 930, 425-428.
- Bangert, M. & Altenmüller, E. (2003). Mapping Perception to Action in Piano Practice: A longitudinal DC-EEG-study. *BMC Neuroscience*, 26-36.
- Bangert, M., Peschel, T., Schlaug, G., Rotte, M., Drescher, D., Hinrichs, H., Heinze, H. J. & Altenmüller, E. (2006b). Shared networks for auditory and motor processing in professional pianists: Evidence from fMRI conjunction. *NeuroImage*, 30 (3), 917-26.
- Basmajian, J. V., Gowland C. A., Finlayson, M. A., Hall, A. L., Swanson, L. R., Stratford, P. W., Trotter, J. E. & Brandstater, M. E. (1987). Stroke treatment: comparison of integrated behavioural-physical therapy vs traditional physical therapy programs. *Arch Phys Med Rehabil*, 68, 267-272.
- Bauder, H., Taub, E. & Miltner, H. R. (2001). *Behandlung motorischer Störungen nach Schlaganfall – Die Taubsche Bewegungsinduktionstherapie*. Göttingen: Hogrefe.
- Beggs, C. (1991). Life Review with a palliative care patient. In: Brucias, K. E. (Ed), *Case studies in music therapy*. Barcelona Publishers USA, 1991.

- Bös, K. (2001). *Handbuch Motorische Tests*. 2., vollständig überarbeitete Auflage. Hogrefe-Verlag, Göttingen Bern Toronto Seattle.
- Bütefisch, C., Hummelsheim, H., Denzler, P. & Mauritz, K.-H. (1995). Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand. *Journal of the Neurological Sciences*, 130, 59-68.
- Buonomano, D. V. & Merzenich, M. M. (1998). Cortical plasticity: from synapses to maps. *Annu Rev Neuroscience*, 21, 149-186.
- Carroll, D. A. (1965). A quantitative test of upper extremity function. *Journal of Chronic Diseases*, 18, 479-491.
- Classen, J., Liepert, J., Wise, S. P., Hallett, M. & Cohen, L.G. (1998). Rapid plasticity of human cortical movement representation induced by practice. *J Neurophysiol*, 79 (2), 1117-23.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioural sciences*, second edition. Hillsdale, NJ: Lawrence Earlbaum Associates.
- Cohen, N. & Masse, R. (1993). The application of singing and rhythmic instruction as a therapeutic intervention for persons with neurogenic communication disorders. *Journal of Music Therapy*, 30, 81-99.
- Cromwell, F. S. (1976). *Occupational therapist's manual for basic skill assessment; primary prevocational evaluation*. Altadena, CA. Fair Oaks Printing, 29-30.
- Dancause, N., Ptito, A. & Levin, M. F. (2002). Error correction strategies for motor behavior after unilateral brain damage: short-term motor learning processes. *Neuropsychologia (England)*, 40 (8), 313-323.
- Davis, G. & Magee, W. (2001). Clinical improvisation within neurological disease. *British Journal of Music Therapy*, 15 (2), 51-60.

- Desrosiers, J., Bravo, G., Hébert, R., Dutil, E. & Mercier, L. (1994b). Validation of the Box and Block Test as a measure of dexterity of elderly people: reliability, validity, and norms studies. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75, 751-755.
- Dettmers, Ch., Stephan, K. M., Rijntjes, M. & Fink, G. R. (1996). Reorganisation des motorischen kortikalen Systems nach zentraler oder peripherer Schädigung. *Neurol Rehabil*, 3, 137-148.
- De Weerd, W. J. G. & Harrison, M. A. (1985). Measuring recovery of arm-hand-function in stroke patients: a comparison of the Brunnstrom-Fugl-Meyer Test and Action Research Arm Test. *Physiotherapy Canada*, 37, 65-70.
- Dickstein, R., Hocherman, S., Pillar, T. & Shaham, R. (1986). Stroke rehabilitation: three exercise therapy approaches. *Phys Ther*, 66, 1233-1238.
- Diener, H.-C. & Weimar, C. (2006). Was gibt es Neues beim Schlaganfall 2004/2005? *Akt Neurol*, 33, 57-63.
- Dromerick, A. W., Edwards, D. F. & Hahn, M. (2000). Does the application of constraint-induced movement therapy during acute rehabilitation reduce arm impairment after ischemic stroke? *Stroke*, 31, 2984-2988.
- Elbert, T., Pantev, C., Wienbruch, Ch., Rockstroh, B. & Taub, E. (1995). Increased cortical representation of the fingers of the left hand in string players. *Science*, 270, 305-307.
- Elbert, T., Candia, V., Altenmüller, E., Rau, H., Rockstroh, B., Pantev, C. & Taub, E. (1998). Alteration of digital representations in somatosensory cortex in focal hand dystonia. *NeuroReport*, 16, 3571-3575.
- Elbert, T., Rockstroh, B., Bulach, D., Meinzer, M. & Taub, E. (2003). Die Fortentwicklung der Neurorehabilitation auf verhaltensneurowissenschaftlicher Grundlage. Beispiel Constraint-induced-Therapie. *Der Nervenarzt*, 74, 334-342.

- Erdonmez, D. (1981). Rehabilitation of piano performance skills following a left cerebral vascular accident. In: Brucias, K. E (Ed). *Case studies in music therapy*. Barcelona Publishers USA, 1991.
- Ernst, E. (1990). A review of stroke rehabilitation and physiotherapy. *Stroke*, 21, 1081-1085.
- Fasoli, S. E., Krebs, H. I., Stein, J., Frontera, W. R., Hughes, R. & Hogan, N. (2004). Robotic therapy for chronic motor impairments after stroke: Follow-up results. *Arch Phys Med Rehabil*, 85, 1106-1111.
- Feys, H. M., De Weerdt, W. J., Selz, B. E., Cox Steck, G. A., Spichiger, R., Vereeck, L. E., Putman, K. D. & Van Hoydonck, G. A. (1998). Effect of a therapeutic intervention for the hemiplegic upper limb in the acute phase after stroke: a single-blind, randomised, controlled multicenter trial. *Stroke*, 29, 785-92.
- Gauthier, L., Dehaut, F. & Joannette, Y. (1989). The Bells Test: a quantitative and qualitative test for visual neglect. *Int J Clin Neuropsychol*, 11, 49-53.
- Gerloff, C., Altenmüller, E. & Dichgans, J. (1996). Disintegration and reorganization of cortical motor processing in two patients after cerebellar stroke. *Electroenc Clin Neurophysiol*, 98, 59-68.
- Gerloff, C., Richard, J., Hadley, J., Schulman, A. E., Honda, M. & Hallett, M. (1998). Functional coupling and regional activation of human cortical motor areas during simple, internally paced and externally paced finger movements. *Brain*, 121 (Pt 8), 1513-31.
- Gerloff, C., Khalaf, B., Sailer, A., Wassermann, E. M., Chen, R., Matsuoka, T., Waldvogel, D., Wittenberg, G., Ishii, K., Cohen, L. G. & Hallett, M. (2006). Multimodal imaging of brain reorganization in motor areas of the contralesional hemisphere of well recovered patients after capsular stroke. *Brain*, 129, 791-808.

- Ghez, C., Gordon, J. & Ghilardi, M. F. (1995). Impairments of reaching movements in patients without proprioception. II. Effects of visual information on accuracy. *J Neurophysiol (US)*, 73 (1), 361-372.
- Ghez, C. & Sainburg, R. (1995). Proprioceptive control of interjoint coordination. *Can J Physiol Pharmacol (Canada)*, 73 (2), 273-284.
- Goodkin, D. E., Hertsgaard, D. & Seminary, J. (1988). Upper extremity function in Multiple Sclerosis: Improving assessment sensitivity with Box-and-Block and Nine-Hole Peg tests. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 69, 850-854.
- Hamann, F. H., Siebler, M. & von Scheidt, W. (2002). *Schlaganfall – Klinik, Diagnostik, Therapie - Interdisziplinäres Handbuch*. Ecomed Verlagsgesellschaft AG & CoKG.
- Helmstaedter, C., Lendt, M. & Lux, S. (2001). Verbaler Lern- und Merkfähigkeitstest. 1. Auflage. Beltz Testzentrale, 2001.
- Hermisdörfer, J., Wack, S., Mai, N. & Marquardt, C. (1996). Dreidimensionale Bewegungsmessung zur Analyse der Handfunktion. *EKN-Report*, 1/1996.
- Hermisdörfer, J., Marquardt, C., Wack, S. & Mai, N. (1999). Comparative analysis of diadochokinetic movements. *J Electromyogr Kinesiol*, 9, 283-295.
- Hesse, S., Schulte-Tigges, G., Konrad, M., Bardeleben, A. & Werner, C. (2003). Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 84, 915-920.
- Huber, W., Poeck, K., Weninger, D. & Willmes, K. (1983). Aachener Aphasietest (AAT). Göttingen, Toronto, Zürich: Hogrefe Verlag für Psychologie.
- Hummelsheim, H. & Mauritz, K.-H. (1993). Neurophysiologische Grundlagen krankengymnastischer Übungsbehandlung bei Patienten mit zentralen Hemiparesen. *Fortschr Neurol Psychiat*, 61, 208-216.

- Hummelsheim, H. (1994). Mechanismen der gestörten Motorik. In: Mauritz, K.-H. (Hrsg.), *Rehabilitation nach Schlaganfall*. Verlag W. Kohlhammer, Stuttgart Berlin Köln, 1994.
- Hummelsheim, H. (1996). Die Rehabilitation zentraler Lähmungen – eine Standortbestimmung. *Akt Neurologie*, 23, 7-14.
- Hummelsheim, H., Amberger, S. & Mauritz, K.-H. (1996). The influence of EMG-initiated electrical muscle stimulation on motor recovery of the centrally paretic hand. *Eur J Neurol*, 3, 245-254.
- Hummelsheim, H., Maier-Loth, M. L & Eickhof, C. (1997). The functional value of electrical muscle stimulation for the rehabilitation of the hand in stroke patients. *Scand J Rehabil Med*, 29, 3-10.
- Hummelsheim, H. (1998). Die Rehabilitation der zentral paretischen Hand: Bewegungswiederholung und sensomotorische Kopplung. *Neurol Rehabilitation*, 4 (2), 64-70.
- Jackson, J. H. (1958). On the anatomical and physiological localisation of movement in the brain. In: Mauritz, K.-H. (Hrsg.), *Rehabilitation nach Schlaganfall*. Verlag W. Kohlhammer, Stuttgart Berlin Köln, 1994.
- Jackson, P. L., Lafleur, M. F., Malouin, F., Richards, C. & Doyon, J. (2001). Potential role of mental practice using motor imagery in neurologic rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil*, 82, 1131-1141.
- Jaspers, H. H. (1958). The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 10, 371-375.
- Jenkins, W. M., Merzenich, M. M., Ochs, M. T., Allard, T., Guic-Robles, E. (1990). Functional reorganization of primary somatosensory cortex in adult owl monkeys after behaviorally controlled tactile stimulation. *J Neurophysiol*, 63, 82-104.

- Jochims, S. (1995). Emotional processes of coping with disease in the early stages of acquired cerebral lesions. *Arts in Psychotherapy*, 22 (1), 21-30.
- Johansen-Berg, H., Dawes, H., Guy, C., Smith, S. M., Wade, D. T. & Matthews, P. M. (2002). Correlation between motor improvements and altered fMRI activity after rehabilitative therapy. *Brain*, 125, 2731-2742.
- Karni, A., Meyer, G., Jezzard, P., Adams, M. M., Turner, R. & Ungerleider, L. G. (1995). Functional MRI evidence for adult motor cortex plasticity during motor skill learning. *Nature*, 377, 155-158.
- Knab, B. (2000). Effektivität und Anwendbarkeit neuropsychologischer Rehabilitationsverfahren. *Rehabilitation*, 39, 134-155.
- Kopp, B., Kunkel, A., Muhlneckel, W., Villringer, K., Taub, E. & Flor, H. (1999). Plasticity in the motor system related to therapy-induced improvement of movement after stroke. *Neuroreport*, 10, 807-810.
- Kujala, T., Alho, K. & Naatanen, R. (2000). Cross-modal reorganization of human cortical functions. *Trends Neuroscience*, 23, 115-120.
- Kunkel, A., Kopp, B., Müller, G., Villringer, K., Villringer, A., Taub, E. & Flor, H. (1999). Constraint-Induced Movement Therapy for motor recovery in chronic stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 80, 624-628.
- Landau, W. M. (1980). Spasticity: What is it? What is it not? In: Mauritz, K.-H. (Hrsg.), *Rehabilitation nach Schlaganfall*. Verlag W. Kohlhammer, Stuttgart Berlin Köln, 1994.
- Langhammer, B. & Stanghelle, J. K. (2000). Bobath or motor relearning programme? A comparison of two different approaches of physiotherapy in stroke rehabilitation: a randomised controlled study. *Clin Rehabil*, 14 (4), 361-369.

- Lehrl, S. (1993). Mehrfachwahl-Wortschatz-Intelligenztest. Medizinische Verlagsgesellschaft mbH, Nürnberg, 2. überarbeitete Auflage.
- Leocani, L., Toro, C., Manganotti, P., Zhuang, P. & Hallet, M. (1997). Event-related coherence and event-related desynchronization/synchronization in the 10 Hz and 20 Hz EEG during self-paced movements. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 104, 199-206.
- Leocani, L., Toro, C., Zhuang, P., Gerloff, C. & Hallet, M. (2001). Event-related desynchronization in reaction time paradigms: a comparison with event-related potentials and corticospinal excitability. *Clin Neurophysiol*, 112, 923-30.
- Levy, C. E., Nichols, D. S., Schmalbrock, P. M., Keller, P. & Chakeres, D. W. (2001). Functional MRI evidence of cortical reorganization in upper-limb stroke hemiplegia treated with constraint-induced movement therapy. *Am J Phys Med Rehabil*, 80 (1), 4-12.
- Lezak, M. D. (1995). *Neuropsychological Assessment*. 3rd Edition. NY, Oxford University Press.
- Liepert, J., Bauder, H., Sommer, M., Miltner, W. H. R., Dettmers, C., Taub, E. & Weiller, C. (1998). Motor cortex plasticity during constraint-induced movement therapy in chronic stroke patients. *Neurosci Lett*, 250, 5–8.
- Liepert, J., Bauder, H., Miltner, W. H. R., Taub, E. & Weiller, C. (2000). Treatment-induced cortical reorganization after stroke in humans. *Stroke*, 31, 1210–1216.
- Liepert, J. (2006). Motor cortex excitability in stroke before and after constraint-induced movement therapy. *Cogn Behav Neurol*, 19 (1), 41-7.
- Lincoln, N., Parry, R. H. & Vass, C. D. (1999). Randomized, controlled trial to evaluate increased intensity of physiotherapy treatment of arm function after stroke. *Stroke*, 30, 573-579.

- Logigian, M. K., Samuels, M. A., Falconer, J. & Zagar, R. (1983). Clinical exercise trial for stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 64, 364-367.
- Luft, A. R., McCombe-Waller, S., Whittall, J., Forrester, L. W., Macko, R., Sorkin, J. D., Schulz, J. B., Goldberg, A. P. & Hanley, D. F. (2004). Repetitive bilateral arm training and motor cortex activation in chronic stroke: a randomized controlled trial. *JAMA*, 292 (15), 1853-61.
- Lum, P. S., Burgar, C. G., Shor, P. C., Majmundar, M. & Van der Loos, M. (2002). Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 952-959.
- Lyle, R. C. (1981). A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research. *Int J Rehab Research*, 4, 483- 492.
- Mahoney, F. & Barthel, D. (1965). Functional evaluation: the Barthel index. *Md State Med J*, 14, 61-65.
- Mathiowetz, V., Volland, G., Kashman, N. & Weber, K. (1985a). Adult norms for the Box and Block Test of Manual Dexterity. *Am J Occ Therapy*, 39 (6), 386-391.
- Mauritz, K.-H. (1994). *Rehabilitation nach Schlaganfall*. Verlag W. Kohlhammer, Stuttgart Berlin Köln.
- McMaster, N. (1991). Reclaiming a positive identity: music therapy in the aftermath of a stroke. In: Brucias, K. E. (Ed), *Case studies in music therapy*. Barcelona Publishers USA, 1991.
- Mercier, C., Bertrand, A. M. & Bourbonnais, D. (2004). Differences in the magnitude and direction of forces during a submaximal matching task in hemiparetic subjects. *Exp Brain Res*, 157, 32-42.

- Miltner, W., Bauder, H., Sommer, M., Dettmers, C. & Taub, E. (1999). Effects of Constraint-Induced Movement Therapy on Patients with chronic motor deficits after stroke: a replication. *Stroke*, 30 (3), 586-592.
- Mokrusch, T. (1997). Behandlung der hirnfarktbedingten spastischen Hemiparese mit EMG-getriggelter Elektrostimulation. *Neurol Rehabil*, 2, 82-86.
- Münte, T. F., Kohlmetz, C., Nager, W. & Altenmüller, E. (2001). Superior auditory spatial tuning in professional conductors. *Nature*, 409, 580.
- Münte, T. F., Altenmüller, E. & Jäncke, L. (2002). Opinion: The musician's brain as a model of neuroplasticity. *Nat Rev Neurosci*, 3 (6), 473-478.
- Nelles, G., Spiekermann, G., Jueptner, M., Leonhardt, G., Müller, S., Gerhard, H. & Diener, H. C. (1999). Reorganization of sensory and motor systems in hemiplegic stroke patients. A positron emission tomography study. *Stroke*, 30 (8), 1510-6.
- Nudo, R. J., Milliken, G. W., Jenkins, W. M. & Merzenich, M. M. (1996). Use-dependent alterations of movement representations in primary motor cortex of adult squirrel monkeys. *Journal of Neuroscience*, 16, 785-807.
- Oldfield, R. C. (1971). The assessment and analysis of handedness. The Edinburgh Inventory. *Neuropsychologia*, 9, 97-113.
- Parker, V. M., Wade, D. T. & Langton-Hewer, R. (1986). Loss of arm function after stroke: measurement, frequency and recovery. *Int Rehabil Med*, 8, 69-73.
- Parry, R. H., Lincoln, N. B. & Vass, C. D. (1999). Effect of severity of arm impairment on response to additional physiotherapy early after stroke. *Clin Rehabil*, 13, 187-198.
- Pascual-Leone, A., Nguyet, D., Cohen, L. G., Brasil-Neto, J. P., Cammarota, A. & Hallett, M. (1995). Modulation of muscle responses evoked by transcranial magnetic stimulation during the acquisition of new fine motor skills. *J Neurophysiol*, 74, 1037-1045.

- Pfurtscheller, G. & Aranibar, A. (1977). Event-related cortical desynchronization detected by power measurements of scalp EEG. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 42, 817-26.
- Pfurtscheller, G. & Aranibar, A. (1979). Evaluation of event-related desynchronization (ERD) preceding and following voluntary self-paced movement. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 46 (2), 138-46.
- Pfurtscheller, G. (1992). Event-related synchronization (ERS): an electrophysiological correlate of cortical areas at rest. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 83, 62-9.
- Pfurtscheller, G. & Lopes da Silva, F. H. (1999). Event-related EEG/EMG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clin Neurophysiol*, 110 (11), 1842-1857.
- Pfurtscheller, G. & Andrew, C. (1999). Event-related changes of band power and coherence: methodology and interpretation. *J Clin Neurophysiol*, 16, 512-519.
- Pfurtscheller, G. (2001). Functional brain imaging based on ERD/ERS. *Vision Res*, 41, 1257-1260.
- Pinkowski, C. (2002) Armfunktionstests auf Disabilityebene (Fähigkeitsstörungen). In: Minkwitz, K. & Platz, T (Hrsg.), *Armmotorik nach Schlaganfall*. Neue Reihe Ergotherapie, Reihe 10: Fachbereich Neurologie, Band 7. Schulz-Kirchner Verlag, Idstein, 2002.
- Platz, T., Denzler, P., Kaden, B. & Mauritz, K.-H. (1994). Motor learning after recovery from hemiparesis. *Neuropsychologia*, 32, 1209-1223.
- Platz, T., Prass, K., Denzler, P., Bock, S. & Mauritz, K.-H. (1999). Testing a motor performance series and a kinematic motion analysis as measures of performance in high functioning stroke patients: reliability, validity, and responsiveness to therapeutic intervention. *Arch Phys Med Rehabil*, 80, 270-277.

- Platz, T., Winter, T., Muller, N., Pinkowski, C., Eickhof, C. & Mauritz, K.-H. (2001). Arm ability training for stroke and traumatic brain injury patients with mild arm paresis: a single-blind, randomized, controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil*, 82 (7), 961-968.
- Platz, T. (2002). Armfähigkeits-Training (AFT). In: Minkwitz, K. & Platz, T (Hrsg.), *Armmotorik nach Schlaganfall*. Neue Reihe Ergotherapie, Reihe 10: Fachbereich Neurologie, Band 7. Schulz-Kirchner Verlag, Idstein, 2002.
- Platz, T. (2003). Evidenzbasierte Armrehabilitation – Eine systematische Literaturübersicht. *Der Nervenarzt*, 74, 841-849.
- Pöpel, A. (2004). Der Stellenwert von Musiktherapie in der Neurorehabilitation in Deutschland. *Neurol Rehabil*, 10 (5), 113-118.
- Purdie, H. & Baldwin, S. (1994). Music therapy: Challenging low self-esteem in people with stroke. *British Journal of Music Therapy*, 8 (2), 19-24.
- Purdie, H. (1997). Music therapy with adults who have traumatic brain injury and stroke. *British Journal of Music Therapy*, 11 (2), 45-50.
- Rau, C., Plewina, C., Hummel, F. & Gerloff, C. (2003). Event-related desynchronization and excitability of the ipsilateral motor cortex during simple self-paced finger movements. *Clinical Neurophysiology*, 114 (10), 1819-26.
- Ringelstein, E. B. (1999). Primärprävention. In: Berlit, P. (Hrsg.), *Klinische Neurologie*. Springer, Berlin Heidelberg New York.
- Rossini, P. M. & Pauri, F. (2000). Neuromagnetic integrated methods tracking human brain mechanism of sensorimotor areas “plastic” reorganization. *Brain Research Review*, 33, 131-154.
- Sanes, J. N. & Donoghue, J. P. (2000). Plasticity and primary motor cortex. *Annu Rev Neuroscience*, 23, 393-415.

- Schaechter, J. D., Kraft, E., Hilliard, T. S., Dijkhuizen, R. M., Benner, T., Finklestein, S. P., Rosen, B. R. & Cramer, S. C. (2002). Motor recovery and cortical reorganization after constraint-induced movement therapy in stroke patients: a preliminary study. *Neurorehabil Neural Repair*, 16 (4), 326-38.
- Schauer, M. & Mauritz, K.-H. (2003). Musical motor feedback (MMF) in walking hemiparetic stroke patients: randomized trials of gait improvement. *Clinical Rehabilitation*, 17, 713-722.
- Seitz, R. J., Huang, Y., Knorr, U., Tellmann, L., Herzog, H. & Freund, H. J. (1995). Large-scale plasticity of the human motor cortex. *Neuroreport*, 6 (5), 742-744.
- Smith, D. A. (1961). The Box and Block Test: normative data for 7, 8, 9 year-old children (master's thesis). In: Minkwitz, K. & Platz, T (Hrsg.), *Armmotorik nach Schlaganfall. Neue Reihe Ergotherapie, Reihe 10: Fachbereich Neurologie, Band 7*. Schulz-Kirchner Verlag, Idstein, 2002.
- Stam, C. J., Jones, B. F., Nolte, G. Breakspear, M. & Scheltens, Ph. (2007). Small-World Networks and Functional Connectivity in Alzheimer's Disease. *Cerebral Cortex*, 17, 92-99.
- Stern, P. H., McDowell, F., Miller, J. M. & Robinson, M. (1970). Effects of facilitation exercise techniques in stroke rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil*, 51, 526-531.
- Sterr, A., Müller, M., Elbert, T., Rockstroh, B., Pantev, C. & Taub, E. (1998). Changed perception in Braille-readers. *Nature*, 391, 134-135.
- Sterr, A., Müller, M., Elbert, T., Rockstroh, B., Pantev, C. & Taub, E. (1998). Perceptual correlates of changes in cortical representation of fingers in blind multifinger Braille readers. *Journal of Neuroscience*, 18 (11), 4417-4423.
- Sterr, A., Elbert, T., Berthold, I., Kolbel, S., Rockstroh, B. & Taub, E. (2002). Longer versus shorter daily constraint-induced movement therapy of chronic hemiparesis: an exploratory study. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(10), 1374-7.

- Sterr, A. & Freivogel, S. (2003). Motor-improvement following intensive training in low-functioning chronic hemiparesis. *Neurology*, 61 (6), 842-844.
- Sunderland, A., Fletcher, D., Bradley, L., Tinson, D., Langton-Hewer, R. & Wade, D. T. (1994). Enhanced physical therapy for arm function after stroke: a one-year follow-up study. *J Neurol Neurosurg Psych*, 57, 856-858.
- Taub, E. (1980). Somatosensory deafferentation research with monkeys: implications for rehabilitation medicine. In: Ince, L. P. (Ed.), *Behavioral Psychology in Rehabilitation Medicine: Clinical Applications*. New York, NY: Williams & Wilkins, 371– 401.
- Taub, E., Miller, N. E., Novack, T. A., Cook, E. W., Fleming, W. C., Nepomuceno, C. S., Connell, J. S. & Crago, J. E. (1993). Technique to improve chronic motor deficit after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 74, 347-374.
- Taub, E., Uswatte, G. & Pidikiti, R. (1999). Constraint-induced movement therapy: a new family of techniques with broad application to physical rehabilitation – a clinical review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 36 (3), 237-51.
- Taub, E., Elbert, T., Uswatte, G. (2002). New treatments in neurorehabilitation founded on basic research. *Nat Rev Neurosci*, 3 (3), 228-236.
- Tewes, U. (1991). Hamburg-Wechsler-Intelligenztest für Erwachsene – Revision 1991. 2. korr. Auflage.
- Thaut, M. H., McIntosh, G. C. & Rice, R. R. (1997). Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation. *Journal of Neurological Sciences*, 151, 207-212.
- Thaut, M. H., Kenyon, G. P., Hurt, C. P., McIntosh, G. C. & Hoemberg, V. (2002). Kinematic optimization of spatiotemporal patterns in paretic arm training with stroke patients. *Neuropsychologia*, 40, 1073-1081.
- Thaut, M. H., Nickel, A. & Hömberg, V. (2004). Neurologische Musiktherapie. *Musiktherapeutische Umschau*, 25 (1), 35-44.

- Van der Lee, J. H., Wagenaar, R. C., Lankhorst, G. J., Vogelaar, T. W., Deville, W. L. & Bouter, L. M. (1999). Forced use of the upper extremity in chronic stroke patients: results from a single-blind randomized clinical trial. *Stroke*, 30, 2369-2375.
- Van der Lee, J. H. (2001). Constraint-induced therapy for stroke: more of the same or something completely different? *Curr Opin Neurol (England)*, 14 (6), 741-744.
- Van Peppen, R. P. S., Kwakkel, G., Wood-Dauphinee, S., Hendriks, H. J. M., Van der Wees, Ph. J. & Dekker, J. (2004). The impact of physical therapy on functional outcomes after stroke: what's the evidence? *Clin Rehabil*, 18, 833-862.
- Volpe, B. T., Krebs, H. I., Hogan, N., Edelstein, O. L., Diels, C. & Aisen, M. (2000). A novel approach to stroke rehabilitation: robot-aided sensorimotor stimulation. *Neurology*, 54, 1938-1944.
- Wade, D. T., Langton-Hewer, R., Wood, V. A., Skilbeck, C. E. & Ismail, H. M. (1983). The hemiplegic arm after stroke: measurement and recovery. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 46, 521-524.
- Wagenaar, R. C., Meijer, O. G., Van Wieringen, P. C., Kuik, D. J., Hazenberg, G. J., Lindeboom, J., Wichers, F. & Rijswijk, H. (1990). The functional recovery of stroke: a comparison between neuro-developmental treatment and the Brunnstrom method. *Scand J Rehab Med*, 22, 1-8.
- Whitall, J., Waller, S. M., Silver, K. H. C. & Macko, R. F. (2000). Repetitive bilateral arm training with rhythmic auditory cueing improves motor function in chronic hemiparetic stroke. *Stroke*, 31, 2390-2395.
- Whitall, J. & Byl, N. (2004). Stroke rehabilitation research: time to answer more specific questions? *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 18 (1), 3-8.
- Wittenberg, G. F., Chan, R., Ishii, K. et al. (1999). Effect of Constraint-Induced Movement Therapy on motor function and cortical physiology in chronic stroke. Paper presented at the Second World Congress on Neurological Rehabilitation, Toronto, Canada.

- Wittenberg, G. F., Chen, R., Ishii, K. et al. (2000). Task related and resting regional cerebral blood flow changes after Constraint-Induced rehabilitation therapy. Paper presented at the American Academy of Neurology meeting. San Diego, CA.
- Woldag, H. & Hummelsheim, H. (2002). Evidence-based physiotherapeutic concepts for improving arm and hand function in stroke patients. *J Neurol*, 249, 518-528.
- Woldag, H., Waldmann, G., Heuschkel, G. & Hummelsheim, H. (2003). Is the repetitive training of complex hand and arm movements beneficial for motor recovery in stroke patients? *Clin Rehabil*, 17, 723-730.
- Woldag, H. & Hummelsheim, H. (2006). Evidence-based physiotherapeutic concepts for improving arm and hand function in stroke patients: a review. *J Neurol*, 249, 518-528.
- Wolf, S. L., Lecraw, D. E., Barton, L. A. & Jann, B. B. (1989). Forced use of hemiplegic upper extremities to reverse the effect of learned nonuse among chronic stroke and head injured patients. *Exp Neurol*, 104, 125-132.
- Yue, G. & Cole, K. J. (1992). Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions. *J Neurophysiol*, 67, 1114-1123.
- Zerssen, D. & Koeller, D.-M. (1976). Paranoid-Depressivitäts-Skala, Depressivitäts-Skala–Manual. Weinheim: Beltz-Verlag.
- Zimmermann, P. & Fimm, B. (1994). Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung (TAP). Handbuch Version 1.02c. Wuerselen, Germany, Psytest.

7 Anhang

Patientenbogen

Code:

Eintrittsdatum:

Voraussichtliches Ende:

Name, Vorname:		
Geburtsdatum: Alter:	Geschlecht:	Schulabschluss:
Erlerner Beruf:	Prämorbidie Leistungsfähigkeit: (vorherige Ereignisse)	soziale Situation (Familie, Wohnen,...):
Ausgeübte Tätigkeit:		
Rehabilitationsphase:		
Barthel-Index:		
Zeitpunkt der Erkrankung:		
Diagnose:		
Nebendiagnosen:		Beeinträchtigte Seite:
Lokalisation (Läsionsort):		Aktuelle Medikation:

Fragen zu subjektiven Beschwerden beim Gebrauch der Hände

(Auszug EKN-Materialien für die Rehabilitation 6a © 1994 Borgmann Publishing GmbH)

- ➔ Welche Beschwerden haben Sie beim Gebrauch Ihrer Hände?

- ➔ Bei welchen Tätigkeiten fallen Ihnen Schwierigkeiten besonders auf? (Was geht nicht mehr?)

- ➔ Bei welchen Tätigkeiten können Sie Ihre Hand/Hände noch einsetzen? (Was geht noch?)

- ➔ Haben Sie Schmerzen in der Schulter, den Armen, den Händen? In Ruhestellung? Bei welchen Bewegungen?

- ➔ Ist die Sensibilität in den Armen oder Händen verändert?

- ➔ Ist die Kraft in den Händen eingeschränkt?

- ➔ Greifen Sie manchmal daneben oder zu kurz, wenn Sie einen Gegenstand ergreifen wollen?

- ➔ Sind Sie manchmal ungeschickt, oder fallen Ihnen Gegenstände aus der Hand?

- ➔ Haben Sie Schwierigkeiten beim Schreiben?

- ➔ Haben Sie Probleme bei beidhändigen Tätigkeiten?

- ➔ Sonstiges

Edinburgh Handedness Inventory (Oldfield, 1971) in deutscher Übersetzung

Bitte geben Sie in der folgenden Liste mit Tätigkeiten an, welche Hand Sie für die jeweilige Tätigkeit bevorzugen, indem Sie ein + in die entsprechende Spalte setzen. Sollten Sie eine sehr starke Präferenz einer Hand für die jeweilige Tätigkeit verspüren, tragen Sie bitte ++ in die betreffende Spalte ein. Wenn Sie in einem Fall keine Hand bevorzugen, tragen Sie bitte + in beide Spalten ein.

Versuchen Sie bitte, alle Fragen zu beantworten. Lassen Sie nur dann eine Lücke, wenn Sie mit einer Tätigkeit überhaupt keine Erfahrung haben.

	rechts	links
Schreiben	_____	_____
Zeichnen	_____	_____
Werfen	_____	_____
Schere	_____	_____
Zahnbürste	_____	_____
Messer (ohne Gabel)	_____	_____
Löffel	_____	_____
Besen (obere Hand)	_____	_____
Streichholz anzünden (Streichholz)	_____	_____
Schachtel öffnen (Deckel)	_____	_____
Welchen Fuß bevorzugen Sie zum Schießen?	_____	_____
Welches Auge nutzen Sie, wenn Sie nur eines benutzen würden?	_____	_____

L.Q.:

Decile:

Formblatt - Action Research Arm Test (ARAT)

Wertung:

0 = keine Ausführung möglich

1 = teilweise Ausführung

2 = Ausführung möglich, dabei aber höherer Zeitaufwand und größere Schwierigkeiten

3 = normale Ausführung

In diesem Untertest sollen verschiedene Holzwürfel, eine Holzkugel und ein Stein von der Arbeitsfläche ergriffen und auf ein Regalbrett circa 37 cm höher abgelegt werden.

A Subtest „Greifen“	links	rechts
1 Holzwürfel 10 cm (wenn ausgeführt, dann Wert = 3, Summe = 18, weiter zum Subtest „Halten“)		
2 Holzwürfel 2,5 cm (wenn nicht ausgeführt, dann Wert = 0, Summe = 0, weiter zum Subtest „Halten“)		
3 Holzwürfel 5 cm		
4 Holzwürfel 7,5 cm		
5 Holzkugel d = 7,5 cm		
6 Stein 10 x 2,5 x 1 cm		
SUMME „Greifen“	/18	/18

In diesem Untertest sollen Wasser von einem Becher in einen anderen gegossen, zwei verschieden große Metallrohre von einer vertikalen Startposition ergriffen und auf Holzdübel in 35 cm Entfernung platziert sowie eine Unterlegscheibe aufgenommen und über einen senkrechten Bolzen gestülpt werden.

B Subtest „Halten“	links	rechts
1 Wasser von Becher zu Becher (wenn ausgeführt, dann Wert = 3, Summe = 12, weiter zum Subtest „Präzisionsgriff“)		
2 Metallrohr d = 2,25 cm (wenn nicht ausgeführt, dann Wert = 0, Summe = 0, weiter zum Subtest „Präzisionsgriff“)		
3 Metallrohr d = 1 cm		
4 Unterlegscheibe d = 3,5 cm		
SUMME „Halten“	/12	/12

In diesem Untertest sollen eine Glasmurmel und eine kleine Kugel aus einem Tabakdosendeckel mit verschiedenen Präzisionsgriffen ergriffen und in einem Tabakdosendeckel auf dem höheren Regalbrett abgelegt werden.

C Subtest „Präzisionsgriff“	links	rechts
1 Kleine Kugel d = 6 mm, Ringfinger und Daumen (wenn ausgeführt, dann Wert = 3, Summe = 18, weiter zum Subtest „Grobe Bewegung“)		
2 Glasmurmel d = 1,5 cm, Zeigefinger und Daumen (wenn nicht ausgeführt, dann Wert = 0, Summe = 0, weiter zum Subtest „Grobe Bewegung“)		
3 Kleine Kugel d = 6 mm, Mittelfinger und Daumen		
4 Kleine Kugel d = 6 mm, Zeigefinger und Daumen		
5 Glasmurmel d = 1,5 cm, Ringfinger und Daumen		
6 Glasmurmel d = 1,5 cm, Mittelfinger und Daumen		
SUMME „Präzisionsgriff“	/18	/18

In diesem Untertest soll die Hand auf den Hinterkopf und auf den Kopf gelegt und mit den Fingern der Mund berührt werden.

D Subtest „Grobe Bewegung“	links	rechts
1 Hand hinter Kopf (wenn ausgeführt, dann Wert = 3, Summe = 9 und Ende des Tests)		
2 Hand auf den Kopf (wenn nicht ausgeführt, dann Wert = 0, Summe = 0 und Ende des Tests)		
3 Hand zum Mund		
SUMME „Grobe Bewegung“	/9	/9

Gesamt-SUMME	/57	/57
---------------------	------------	------------

Formblatt – Armparese Score nach Schlaganfall (Wade et al., 1983)

Folgende Aufgaben sollen erfüllt werden:

Aufgabe	Beschreibung der Tätigkeit	gezeigt = 1, nicht gezeigt = 0	Anmerkung
Marmeladenglas	mit beiden Händen öffnen	/1	
Lineal (Bleistift)	mit beiden Händen eine Linie mit Bleistift am Lineal ziehen	/1	
Zylinder 2“ (5 cm)	mit betroffener Hand Zylinder aufnehmen und wieder ablegen	/1	
Zylinder ½“ (1,25 cm)	mit betroffener Hand Zylinder aufnehmen und wieder ablegen	/1	
Wasserglas	mit betroffener Hand Wasserglas greifen und daraus trinken	/1	
Kämmen	mit betroffener Hand den Kamm ergreifen und die Haare kämmen	/1	
Wäscheklammer	mit betroffener Hand Wäscheklammer ergreifen, öffnen und schließen	/1	
SUMME		/7	

Formblatt – Nine Hole Pegboard Test (9HPT)

Aufgabe: Neun Dübel sollen so schnell wie möglich einzeln in jeweils neun Löcher gesteckt werden. Die dafür benötigte Zeit wird gemessen.

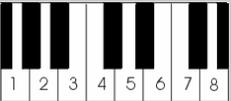
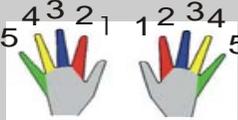
Anzahl	Geprüfte Körperseite	Dauer in s	Anmerkung
1. Versuch	rechts		
2. Versuch	rechts		
1. Versuch	links		
2. Versuch	links		

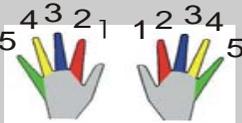
Formblatt - Box & Block Test

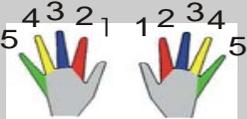
Aufgabe: In **60 Sekunden** sollen so viele der Würfel wie möglich (Farbe egal) einzeln, mit jeweils einer Hand von einer Seite der Box zur anderen transportiert werden. Wenn die linke Hand an der Reihe ist, befinden sich die gesamten Würfel vor Testbeginn im linken Teil der Box, ist die rechte Hand an der Reihe in der rechten Box.

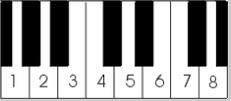
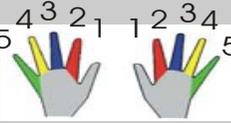
Geprüfte Körperseite	Anzahl in 60 Sekunden	Anmerkung
links		
rechts		

Manual – Bausteine MIDI-Klavier
(Feinmotorik)

Stufe	Merkmal	Aufgabe	Anordnung 	Richtung der Bewegung	Art der Abfolge	Anzahl der Trials	Ergotherapeutische Aspekte (jeweils passiv bzw. aktiv) - Beübung MCP, PIP, DIP - Handgelenk - Ellbogen	Fingerabläufe 
1 (1 Ton)	Einzeltöne	1	1 2 3 4...	aufwärts	Reihe	8	isolierte und angesteuerte Bewegungen der einzelnen Finger	1/2/3/4/5
		2	8 7 6 5...	abwärts	Reihe	8		1/2/3/4/5
		3	1 7 3 6...	auf/abwärts	Mix	8		1/2/3/4/5
		4	1 1 1, 2 2 2...	Wiederholung 3x	Reihe	8		1,1,1/2,2,2/3,3,3...
2 (2 Töne)	Tonschritte	1	1 2, 2 3, 3 4...	aufwärts	Reihe	7	isolierte und angesteuerte Bewegungen der einzelnen Finger, kombinierte Bewegungen von 2 benachbarten Fingern	1/2/3/4/5 u. 1,2/2,3/3,4/4,5
		2	1 2, 5 6, 2 3...	aufwärts	Mix	7		1/2/3/4/5 u. 1,2/2,3/3,4/4,5
		3	8 7, 7 6, 6 5...	abwärts	Reihe	7		1/2/3/4/5 u. 2,1/3,2/4,3/5,4
		4	6 5, 2 1, 8 7...	abwärts	Mix	7		1/2/3/4/5 u. 2,1/3,2/4,3/5,4
		5	1 2, 2 1, 2 3...	auf/abwärts Reihe	Mix	14		1/2/3/4/5 u. 1,2/2,1/2,3/3,2...
		6	4 5, 7 6, 1 2..	auf/abwärts Mix	Mix	14		1/2/3/4/5 u. 1,2/2,1/2,3/3,2...
3 (2 Töne)	Tonintervalle	1	1 2, 1 3, 1 4...	aufwärts	Reihe	7	isolierte und angesteuerte Bewegungen der einzelnen Finger -> Sprung, kombinierte Bewegungen von 2 Fingern	1/2/3/4/5 u. 1,1/1,2/1,3/1,4/1,5
		2	8 7, 8 6, 8 5...	abwärts	Reihe	7		1/2/3/4/5 u. 5,1/4,1/3,1/2,1/1,1
		3	1 2, 2 1, 1 3...	auf/abwärts Reihe	Reihe	14		1/2/3/4/5 u. 1,2/2,1/1,3/3,1...
		4	1 4, 1 7, 1 3...	aufwärts Mix	Mix	7		1/2/3/4/5 u. 1,1/1,2/1,3/1,4/1,5
		5	8 7, 8 3, 8 4...	abwärts Mix	Mix	7		1/2/3/4/5 u. 5,1/4,1/3,1/2,1/1,1
		6	1 4, 3 1, 1 3...	auf/abwärts Mix	Mix	14		1/2/3/4/5 u. 1,2/2,1/1,3/3,1...

Stufe	Merkmal	Aufgabe	Anordnung 	Richtung der Bewegung	Art der Abfolge	Anzahl der Trials	Ergotherapeutische Aspekte (jeweils passiv bzw. aktiv) - Beübung MCP, PIP, DIP - Handgelenk - Ellbogen	Fingerabläufe 
4 (3 Töne)	Tonschritte	1	1 2 3, 2 3 4...	aufwärts	Reihe	6	isolierte und angesteuerte Bewegungen der einzelnen Finger, kombinierte Bewegungen von 3 benachbarten Fingern, kombinierte Bewegungen mit Sprung	1/2/3/4/5 u. 1,2,3/2,3,4....
		2	4 5 6, 2 3 4...	aufwärts	Mix	6		1/2/3/4/5 u. 1,2,3/2,3,4....
		3	8 7 6, 7 6 5...	abwärts	Reihe	6		1/2/3/4/5 u. 3,2,1/4,3,2...
		4	4 3 2, 6 5 4...	abwärts	Mix	6		1/2/3/4/5 u. 3,2,1/4,3,2...
		5	1 2 3, 3 2 1...	auf/abwärts Reihe	Mix	12		1/2/3/4/5 u. 1,2,3/3,2,1/2,3,4...
		6	6 7 8, 5 4 3...	auf/abwärts Mix	Mix	12		1/2/3/4/5 u. 1,2,3/3,2,1/2,3,4...
								1,2,1/2,3,2....alle Richtungen
5 (3 Töne)	Tonintervalle	1	1 2 4, 1 2 5...	aufwärts	Reihe	15	kombinierte Bewegungen von 3 unterschiedlichen Fingern	1,2,3/1,2,4/1,2,5/2,3,5
		2	1 3 4, 1 4 5...	aufwärts	Reihe	15		1,2,3/1,3,4/1,4,5/2,4,5
		3	4 3 1, 5 4 1...	abwärts	Reihe	15		4,3,1/5,4,1/5,4,2
		4	4 2 1, 5 2 1...	abwärts	Reihe	15		4,2,1/5,2,1/5,3,2
6 (4 Töne)	Tonschritte	1	1 2 3 4, 2 3 4 5...	aufwärts	Reihe	5	isolierte und angesteuerte Bewegungen der einzelnen Finger, kombinierte Bewegungen von 4 benachbarten Fingern, kombinierte Bewegungen mit Sprung	1/2/3/4/5 u. 1,2,3,4/2,3,4,5
		2	4 5 6 7, 1 2 3 4...	aufwärts	Mix	5		1/2/3/4/5 u. 1,2,3,4/2,3,4,5
		3	8 7 6 5, 7 6 5 4...	abwärts	Reihe	5		1/2/3/4/5 u. 4,3,2,1/5,4,3,2
		4	4 3 2 1, 6 5 4 3...	abwärts	Mix	5		1/2/3/4/5 u. 4,3,2,1/5,4,3,2
		5	1 2 3 4, 4 3 2 1...	auf/abwärts Reihe	Mix	10		1/2/3/4/5 u. 1,2,3,4/4,3,2,1...
		6	4 5 6 7, 4 3 2 1...	auf/abwärts Mix	Mix	10		1/2/3/4/5 u. 1,2,3,4/4,3,2,1...
								1,2,1,2/2,3,2,3...alle Richtungen

Stufe	Merkmal	Aufgabe	Anordnung 	Richtung der Bewegung	Art der Abfolge	Anzahl der Trials	Ergotherapeutische Aspekte (jeweils passiv bzw. aktiv) - Beübung MCP, PIP, DIP - Handgelenk - Ellbogen	Fingerabläufe 
7 (4 Töne)	Tonintervalle	1	1 3 4 5, 1 4 5 6...	aufwärts	Reihe	10	kombinierte Bewegungen von 4 unterschiedlichen Fingern	1,2,3,4/2,3,4,5/1,3,4,5
		2	1 2 4 5, 1 2 5 6...	aufwärts	Reihe	10		1,2,3,4/2,3,4,5/1,2,4,5
		3	1 2 3 5, 1 2 3 6...	aufwärts	Reihe	10		1,2,3,4/2,3,4,5/1,2,3,5
		4	5 4 3 1, 6 5 4 1...	abwärts	Reihe	10		4,3,2,1/5,4,3,2/5,4,3,1
		5	5 4 2 1, 6 5 2 1...	abwärts	Reihe	10		4,3,2,1/5,4,3,2/5,4,2,1
		6	5 3 2 1, 6 3 2 1...	abwärts	Reihe	10		4,3,2,1/5,4,3,2/5,3,2,1
8 (5 Töne)	Tonschritte	1	1 2 3 4 5, 2 3 4 5 6...	aufwärts	Reihe	4	isolierte und angesteuerte Bewegungen der einzelnen Finger, kombinierte Bewegungen von 5 benachbarten Fingern, kombinierte Bewegungen mit Sprung	1/2/3/4/5 u. 1,2,3,4,5
		2	4 5 6 7 8, 1 2 3 4 5...	aufwärts	Mix	4		1/2/3/4/5 u. 1,2,3,4,5
		3	8 7 6 5 4, 7 6 5 4 3...	abwärts	Reihe	4		1/2/3/4/5 u. 5,4,3,2,1
		4	5 4 3 2 1, 7 6 5 4 3...	abwärts	Mix	4		1/2/3/4/5 u. 5,4,3,2,1
		5	1 2 3 4 5, 5 4 3 2 1...	auf/abwärts Reihe	Mix	8		1/2/3/4/5 u. 1,2,3,4,5/5,4,3,2,1...
		6	5 4 3 2 1, 8 7 6 5 4...	auf/abwärts Mix	Mix	8		1/2/3/4/5 u. 1,2,3,4,5/5,4,3,2,1...
9 (5 Töne)	Tonintervalle	1	1 3 4 5 6, 1 2 4 5 6...	aufwärts	Reihe	12	kombinierte Bewegungen von 5 unterschiedlichen Fingern	1,2,3,4,5
		2	1 2 3 5 6, 1 2 3 4 6...	aufwärts	Reihe	12		1,2,3,4,5
		3	6 5 4 3 1, 6 5 4 2 1...	abwärts	Reihe	12		5,4,3,2,1
		4	6 5 3 2 1, 6 4 3 2 1...	abwärts	Reihe	12		5,4,3,2,1

Stufe	Merkmal	Aufgabe	Anordnung 	Richtung der Bewegung	Art der Abfolge	Anzahl der Trials	Ergotherapeutische Aspekte (jeweils passiv bzw. aktiv) - Beübung MCP, PIP, DIP - Handgelenk - Ellbogen	Fingerabläufe 
10 (Liedanfänge/ 2-8 Töne)	Tonschritte/ Tonintervalle	1	Tonleiter	leicht	Reihe	6	isolierte und angesteuerte Bewegungen der einzelnen Finger, kombinierte Bewegungen von bis zu 5 benachbarten Fingern	1,1,1/2,2,2/3,3,3... und 1/2/3/4/5
		2	Tonwiederholungen	leicht	Reihe	7		1,1,1/2,2,2/3,3,3... und 1/2/3/4/5
		3	Tonleiter	mittel	Reihe	8		1,1,1/2,2,2/3,3,3... und 1/2/3/4/5
		4	Tonwiederholungen	mittel	Reihe	8		1,1,1/2,2,2/3,3,3... und 1/2/3/4/5
		5	Fünf-Tonraum	fortgeschritten	Reihe	6		1,1,1/2,2,2/3,3,3... und 1/2/3/4/5
		6	Mix	fortgeschritten	Reihe	6		1,1,1/2,2,2/3,3,3... und 1/2/3/4/5
		7	alle Lieder	schwer	Mix	100		1,1,1/2,2,2/3,3,3... und 1/2/3/4/5
11 (10 A) (Lieder/ 2-8 Töne)	Tonschritte/ Tonintervalle	1	Tonleiter/ Tonwiederholungen/ Tonsprünge	leicht/ mittel/ fortgeschritten/ schwer	Reihe/ Mix	20	isolierte und angesteuerte Bewegungen der einzelnen Finger, kombinierte Bewegungen von bis zu 5 benachbarten Fingern	1,1,1/2,2,2/3,3,3... und 1/2/3/4/5

Verwendete Kinder- und Volkslieder

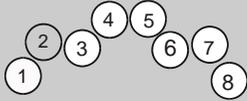
<p>Aufgabe 1</p> <p>Alle meine Entchen* Fuchs du hast die Gans gestohlen* Herrn Pastor sin Kauh Horch was kommt von draußen rein Ist ein Mann in Brunnen g`fallen Abend auf dem großen Platz</p>	<p>Aufgabe 2</p> <p>Au clair de la lune* Auf der Mauer, auf der Lauer* Das Lied von den Gespensterchen Sur le pont d`Avignon* Eine kleine Supermaus Wie schön, dass du geboren bist Ich kenne einen Cowboy</p>	<p>Aufgabe 3</p> <p>Eine kleine Geige möchte ich haben* Jim Knopf und Lukas der Lokomotivführer Bruder Jakob Die Frösche Merrily we roll along* Hejo, spann den Wagen an Was soll das bedeuten Winter ade</p>
<p>Aufgabe 4</p> <p>Freude schöner Götterfunken* Sascha liebt nicht große Worte Old Mac Donald* Pimpernelle Zwiebelhaut Ringel, Ringel, Reihe Häschen in der Grube Ringlein, Ringlein du musst wandern* Wenn ich ein Vöglein wär`*</p>	<p>Aufgabe 5</p> <p>Der Kuckuck und der Esel* Hänsel und Gretel* Kuckuck, Kuckuck ruft`s aus dem Wald* Schlaf Kindlein schlaf* Hänschen klein* Die Vogelhochzeit*</p>	<p>Aufgabe 6</p> <p>Jolly good Fellow Zwischen Berg und tiefem Tal* Unsre Katz heißt Morle Oh wie wohl ist mir am Abend Der Mond ist aufgegangen* Kommt ein Vogel geflogen Happy Birthday*</p>
<p>Aufgabe 7</p> <p>Alle Lieder</p>		

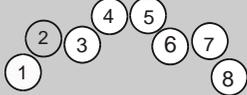
* Stufe 11 (10 A) - Lieder

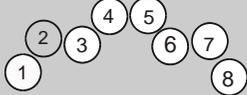
Erläuterungen zum Manual

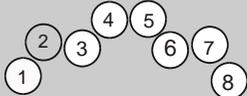
<p>Taste 1 entspricht g Taste 2 entspricht a Taste 3 entspricht h Taste 4 entspricht c</p>	<p>Taste 5 entspricht d Taste 6 entspricht e Taste 7 entspricht f Taste 8 entspricht g`</p>	<p>Bezeichnung der Finger 1 = Daumen 2 = Zeigefinger 3 = Mittelfinger 4 = Ringfinger 5 = Kleiner Finger</p>	<p>Reihe = systematisches Auf- bzw. Absteigen der einzelnen Töne Mix = Auf- bzw. Absteigen der einzelnen Töne abwechselnd oder aber randomisiert</p>
---	--	--	--

Manual – Bausteine Drum-Pads
(Grobmotorik)

Stufe	Merkmal	Aufgabe	Anordnung 	Richtung der Bewegung	Art der Abfolge	Anzahl der Trials	Ergotherapeutische Aspekte (jeweils passiv bzw. aktiv) - Beübung der Hand - Handgelenk - Ellbogen - Arm
1 (1 Ton)	Einzeltöne	1	1 2 3 4...	aufwärts	Reihe	8	Bewegungen auf jeweils einem Pad
		2	8 7 6 5...	abwärts	Reihe	8	
		3	1 7 3 6...	auf/abwärts	Mix	8	
		4	1 1 1, 2 2 2...	Wiederholung 3x	Reihe	8	
2 (2 Töne)	Tonschritte	1	1 2, 2 3, 3 4...	aufwärts	Reihe	7	kombinierte Bewegungen mit 2 benachbarten Pads
		2	2 3, 6 7, 1 2...	aufwärts	Mix	7	
		3	8 7, 7 6, 6 5...	abwärts	Reihe	7	
		4	6 5, 2 1, 8 7...	abwärts	Mix	7	
		5	1 2, 2 1, 2 3...	auf/abwärts Reihe	Mix	14	
		6	4 5, 7 6, 1 2..	auf/abwärts Mix	Mix	14	
3 (2 Töne)	Tonintervalle	1	1 2, 1 3, 1 4...	aufwärts	Reihe	7	kombinierte Bewegungen mit 2 Pads, kombinierte Bewegungen mit Sprung
		2	8 7, 8 6, 8 5...	abwärts	Reihe	7	
		3	1 2, 2 1, 1 3...	auf/abwärts Reihe	Reihe	14	
		4	1 4, 1 7, 1 3...	aufwärts Mix	Mix	7	
		5	8 7, 8 3, 8 4...	abwärts Mix	Mix	7	
		6	1 4, 3 1, 1 3...	auf/abwärts Mix	Mix	14	

Stufe	Merkmal	Aufgabe	Anordnung	Richtung der Bewegung	Art der Abfolge	Anzahl der Trials	Ergotherapeutische Aspekte (jeweils passiv bzw. aktiv) - Beübung der Hand - Handgelenk - Ellbogen - Arm
							
4 (3 Töne)	Tonschritte	1	1 2 3, 2 3 4...	aufwärts	Reihe	6	kombinierte Bewegungen mit 3 benachbarten Pads
		2	4 5 6, 2 3 4...	aufwärts	Mix	6	
		3	8 7 6, 7 6 5...	abwärts	Reihe	6	
		4	4 3 2, 6 5 4...	abwärts	Mix	6	
		5	1 2 3, 3 2 1...	auf/abwärts Reihe	Mix	12	
		6	6 7 8, 5 4 3...	auf/abwärts Mix	Mix	12	
5 (3 Töne)	Tonintervalle	1	1 2 4, 1 2 5...	aufwärts	Reihe	15	kombinierte Bewegungen mit 3 Pads, kombinierte Bewegungen mit Sprung
		2	1 3 4, 1 4 5...	aufwärts	Reihe	15	
		3	4 3 1, 5 4 1...	abwärts	Reihe	15	
		4	4 2 1, 5 2 1...	abwärts	Reihe	15	
6 (4 Töne)	Tonschritte	1	1 2 3 4, 2 3 4 5...	aufwärts	Reihe	5	kombinierte Bewegungen mit 4 benachbarten Pads
		2	4 5 6 7, 1 2 3 4...	aufwärts	Mix	5	
		3	8 7 6 5, 7 6 5 4...	abwärts	Reihe	5	
		4	4 3 2 1, 6 5 4 3...	abwärts	Mix	5	
		5	1 2 3 4, 4 3 2 1...	auf/abwärts Reihe	Mix	10	
		6	4 5 6 7, 4 3 2 1...	auf/abwärts Mix	Mix	10	

Stufe	Merkmal	Aufgabe	Anordnung 	Richtung der Bewegung	Art der Abfolge	Anzahl der Trials	Ergotherapeutische Aspekte (jeweils passiv bzw. aktiv) - Beübung der Hand - Handgelenk - Ellbogen - Arm
7 (4 Töne)	Tonintervalle	1	1 3 4 5, 1 4 5 6...	aufwärts	Reihe	10	kombinierte Bewegungen mit 4 Pads, kombinierte Bewegungen mit Sprung
		2	1 2 4 5, 1 2 5 6...	aufwärts	Reihe	10	
		3	1 2 3 5, 1 2 3 6...	aufwärts	Reihe	10	
		4	5 4 3 1, 6 5 4 1...	abwärts	Reihe	10	
		5	5 4 2 1, 6 5 2 1...	abwärts	Reihe	10	
		6	5 3 2 1, 6 3 2 1...	abwärts	Reihe	10	
8 (5 Töne)	Tonschritte	1	1 2 3 4 5, 2 3 4 5 6...	aufwärts	Reihe	4	kombinierte Bewegungen mit 5 benachbarten Pads
		2	4 5 6 7 8, 1 2 3 4 5...	aufwärts	Mix	4	
		3	8 7 6 5 4, 7 6 5 4 3...	abwärts	Reihe	4	
		4	5 4 3 2 1, 7 6 5 4 3...	abwärts	Mix	4	
		5	1 2 3 4 5, 5 4 3 2 1...	auf/abwärts Reihe	Mix	8	
		6	5 4 3 2 1, 8 7 6 5 4...	auf/abwärts Mix	Mix	8	
9 (5 Töne)	Tonintervalle	1	1 3 4 5 6, 1 2 4 5 6...	aufwärts	Reihe	12	kombinierte Bewegungen mit 5 Pads, kombinierte Bewegungen mit Sprung
		2	1 2 3 5 6, 1 2 3 4 6...	aufwärts	Reihe	12	
		3	6 5 4 3 1, 6 5 4 2 1...	abwärts	Reihe	12	
		4	6 5 3 2 1, 6 4 3 2 1...	abwärts	Reihe	12	

Stufe	Merkmal	Aufgabe	Anordnung 	Richtung der Bewegung	Art der Abfolge	Anzahl der Trials	Ergotherapeutische Aspekte (jeweils passiv bzw. aktiv) - Beübung der Hand - Handgelenk - Ellbogen - Arm
10 (Lied- anfänge/ 2-8 Töne)	Tonschritte/ Tonintervall	1	Tonleiter	leicht	Reihe	6	kombinierte Bewegungen mit 2-8 Pads, kombinierte Bewegungen mit Sprung
		2	Tonwiederholungen	leicht	Reihe	7	
		3	Tonleiter	mittel	Reihe	8	
		4	Tonwiederholungen	mittel	Reihe	8	
		5	Fünf-Tonraum	fortgeschritten	Reihe	6	
		6	Mix	fortgeschritten	Reihe	6	
		7	alle Lieder	schwer	Mix	100	
11 (10 A) (Lieder/ 2-8 Töne)	Tonschritte/ Tonintervall	1	Tonleiter/ Tonwiederholungen/ Tonsprünge	leicht/ mittel/ fortgeschritten/ schwer	Reihe/ Mix	20	kombinierte Bewegungen mit 2-8 Pads, kombinierte Bewegungen mit Sprung

Verwendete Kinder- und Volkslieder

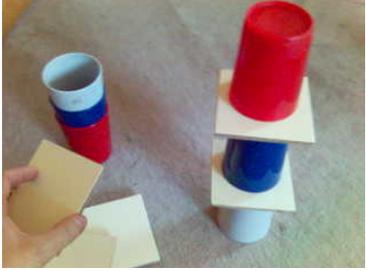
<p>Aufgabe 1</p> <p>Alle meine Entchen* Fuchs du hast die Gans gestohlen* Herrn Pastor sin Kauh Horch was kommt von draußen rein Ist ein Mann in Brunnen g`fallen Abend auf dem großen Platz</p>	<p>Aufgabe 2</p> <p>Au clair de la lune* Auf der Mauer, auf der Lauer* Das Lied von den Gespensterchen Sur le pont d`Avignon* Eine kleine Supermaus Wie schön, dass du geboren bist Ich kenne einen Cowboy</p>	<p>Aufgabe 3</p> <p>Eine kleine Geige möchte ich haben* Jim Knopf und Lukas der Lokomotivführer Bruder Jakob Die Frösche Merrily we roll along* Hejo, spann den Wagen an Was soll das bedeuten Winter ade</p>
<p>Aufgabe 4</p> <p>Freude schöner Götterfunken* Sascha liebt nicht große Worte Old Mac Donald* Pimpernelle Zwiebelhaut Ringel, Ringel, Reihe Häschen in der Grube Ringlein, Ringlein du musst wandern* Wenn ich ein Vöglein wär`*`</p>	<p>Aufgabe 5</p> <p>Der Kuckuck und der Esel* Hänsel und Gretel* Kuckuck, Kuckuck ruft`s aus dem Wald* Schlaf Kindlein schlaf* Hänschen klein* Die Vogelhochzeit*</p>	<p>Aufgabe 6</p> <p>Jolly good Fellow Zwischen Berg und tiefem Tal* Unsre Katz heißt Morle Oh wie wohl ist mir am Abend Der Mond ist aufgegangen* Kommt ein Vogel geflogen Happy Birthday*</p>
<p>Aufgabe 7</p> <p>Alle Lieder</p>		

* Stufe 11 (10 A) - Lieder

Erläuterungen zum Manual

<p>Pad 1 entspricht g Pad 2 entspricht a Pad 3 entspricht h Pad 4 entspricht c</p>	<p>Pad 5 entspricht d Pad 6 entspricht e Pad 7 entspricht f Pad 8 entspricht g´</p>	<p>Reihe = systematisches Auf- bzw. Absteigen der einzelnen Töne Mix = Auf- bzw. Absteigen der einzelnen Töne abwechselnd oder aber randomisiert</p>
---	--	---

Materialien und Übungsaufgaben des Motorischen Funktionstrainings (nach Taub)

Aufgaben	Beschreibung der Aufgabe
<p data-bbox="263 452 486 481">Ringe aufhängen</p> 	<p data-bbox="577 452 1394 862">Die Aufgabe des Patienten bestand darin, im Sitzen nacheinander so schnell wie möglich vier Ringe an einem Stab aufzuhängen. Variationsmöglichkeiten bestanden im Durchmesser, in der Dicke, in der Masse bzw. im Material der Ringe sowie in der Höhe des angebrachten Stabes. Des Weiteren konnte die Übung nach vorne, nach hinten oder seitlich ausgeführt werden. Hierdurch wurde die Fähigkeit, den Arm zu heben, verbessert.</p>
<p data-bbox="279 945 470 974">Becher stapeln</p>   	<p data-bbox="577 945 1394 1467">Der Patient umfasste wie im Bild dargestellt mit zylindrischem Faustschluss (mit allen Fingern) 6 auf dem Tisch stehende Becher und stapelte diese übereinander. Durch die Anzahl der Becher, konnte die Höhe, in die der Arm gebracht werden musste, verändert werden. Hierbei konnten die Becher von links nach rechts und umgekehrt sowie von vorn nach hinten und umgekehrt gestapelt werden. Der Schwierigkeitsgrad wurde durch die Anzahl der zu transportierenden Becher sowie durch den Abstand zwischen Start- und Endposition variiert.</p> <p data-bbox="577 1601 1394 1859">Es dienten zusätzlich Holzplatten als Zwischenlagen, so dass die Höhe, in die der Arm beim Stapeln gebracht werden musste, variiert wurde und andere Greif- bzw. Drehbewegungen beim Aufnehmen der Holzplatten als Kombinationsmöglichkeit hinzukamen.</p>

Holzklötze versenken


Die Aufgabe des Patienten bestand darin, vor ihm befindliche Holzklötze so schnell wie möglich einzeln in eine Vorlage zu transportieren. Variationsmöglichkeiten ergaben sich durch die Form der Holzklötze (rund und eckig). Weiterhin konnte die Position des Kastens, in dem sich die Klötze befanden, verändert werden. Um dem Patienten die Aufgabe zu erleichtern, konnten die Holzklötze auch ohne Kasten neben der Vorlage positioniert werden.

Murmeln greifen


Vor dem Patienten standen eine Schale mit Murmeln und ein Brett mit Vertiefungen. Die Aufgabe des Patienten bestand darin, 25 Murmeln so schnell wie möglich einzeln aus der Schale in die Vertiefungen zu transportieren. Hierbei konnten beim Ergreifen der Murmeln die Finger kombiniert werden z.B. mit Daumen und Zeigefinger, Daumen und Mittelfinger, Daumen und Ringfinger oder Daumen und kleiner Finger. Des Weiteren konnte eine bestimmte Zeit vorgegeben werden, beispielsweise 30 Sekunden, und der Patient sollte in dieser Zeit so viele Murmeln wie möglich aus der Schale ergreifen und in die Vertiefungen legen. In einer weiteren Variante wurden einzelne Murmeln (2-5) aufgenommen und diese gleichzeitig in der Hand aufbewahrt; im Anschluss wurden die in der Hand befindlichen Murmeln einzeln aus der Hand in die Vertiefungen transportiert.

Gewichte nach vorne


Bei dieser Aufgabe wurde waagrecht zur Tischkante in definiertem Abstand vom Patienten (z.B. 25 cm) eine Markierung angebracht. Vor dem Patienten befand sich ein Gewicht, das er mit der Hand umfassen und über die Markierung nach vorne schieben sollte. Variationsmöglichkeiten lagen in der Masse der Gewichte (2 kg, 500 g, 200 g), im Abstand der angebrachten Markierung vom Patienten und in der Anzahl der Durchgänge. Weiterhin



bestand die Aufgabe des Patienten darin, das entsprechende Gewicht über die Markierung zu heben statt zu schieben.

Gewichte zur Seite



Der Patient bekam die Aufgabe mit angewinkeltem, parallel zur Tischkante liegenden Unterarm ein an der Handgelenksaußenseite befindliches Gewicht über eine auf dem Tisch angebrachte senkrechte Markierung zu schieben. Die Aufgabe wurde wieder in der Masse der Gewichte (2 kg, 500 g, 200 g), in der Position der angebrachten Markierung zum Patienten und in der Anzahl der Durchgänge variiert. Auch hier konnte die Aufgabe des Patienten darin bestehen, das entsprechende Gewicht in der Hand haltend über die Markierung zu schieben oder zu heben.



Auch die Abduktion des Daumens wurde durch das Schieben eines definierten Gewichtes (siehe Abbildung) als Aufgabe trainiert.

Stretchen



Bei der folgenden Aufgabe saß der Patient auf einem Hocker und umfasste mit der Hand bei gestrecktem Arm das Ende eines an der Türklinke befestigten Stretchbandes. Das Stretchband sollte durch Beugen des Ellbogengelenkes so weit wie möglich zum Körper herangezogen werden. Die Bewegung erfolgte nur aus dem Arm. Es wurde gezählt, wie oft der Patient das Stretchband in einer bestimmten Zeit zu sich heranzog. Die Stärke des Bandes konnte hierbei variiert werden.

Drehen von Gegenständen


Es wurden Memory-Karten flach auf den Tisch vor den Patienten gelegt. Er sollte diese so schnell wie möglich umdrehen. Variiert wurden der umzudrehende Gegenstand (neben Memory-Karten auch Dominosteine oder Holzplatten), die Anzahl umzudrehender Objekte, die Richtung der Drehung und die am Umdrehen beteiligten Gliedmaßen (z.B. Daumen und Zeige- oder Mittelfinger bzw. alle Finger).

**Handgelenk anheben
(Extension)**


Während dieser Aufgabe befand sich der Unterarm des Patienten, wie aus der nebenstehenden Abbildung ersichtlich, an der Tischkante, und die Hand hing herunter. Der Patient hielt eine 500 g Hantel umklammert und sollte das Handgelenk so weit wie möglich anheben. Es wurde gezählt, wie häufig der Patient diese Bewegung in einer definierten Zeit ausführte oder wie lange er benötigte, um eine bestimmte Anzahl von Bewegungen durchzuführen. Variiert wurden in dieser Aufgabe das Gewicht der Hanteln bzw. der gehaltene Gegenstand an sich. Die Bewegung sollte nur aus dem Handgelenk erfolgen, was einen flach auf dem Tisch liegenden Unterarm erforderte (notfalls mit Hilfestellung des Trainingsleiters).

Handgelenk drehen

Während dieser Aufgabe befand sich der Unterarm des Patienten, wie aus der nebenstehenden Abbildung ersichtlich, flach auf einem Tisch, in der Hand eine 500 g Hantel umschlossen.

Der Patient sollte das Handgelenk inklusive Hantel so weit wie möglich daumenwärts (Radialabduktion) drehen und anschließend wieder in die Neutralstellung zurückbewegen (zweite nebenstehende Abbildung). Eine weitere Aufgabe bestand in einer Bewegung der Hantel zur Kleinfingerseite (Ulnarabduktion; dritte Abbildung) mit anschließender Rückbewegung in die Nullstellung. Es wurde jeweils gezählt, wie häufig der Patient diese Bewegung in einer definierten Zeit ausführte oder wie lange er benötigte, um eine bestimmte Anzahl von Bewegungen durchzuführen. Variiert wurden in dieser Aufgabe das Gewicht der Hanteln bzw. der gehaltene Gegenstand an sich. Die Bewegung sollte nur aus dem Handgelenk erfolgen, was einen flach auf dem Tisch liegenden Unterarm erforderte (notfalls mit Hilfestellung des Trainingsleiters).

Handgelenk gerade halten

Der Patient sollte ein schweres Objekt, beispielsweise ein Gewicht, seitlich greifen und zur Seite bzw. auf die andere Seite der Markierung stellen. Dabei musste das Handgelenk in seiner neutralen Stellung bleiben. Gezählt wurde, wie oft der Patient diese Bewegung in einer definierten Zeit durchführte oder wie lange er benötigte, um eine bestimmte Anzahl von Bewegungen durchzuführen. Variationsmöglichkeiten lieferten unterschiedlich schwere Gegenstände, die Art der Gegenstände und zusätzlich der Abstand zur Tischplatte, mit dem der Patient die Bewegung ausführte.

Scheiben auf- und abstapeln Die Aufgabe des Patienten bestand darin, Scheiben unterschiedlichen Materials und Durchmessers so schnell wie möglich auf- bzw. abzustapeln. Variiert wurden außerdem die Anzahl zu transportierender Scheiben bzw. der Ort bzw. die Art der Ablage.



Schnur bzw. Schnürsenkel durchfädeln

Bei dieser Aufgabe waren Ösen auf einem Brett befestigt, durch die im ersten Fall eine Schnur durchgefädelt (von der größten hin zur kleinsten Öse) sowie im zweiten Fall die Schnur über Kreuz wie bei Schnürschuhen eingefädelt wurde. Es wurde gemessen, wie lange der Patient brauchte, um die Schnur durch die Ösen zu fädeln.



Bohnen löffeln



Die Aufgabe des Patienten bestand darin, getrocknete Bohnen, die sich in einer Schüssel befanden einzeln in ein benachbartes Gefäß zu löffeln. Gemessen wurde die Anzahl transportierter Bohnen in einer vorher definierten Zeit, z.B. in 60 Sekunden. Variationsmöglichkeiten bestanden in der Auswahl des Löffels (Tee- oder Esslöffel mit oder ohne Griffverstärkung) sowie im Abstand und in der Höhe der beiden Schalen.

Bohnen greifen

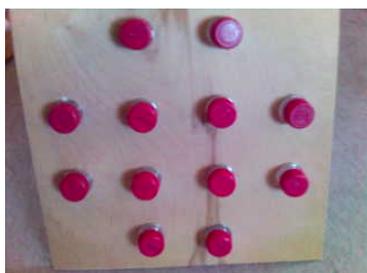

Die in einer Schüssel befindlichen Bohnen sollten einzeln so schnell wie möglich von einer Schüssel in die andere transportiert werden. Hierbei konnten beim Ergreifen der Bohnen die Finger kombiniert werden z.B. mit Daumen und Zeigefinger, Daumen und Mittelfinger, Daumen und Ringfinger oder Daumen und kleiner Finger. Des Weiteren konnte eine bestimmte Zeit vorgegeben werden, beispielsweise 30 Sekunden, und der Patient sollte in dieser Zeit so viele Bohnen wie möglich aus der Schale ergreifen und in der benachbarten Schüssel ablegen. In einer weiteren Variante wurden einzelne Bohnen (2-5) aufgenommen und diese gleichzeitig in der Hand aufbewahrt; im Anschluss wurden die in der Hand befindlichen Bohnen einzeln aus der Hand in die benachbarte Schüssel transportiert.

Schrauben und Muttern

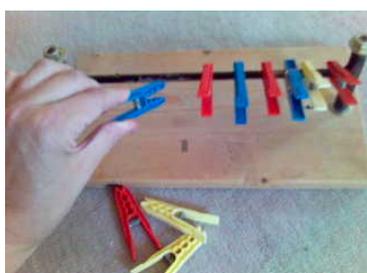

Schraubenbretter mit unterschiedlicher Größe der darauf befestigten Schrauben und entsprechenden Muttern sowie mit kontinuierlich abnehmender Größe wurden für eine weitere Aufgabe verwendet. Hierbei galt es, so schnell wie möglich z.B. vier einzelne Muttern auf den einzelnen Schrauben festzudrehen oder die Muttern abzudrehen.

Die Muttern auf den Schrauben mit kontinuierlich abnehmender Größe sollten ebenfalls nach Zeit auf- bzw. abgedreht werden.

Variiert werden konnte jeweils die Position des Schraubenbrettes.

Verschlüsse abdrehen

Die Aufgabe bestand darin, in einem Brett fest verankerte Flaschenschraubverschlüsse so schnell wie möglich ab- oder aber aufzuschrauben. Das Brett konnte jeweils waagrecht auch dem Tisch liegend oder senkrecht auf dem Tisch stehend positioniert werden.

Wäscheklammern befestigen

Der Patient hatte die Aufgabe, vor ihm liegende Wäscheklammern unterschiedlicher Größe, Spannung und Anzahl so schnell wie möglich an einem waagrecht Metallgestell zu befestigen.

Mikadostäbe greifen und positionieren

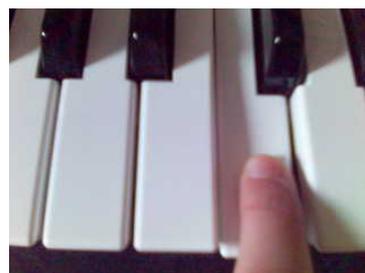
Der Patient hatte die Aufgabe so schnell wie möglich in einer definierten Zeit, beispielsweise 60 Sekunden lang, einzelne Mikadostäbe aus dem vor ihm befindlichen Kasten zu nehmen und diese mit einer Drehbewegung in einen Becher zu stellen. Hierbei konnte auch der Abstand zwischen Kasten und Becher verändert werden sowie die einzelnen Fingerkombinationen (z.B. Daumen und Zeigefinger) geübt werden.

Büroklammern sammeln


Bei dieser Aufgabe sollten vor dem Patienten liegende Büroklammern so schnell wie möglich, mit Daumen und Zeige- oder Mittelfinger ergriffen, in eine Dose oder Plastikflasche befördert werden. Es wurde gezählt, wie viele Büroklammern nach einer bestimmten Zeit in den Gefäßen vorhanden waren. Eine weitere Möglichkeit der Übung bestand darin, eine definierte Anzahl von Büroklammern, z.B. 25 Stück zu transportieren und die dafür benötigte Zeit zu messen. Auch die Größe und Anzahl der Büroklammern wurde variiert sowie der Durchmesser des Flaschenhalses oder die Höhe der Dose oder Flasche.

Zahlen verschieben


Die Aufgabe des Patienten bestand darin, mit gestreckter Hand die einzelnen, aus Holz und mit Zahlen beschrifteten, Platten so zu verschieben, dass oben links die Zahl 1, dann in entsprechender Reihenfolge alle weiteren Zahlen und unten rechts die Zahl 15 positioniert waren. Hierbei konnte die benötigte Zeit gemessen werden, wobei es hier neben dem motorischen Training auch um Strategienbildung ging.

Taste drücken


Für diese Übung wurde ein auf lautlos geschaltetes MIDI-Klavier, das mit einem Computer verbunden war, verwendet. Ein auf dem Computer befindliches MIDI-Programm diente als Zählvorrichtung. Die Aufgabe des Patienten bestand darin, in einer vorgegebenen Zeit, beispielsweise 20 Sekunden, eine Taste so schnell und so oft wie möglich herunterzudrücken (Tapping). Die Hand sollte dabei ruhig, etwas erhöht vor dem MIDI-Klavier liegen und es galt, die Bewegung aus dem einzelnen Finger zu produzieren. Variationsmöglichkeiten gab es bezüglich der Fingerauswahl und der Anzahl von Durchgängen (z.B. lediglich der Mittelfinger sollte 5 Mal hintereinander trainiert werden oder nach jedem Durchgang wurden die Finger gewechselt). Des Weiteren konnte die vorgegebene Tappingzeit variiert werden.

Kombinatorische Aufgaben Die einzelnen oben dargestellten Aufgaben konnten auch unter Zuhilfenahme eines Regalbodens, der sich in 37 cm Höhe befand, variiert werden. Beispiele sind aus nebenstehenden Abbildungen ersichtlich. Auch hierbei ging es wieder um die schnelle Positionierung bestimmter Gegenstände.



Kegeln



Bei dieser Aufgabe sollten mit einem Ball Dominosteine, die nebeneinander auf dem Tisch positioniert wurden, einzeln umgestoßen werden. Variiert werden konnte der Abstand zwischen Ball und Dominosteinen, die Distanz zwischen den Dominosteinen untereinander, die Größe des Balls, die Anzahl von umzustößenden Dominosteinen sowie die Zeit. Notiert wurde entweder die Anzahl umgestoßener Dominosteine in einer vorgegebenen Zeit oder wie lange der Patient benötigte, um eine bestimmte Anzahl Dominosteine umzustößen.

Einschätzung des Trainingserfolgs (Musikunterstütztes Training)

- Wie hat Ihnen das Training gefallen?

sehr gut gut mittel wenig überhaupt nicht

- Gründe des Gefallens, z.B.

Art des Trainings
 Einsatz von Musikinstrumenten
 aktives Musizieren
 mehr Trainingseinheiten
 Verhältnis zum Trainer
 zusätzliche Diagnostik
 EEG-Ableitung
 Sonstiges.....

- Gründe des Nicht-Gefallens, z.B.

Art des Trainings
 Einsatz von Musikinstrumenten
 aktives Musizieren
 mehr Trainingseinheiten
 Verhältnis zum Trainer
 zusätzliche Diagnostik
 EEG-Ableitung
 Sonstiges

- Welchen Effekt hatte das Training für Sie?

sehr hoch hoch mittel gering nicht vorhanden

- In welchem Maße können Sie das durch das Training Erlernte im Alltag anwenden?

sehr hoch hoch mittel gering nicht vorhanden

- Könnten Sie sich vorstellen, diese Art des Trainings nach Ihrem Aufenthalt in der Klinik fortzuführen?

ja weiß nicht nein, eher nicht

Bemerkungen:

Einschätzung des Trainingserfolgs (Motorisches Funktionstraining nach Taub)

- Wie hat Ihnen das Training gefallen?

sehr gut gut mittel wenig überhaupt nicht

- Gründe des Gefallens, z.B.

Art des Trainings
 Art der Trainingsaufgaben
 Auslassen des gesunden Armes
 mehr Trainingseinheiten
 Verhältnis zum Trainer
 zusätzliche Diagnostik
 EEG-Ableitung
 Sonstiges.....

- Gründe des Nicht-Gefallens, z.B.

Art des Trainings
 Art der Trainingsaufgaben
 Auslassen des gesunden Armes
 mehr Trainingseinheiten
 Verhältnis zum Trainer
 zusätzliche Diagnostik
 EEG-Ableitung
 Sonstiges

- Welchen Effekt hatte das Training für Sie?

sehr hoch hoch mittel gering nicht vorhanden

- In welchem Maße können Sie das durch das Training Erlernete im Alltag anwenden?

sehr hoch hoch mittel gering nicht vorhanden

- Könnten Sie sich vorstellen, diese Art des Trainings nach Ihrem Aufenthalt in der Klinik fortzuführen?

ja weiß nicht nein, eher nicht

Bemerkungen:

Fallbeispiel Musikunterstütztes Training am MIDI-Klavier
(erster, zweiter und dritter Trainingstag)

DG = Durchgang

Tag	Stufe	Aufgabe	DG	Anmerkung (D = Daumen, Z = Zeigefinger, M = Mittelfinger, R = Ringfinger, K = kleiner Finger)			
1	1	1	1	Z einzeln			
			2	M einzeln			
			3	M einzeln			
		2	1	2	1	Z einzeln	
					2	Z einzeln	
					3	M einzeln	
		4	1	4	1	ZMZ	
					2	MZM	
					3	ZMZ	
					1	Z einzeln	
					2	M einzeln	
					3	ZM	
	2	1	1	4	ZM		
				1	Z einzeln		
				2	M einzeln		
				3	MZ		
				4	MZ		
				5	Z einzeln		
		3	1	3	1	Z einzeln	
					2	M einzeln	
					3	MZ	
4					MZ		
1					Z einzeln		
2					M einzeln		
4	1	1	3	ZMMZ			
			1	Z einzeln			
			2	M einzeln			
			3	ZMM			
			3	1	3	1	Z einzeln
						2	M einzeln
						3	MZZ
			5	1	5	1	Z einzeln
						2	M einzeln
3	ZMMZZ						

Tag	Stufe	Aufgabe	DG	Anmerkung (D = Daumen, Z = Zeigefinger, M = Mittelfinger, R = Ringfinger, K = kleiner Finger)		
2	1	3	1	Z einzeln		
			2	M einzeln		
			3	R einzeln		
	4	1	1	1	Z einzeln	
				2	M einzeln	
				3	R einzeln	
				4	ZMR	
				3	1	Z einzeln
					2	M einzeln
		5	3	3	R einzeln	
				4	RMZ	
				1	Z einzeln	
				2	M einzeln	
				3	R einzeln	
				4	ZMRRMZ	
	1	1	1	1	D einzeln	
				2	D einzeln	
				3	D einzeln	
		2	2	1	D einzeln	
				2	D einzeln	
				3	D einzeln	
2				1	D einzeln	
				2	DZ	
				3	DZ	
2	1	1	1	D einzeln		
			2	DZ		
			3	DZ		
	3	3	1	ZD		
			2	ZD		
			3	ZD		
			5	1	ZDDZ	
				2	ZDDZ	
				3	ZDDZ	

Tag	Stufe	Aufgabe	DG	Anmerkung (D = Daumen, Z = Zeigefinger, M = Mittelfinger, R = Ringfinger, K = kleiner Finger)	
3	2	1	1	ZM	
			2	MR	
			3	DZ	
		3	1	MZ	
			2	RM	
			3	ZD	
		5	1	DZZD	
			2	ZMMZ	
			3	MRRM	
	6	1	1	DZMR	
			2	DZMR	
			3	DZMR	
		3	1	RMZD	
			2	RMZD	
			3	RMZD	
		5	1	DZMRRMZD	
			2	DZMRRMZD	
			3	DZMRRMZD	
		1	1	1	K einzeln
				2	K einzeln
				3	K einzeln
6	1	1	ZMRK		
		2	ZMRK		
		3	ZMRK		
	3	1	KRMZ		
		2	KRMZ		
		3	KRMZ		

Tag	Stufe	Aufgabe	DG	Anmerkung (D = Daumen, Z = Zeigefinger, M = Mittelfinger, R = Ringfinger, K = kleiner Finger)
4				

etc.

Fallbeispiel Motorisches Funktionstraining nach Taub
(erster, zweiter und dritter Trainingstag)

DG = Durchgang

Tag	Aufgabe	DG	Dauer/Anzahl	Anmerkung
1	Murmeln greifen 	1	99 s	Der Patient ergreift die Murmeln einzeln mit Daumen und Zeigefinger und befördert diese so schnell wie möglich aus der Schale in die Vertiefungen.
		2	102 s	
		3	Abbruch	
		4	93 s	
		5	94 s	
	Becher stapeln 	1	25 s	Der Patient umfasst wie im Bild dargestellt mit zylindrischem Faustschluss (mit allen Fingern) 6 auf dem Tisch stehende Becher und stapelte diese so schnell wie möglich übereinander.
		2	22 s	
		3	24 s	
		4	20 s	
		5	26 s	
	Scheiben abstapeln 	1	50 s	Der Patient versucht, 6 Holzscheiben so schnell wie möglich abzustapeln.
		2	46 s	
		3	47 s	
		4	47 s	
		5	42 s	
	Karten umdrehen 	1	66 s	Der Patient soll die 6 Karten so schnell wie möglich unter Einsatz des Daumens und aller Finger umdrehen (nach hinten klappen -> Daumen vorne, Finger hinten).
		2	Abbruch	
		3	64 s	
		4	53 s	
		5	57 s	
		6	54 s	
	Ringe aufhängen 	1	35 s	Die Aufgabe des Patienten besteht darin, im Sitzen nacheinander so schnell wie möglich vier Ringe an einem Stab (höhenverstellbar) aufzuhängen. Der Stab befindet sich in der untersten Position. Die Aufgabe wird nach vorne ausgeführt. Sowohl der Daumen als auch alle Finger sind beim Greifen der Ringe beteiligt.
		2	25 s	
		3	22 s	
		4	22 s	
		5	17 s	

Tag	Aufgabe	DG	Dauer/Anzahl	Anmerkung
2	Holzklötze versenken 	1	102 s	Der Patient soll die Holzklötze, abwechselnd runde und eckige, so schnell wie möglich einzeln mit Daumen, Zeigefinger und Mittelfinger in eine Vorlage transportieren. *Der Patient soll nur die runden Holzklötze so schnell wie möglich einzeln in eine Vorlage transportieren.
		2	98 s	
		3*	90 s	
		4*	83 s	
		5	92 s	
	Verschlüsse abdrehen 	1	184 s	Der Patient soll Flaschenschraubverschlüsse so schnell wie möglich abschrauben. Das Brett, in dem die Verschlüsse verankert sind, liegt waagrecht auf dem Tisch. Die Schraubbewegung erfolgt mit Daumen, Zeige- und Mittelfinger.
		2	156 s	
		3	160 s	
		4	Abbruch	
		5	147 s	
	Büroklammern sammeln 	1	5 Stück	Bei dieser Aufgabe sollen vor dem Patienten liegende Büroklammern so schnell wie möglich 30 Sekunden lang, mit Daumen und Zeigefinger ergriffen, in eine Dose transportiert werden.
		2	7 Stück	
		3	12 Stück	
		4	10 Stück	
		5	Abbruch	
		6	10 Stück	
		7	8 Stück	
	Holzplatten drehen 	1	78 s	Der Patient soll die 6 Holzplatten so schnell wie möglich unter Einsatz des Daumens und aller Finger umdrehen.
		2	60 s	
		3	58 s	
		4	57 s	
		5	51 s	

Tag	Aufgabe	DG	Dauer/Anzahl	Anmerkung
3	Murmeln greifen 	1	98 s	Der Patient ergreift die Murmeln einzeln mit Daumen und Zeigefinger und befördert sie so schnell wie möglich aus der Schale in die Vertiefungen. *Griff mit Daumen und Mittelfinger
		2	95 s	
		3*	89 s	
		4*	85 s	
		5	91 s	
	Bohnen greifen 	1	6 Stück	Die in der Schüssel befindlichen Bohnen sollen 30 Sekunden lang, einzeln mit Daumen und Zeigefinger gegriffen, so schnell wie möglich von einer Schüssel in die andere transportiert werden.
		2	5 Stück	
		3	6 Stück	
		4	8 Stück	
		5	8 Stück	
	Becher stapeln 	1	30 s	Der Patient umfasst wie im Bild dargestellt mit zylindrischem Faustschluss (mit allen Fingern) 6 auf dem Tisch stehende Becher und stapelte diese so schnell wie möglich übereinander.
		2	25 s	
		3	23 s	
		4	23 s	
		5	23 s	
	Karten umdrehen 	1	70 s	Der Patient soll die 6 Karten so schnell wie möglich unter Zuhilfenahme des Daumens und aller Finger umdrehen (nach hinten klappen -> Daumen vorne, Finger hinten). *seitlich klappen -> z.B. Daumen rechts, Finger links
		2	59 s	
		3	56 s	
		4	50 s	
		5	53 s	
		6*	66 s	
		7*	67 s	
	Scheiben abstapeln 	1	41 s	Der Patienten versucht, 6 Holzringe so schnell wie möglich abzustapeln. *kleinere Holzringe (Gardinenringe) abstapeln
		2	45 s	
		3	44 s	
		4	40 s	
		5*	55 s	
		6*	51 s	

Tag	Aufgabe	DG	Dauer/Anzahl	Anmerkung
4				

etc.

Tabellen

Mittelwertsunterschiede und Standardabweichungen der einzelnen Scores der drei Gruppen über die beiden Messzeitpunkte

Tab.: Box & Block Test

Pbn	N	Messzeitpunkt t ₀		Messzeitpunkt t ₁	
		M	SD	M	SD
MG	32	25,12	17,64	35,09	18,27
KG	30	30,83	21,02	32,47	20,87
TG	15	30,47	16,25	33,67	16,32
gesamt	77	28,39	18,75	33,79	18,78

Tab.: Nine Hole Pegboard Test (9HPT)

Pbn	N	Messzeitpunkt t ₀		Messzeitpunkt t ₁	
		M	SD	M	SD
MG	32	4,13	4,02	5,41	3,55
KG	30	4,87	4,14	4,93	4,10
TG	15	4,93	3,83	5,07	3,75
gesamt	77	4,57	3,99	5,16	3,77

Tab.: Action Research Arm Test (ARAT)

Pbn	N	Messzeitpunkt t ₀		Messzeitpunkt t ₁	
		M	SD	M	SD
MG	32	33,28	23,86	41,38	17,56
KG	30	36,40	23,34	36,93	23,31
TG	15	42,67	19,60	45,40	18,56
gesamt	77	36,32	22,87	40,43	20,16

Tab.: Armparese Score nach Wade

Pbn	N	Messzeitpunkt t ₀		Messzeitpunkt t ₁	
		M	SD	M	SD
MG	32	4,53	2,82	5,91	1,77
KG	30	4,67	2,82	4,77	2,84
TG	15	5,20	2,46	5,47	2,39
gesamt	77	4,71	2,73	5,38	2,34

Tab.: Zielbewegung 5 cm

Pbn	N	Messzeitpunkt t ₀		Messzeitpunkt t ₁	
		M	SD	M	SD
MG	31	456,66	232,12	614,08	276,84
KG	23	479,42	373,94	463,12	373,62
TG	15	497,65	263,85	541,8	277,96
gesamt	69	473,16	289,16	548,05	315,14

Tab.: Zielbewegung 0,8 cm

Pbn	N	Messzeitpunkt t ₀		Messzeitpunkt t ₁	
		M	SD	M	SD
MG	31	487,52	243,38	595,94	283,98
KG	23	464,40	366,8	451,29	363,3
TG	15	519,05	275,47	573,1	326,25
gesamt	69	486,67	292,72	542,76	323,29

Tab.: Fingertapping FREQ

Pbn	N	Messzeitpunkt t ₀		Messzeitpunkt t ₁	
		M	SD	M	SD
MG	31	2,02	1,40	2,82	1,55
KG	23	1,63	1,45	1,6	1,5
TG	15	2,01	1,39	1,92	1,2
gesamt	69	1,89	1,41	2,21	1,55

Tab.: Fingertapping VMAX

Pbn	N	Messzeitpunkt t ₀		Messzeitpunkt t ₁	
		M	SD	M	SD
MG	31	160,20	105,55	216,85	105,12
KG	23	126,84	112,13	112,72	113,99
TG	15	143,38	124,02	138,67	98,45
gesamt	69	145,43	111,2	165,14	115,66

Tab.: Fingertapping NIV

Pbn	N	Messzeitpunkt t ₀		Messzeitpunkt t ₁	
		M*	SD*	M*	SD*
MG	31	1,67	,33	1,31	,28
KG	23	2,08	,38	2,36	,37
TG	15	1,71	,34	1,78	,35
gesamt	69	1,8	,35	1,65	,36

Tab.: Handtapping FREQ

Pbn	N	Messzeitpunkt t ₀		Messzeitpunkt t ₁	
		M	SD	M	SD
MG	31	1,78	1,35	2,44	1,57
KG	23	1,5	1,42	1,44	1,56
TG	15	1,76	1,22	1,94	1,25
gesamt	69	1,68	1,34	2	1,55

Tab.: Handtapping VMAX

Pbn	N	Messzeitpunkt t ₀		Messzeitpunkt t ₁	
		M	SD	M	SD
MG	31	102,55	80,09	158,86	152,85
KG	23	100,61	110,79	67	72,07
TG	15	75,22	49,78	65,56	41,96
gesamt	69	95,96	86,21	107,96	120,39

Tab.: Handtapping NIV

Pbn	N	Messzeitpunkt t ₀		Messzeitpunkt t ₁	
		M*	SD*	M*	SD*
MG	31	1,94	,32	1,48	,29
KG	23	2,46	,35	2,93	,36
TG	15	2,08	,29	1,95	,31
gesamt	69	2,12	,33	1,89	,35

Tab.: Diadochokinese FREQ

Pbn	N	Messzeitpunkt t ₀		Messzeitpunkt t ₁	
		M	SD	M	SD
MG	31	1,21	,82	1,56	1,05
KG	23	1,24	1,09	1,22	1,10
TG	15	1,17	,71	1,36	0,86
gesamt	69	1,21	0,89	1,4	1,03

Tab.: Diadochokinese VMAX

Pbn	N	Messzeitpunkt t ₀		Messzeitpunkt t ₁	
		M	SD	M	SD
MG	31	398,80	354,74	420,80	298,71
KG	23	423,07	462,24	395,5	380,53
TG	15	345,7	272,22	482,60	426,69
gesamt	69	395,34	375,11	425,80	353,17

Tab.: Diadochokinese NIV

Pbn	N	Messzeitpunkt t ₀		Messzeitpunkt t ₁	
		M*	SD*	M*	SD*
MG	31	2,03	,31	1,45	,35
KG	23	2,34	,38	2,29	,39
TG	15	2	,35	1,95	,37
gesamt	69	2,12	,34	1,76	,38

* Die in den Diagrammen eingetragenen Werte wurden für die Effektstärkeberechnung umgewandelt, indem 1 dividiert durch den entsprechenden Wert gerechnet wurde. Der Grund hierfür liegt darin, dass die Leistung um so besser ist, wenn der Wert bei 1 bzw. nahe 1 liegt.

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit zum Thema: „Objektivierung eines musikunterstützten Trainings motorischer Funktionen nach Schlaganfall“ selbständig verfasst, nicht schon als Dissertation verwendet habe und die benutzten Hilfsmittel und Quellen vollständig angegeben wurden.

Weiterhin erkläre ich, dass ich weder diese noch eine andere Arbeit zur Erlangung des akademischen Grades doctor rerum naturalium (Dr. rer. nat.) an anderen Einrichtungen eingereicht habe.

Hannover, 24.04.2007

Lebenslauf

Name: Sabine Schneider
Akademischer Grad: Dipl.-Psych., Dipl.-Mus.-Päd.
Geb.: 31.07.1973 in Magdeburg
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: ledig

Schulbildung:
1980 bis 1988 S.-Allende-Oberschule
1988 bis 1990 Humboldt-EOS/Abschluss 10. Klasse, sehr gut
1990 bis 1992 Humboldt-Gymnasium/Abitur, sehr gut

Studium:
WS 1992 bis SS 1997 Diplom-Musikpädagogik instrumental im Fach Gitarre an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, gut
Thema der Diplomarbeit: „Gedächtnisleistungen bei der Verarbeitung musikalischer Informationen“, sehr gut

WS 1997 bis WS 2002 Zweitstudium Diplom-Psychologie an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, sehr gut
Thema der Diplomarbeit: „Tongedächtnis bei Musikern, Nichtmusikern und Absoluthörern“, sehr gut

Berufliche Tätigkeit:
06/2002 bis 10/2005 Wissenschaftliche Mitarbeiterin am Institut für Psychologie II, Abt. Klinische Neuropsychologie an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

seit 11/2005 Wissenschaftliche Mitarbeiterin am Institut für Musikphysiologie und Musiker-Medizin an der Hochschule für Musik und Theater Hannover

Klinische Tätigkeit:
10/2003 bis 12/2005 Tätigkeit als Diplompsychologin in der Neuropsychologischen Ambulanz der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
10/2003 bis 12/2005 Tätigkeit als Diplompsychologin in der Klinik für Neurologie II der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
seit 01/2006 Tätigkeit als Klinische Neuropsychologin in der Neuroambulanz Hannover

Weiterbildung:
2000/2001 Grundkurs in Systemischer Therapie und Beratung
2002 bis 2006 Weiterbildung zur Klinischen Neuropsychologin (GNP)
seit 2006 Weiterbildung zur Psychologischen Psychotherapeutin (VT)

Hannover, 24.04.2007