

Aus der Klinik für Neurologie

der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Hans-Peter Hartung

Visuelle Modulation von Handbewegungen mit dem digitalen

Multifunktionsgerät PABLO:

Eine kinematische Studie

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Alexander Kammerzell

2017

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der Genehmigung der
medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.: Alexander Kammerzell

Dekan: Prof. Dr. Joachim Windolf

Referent: Prof. Dr. Rüdiger Seitz

Koreferent: Prof. Dr. Tillmann Supprian

Danksagung

Größter Dank gilt Herrn Prof. Dr. Rüdiger Seitz für die Überlassung des Themas sowie einer intensiven, hilfreichen und freundlichen Betreuung.

Gewidmet ist diese Arbeit meinen Eltern, meinem Bruder, meiner Ehefrau und meinen Kindern, die mich stets während meiner Erarbeitung und des Studiums unterstützten und mir zur Seite standen.

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Seitz RJ, Kammerzell A, Samartzi M, Jander S, Wojtecki L, et al. (2014) Monitoring of Visuomotor Coordination in Healthy Subjects and Patients with Stroke and Parkinson's Disease: An Application Study Using the PABLOR-Device. *Int J Neurorehabilitation* 1: 113.

Zusammenfassung

Manuelle Fähigkeiten werden üblicherweise durch wiederholtes Training über viele Tage erworben. Es wird vermutet, dass wiederholtes Training ebenfalls der Erholung und Rehabilitation von Patienten mit Hirninfarkten dient.

Das Ziel dieser Studie war es, zu erforschen, ob derartige Lerneffekte mit einem neuartigen Trainingsgerät induziert und auch demonstriert werden können. Dieses digitale Multifunktionsgerät PABLO kann als Stimulations- und Messgerät eingesetzt werden und mit Druck- und Beschleunigungssensoren die Greifkraft, Pinzettengreifkraft und der Rotationsbewegung der Hand quantitativ erfassen.

Neunzehn gesunde, rechtshändige Testpersonen und fünfzehn Patienten, die wenige Tage zuvor einen akuten hemisphärischen Hirninfarkt erlitten hatten und nur eine leichte Arm- parese aufwiesen, wurden mit dem PABLO-Gerät über drei aufeinander folgende Tage trainiert. Das PABLO-Gerät war mit einem PC verbunden, um die visuomotorische Trainingsaufgabe darzustellen und die motorische Leistung vor und nach dem Training zu erfassen.

Die Ergebnisse zeigten, dass das Training der Supinations- und Pronationsbewegung (Handrotation) der dominanten Hand bei gesunden Versuchspersonen zu einer Verbesserung von Rotationsbewegungen beider Hände führte. Bei Patienten führte das Training der Handrotation in der erkrankten Hand zu einer Verbesserung der trainierten Hand nicht aber der kontralateralen Hand. Im Gegensatz dazu kam es beim Training der Greifkraft lediglich zu einer Verbesserung der dominanten Hand bei den Gesunden. Der Trainingsfortschritt war über Nacht gering, summierte sich aber über aufeinander folgende Tage.

Zusammenfassend ist das PABLO-Gerät ein geeignetes Werkzeug, um die visuell gesteuerte Modulation von Handbewegungen durch Training zu verbessern und den Trainingseffekt quantitativ zu erfassen.

Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	Analysis of variance
ASS	Acetyl-Salicyl-Säure
BI	Barthel-Index
CT	Computer-Tomographie
CCT	Craniale Computer-Tomographie
EKG	Elektrokardiogramm
KHK	Koronare Herzkrankheit
HRST	Herzrythmusstörung
MRC	Medical Research Council
MRT	Magnetresonanz-Tomographie
MTL	Mittelwert
N	Newton
NIHSS	National Institutes of Health Stroke Scale
NHPT	Nine-hole Peg Test
PC	Personal Computer
PNF	Propriozeptive Neuromuskuläre Fazilitation
SD	Standardabweichung
SPSS	Statistik- und Analyse-Software
TIA	Transitorische ischämische Attacke
VHF	Vorhofflimmern
WHO	World Health Organization

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Grundlagen des Hirninfarkts	3
2.1	Epidemiologie.....	3
2.2	Blutversorgung des Gehirns	4
2.3	Ätiologie des ischämischen Hirninfarkts.....	5
2.4	Klinik.....	5
2.5	Diagnostik bei Verdacht auf einen akuten Schlaganfall.....	6
2.6	Therapie	7
2.7	Verlauf und Prognose	8
2.8	Erfassen des neurologischen Zustandes mittels klinischer Skalen.....	8
2.8.1	Bestimmung der Händigkeit nach Oldfield.....	9
2.8.2	National Institutes of Health Stroke Scale (NIHSS)	10
2.8.3	Barthel-Index BI (Mahoney und Barthel 1965)	11
2.8.4	Nine-hole Peg Test (NHPT)	12
2.8.5	Jebsen-Taylor Hand Function Test.....	12
2.8.6	Fugl-Meyer Test (FMT)	13
2.9	Grundlagen und Methoden der motorische Rehabilitation der oberen Extremität nach Hirninfarkt.....	14
2.9.1	Plastizität im motorischen System.....	15
2.9.2	Rehabilitative Therapie nach Bobath-Technik	15
2.9.3	Propriozeptive Neuromuskuläre Fazilitation (PNF).....	16
2.9.4	Experimentell basierte Rehabilitationsverfahren.....	17
2.9.5	Pharmakotherapie in der motorischen Rehabilitation	18
3	Methoden	18

3.1	Testpersonen.....	18
3.2	PABLO-Gerät.....	20
3.3	Experimentelles Vorgehen	23
3.4	Ablauf des Trainings	24
3.5	Messung der motorischen Leistung.....	27
3.6	Statistische Datenauswertung.....	29
4	Ergebnisse.....	29
5	Diskussion	43
6	Schlussfolgerung	49
7	Literaturverzeichnis.....	50
8	Anhang	58

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 Pablo-Gerät, Trainingsgerät mit Faustschlussgriff.....	23
Abb. 2 Bildschirmfoto, Trainingsanwendung Ballonfliegen, Steuerung durch PABLO-Präzisionsgriff..	25
Abb. 3 Bildschirmfoto, Trainingsanwendung Äpfel fangen, Steuerung durch PABLO-Präzisionsgriff. ...	25
Abb. 4 Bildschirmfoto, Trainingsanwendung Feuer löschen, Steuerung durch PABLO-Präzisionsgriff.	26
Abb. 5 Bildschirmfoto, Trainingsanwendung Dosen schießen, Steuerung durch PABLO-Präzisionsgriff.	26
Abb. 6 Bildschirmfoto, Leistungsanzeige des aktiven Spielers unter Bedienung von PABLO. Rote Säule = Bewegungsvorgabe; Grüne Säule = bewegte Säule durch den Patienten mit dem Pablo-Gerät.	27
Abb. 7 Bildschirmfoto, graphische Darstellung der Ergebnisse nach absolvierter Übungseinheit, Blau: Vorgabe der Bewegung durch den Cursors, Rot: Tatsächliche Bewegungskurve des Patienten unter Verwendung von PABLO während einer einminütigen Aufnahme.	28
Abb. 8 Korrelationskoeffizienten der geleisteten motorischen Leistung der Greifkraftmodulation der dominanten (trainiert) und der nicht dominanten (untrainierten) Hand im Vergleich von Probanden und Patienten. Fehlerbalken = SD, p= korrigiertes Signifikanzniveau, (1) erste Messung vor dem ersten Trainingstag, (6) letzte Messung nach dem dritten Trainingstag; Skalierung auf der Y-Achse entspricht der Übereinstimmung der geleisteten motorischen Leistung durch Patient oder Kontrollpersonen im Vergleich zur visuellen Vorgabe (0=gar keine Übereinstimmung, 1= vollständige Übereinstimmung).	37
Abb. 9 Verlaufsdiagramm der Korrelationskoeffizienten der visuell geführten Greifkraftmodulation. (1) naiv, (2) nach der ersten Trainingseinheit, vor dem Training (3) und nach dem Training (4) am zweiten Tag, vor dem Training (5) und nach dem Training (6) am dritten Tag. Fehlerbalken = SD, Skalierung auf der Y-Achse entspricht der Übereinstimmung der tatsächlich geleisteten motorischen Leistung durch Patient oder Kontrollperson im Vergleich zur Vorgabe (0=gar keine Übereinstimmung, 1= vollständige Übereinstimmung mit Vorgabe).	37
Abb. 10 Vergleich der durchschnittlich geleisteten Greifkraftentwicklung der dominanten (trainiert) und nicht dominanten (untrainierten) Hand im Vergleich von Kontrollpersonen und Patienten. Fehlerbalken = $n\sqrt{SD}$, p= korrigiertes Signifikanzniveau, (1) erste Messung vor dem ersten Trainingstag, vor dem Training (5) und nach dem Training (6) am dritten Tag, Y-Achse: Greifkraftentwicklung in N.	39
Abb. 11 Vergleich der Korrelationskoeffizienten der Handrotation der dominanten (trainiert) und der nicht dominanten (untrainierten) Hand im Vergleich von Kontrollpersonen und Patienten. Fehlerbalken = SD, p= korrigiertes Signifikanzniveau, (1) erste Messung vor dem ersten Trainingstag, (6) letzte Messung nach dem dritten Trainingstag, Skalierung auf der Y-Achse entspricht der Übereinstimmung der tatsächlich geleisteten motorischen Leistung durch Patient oder Proband im Vergleich zur Vorgabe (0=gar keine Übereinstimmung, 1= vollständige Übereinstimmung mit Vorgabe).....	40

- Abb. 12 Verlaufsdiagramm der Korrelationskoeffizienten der visuell geführten Handrotation. (1) naiv, (2) nach der ersten Trainingseinheit, vor dem Training (3) und nach dem Training (4) am zweiten Tag, vor dem Training (5) und nach dem Training (6) am dritten Tag. Fehlerbalken = SD, Skalierung auf der Y-Achse entspricht der Übereinstimmung der tatsächlich geleisteten motorischen Leistung durch Patient oder Kontrollpersonen im Vergleich zur Vorgabe (0=gar keine Übereinstimmung, 1= vollständige Übereinstimmung mit Vorgabe).....41
- Abb. 13 Ergebnisse der Messung des Bewegungsausmaßes der Handrotation der dominanten (trainiert) und nicht dominanten (untrainierten) Hand im Vergleich von Kontrollpersonen und Patienten. Auf der Y-Achse ist eine Skalierung, die dem Bewegungsausmaß in dem Handgelenk von 0-180 Grad entspricht (100 = 180°). Fehlerbalken .. = SD, (1) erste Messung vor dem ersten Trainingstag, (6) letzte Messung nach dem dritten Trainingstag.42

Tabellenverzeichnis

Tab. 1 Händigkeit bestimmt mit Oldfield (1972)	19
Tab. 2 Patientendaten mit Prüfung der Händigkeit nach Oldfield (1972)	20
Tab. 3 Messungen der Greifkraftentwicklung und Greifkraftmodulation der Patientengruppe.....	30
Tab. 4 Messungen der Greifkraftentwicklung und Greifkraftmodulation der Probanden.....	32
Tab. 5 Messungen des Handrotationsausschlages und der Modulation der durch Handrotation der Patienten	33
Tab. 6 Messungen des Handrotationsausschlages und der Bewegungsverfolgung durch Handrotation der Kontrollpersonen.....	34
Tab. 7 Messungen der Pinzettenkraftentwicklung und Pinzettenkraftmodulation der Kontrollpersonen	36

1 Einleitung

Die Funktionen der menschlichen Hand werden durch Bewegungen mit unterschiedlichen Freiheitsgraden bestimmt. Hierzu gehört die im Schultergelenk ausgelöste Hebung des Armes, der Einsatz der Greifkraft der Hand, der Pinzettengriff des Zeigefingers und Daumens, fraktionierte Fingerbewegungen zur Ertastung von Gegenständen, sowie rotierende Handbewegungen, die zur Supination oder Pronation der Hand führen. Diese Bewegungen können in unterschiedlicher Weise durch Krankheiten des zentralen und peripheren Nervensystems beeinträchtigt werden.

Im klinischen Bereich werden neurologische Defizite normalerweise als eine Parese bestimmter Muskeln eingestuft und beschrieben, und deren Schwere nach der Skala des Medical Research Council (MRC) graduiert [40]. Um ein umfassenderes und differenziertes Bild zu erhalten, wurden Kompositswerte erstellt, in denen die MRC-Werte für proximale und distale Muskeln in Armen und Beinen berücksichtigt werden [14]. Dennoch ist es für die Beurteilung der Gebrauchsfähigkeit der Hand wesentlicher, die funktionelle Beeinträchtigung von Bewegungen wie der des Schultergelenks, dem Einsatz der Greifkraft der Hand, dem Pinzettengriff des Zeigefingers und Daumens, sowie von rotierenden Handbewegungen zu bewerten. Zu diesem Zweck wurden Skalen entwickelt, die funktionelle Beeinträchtigungen einstufen, wie zum Beispiel der Nine Peg Hole Test¹ [30], der Tayler-Jebesen Handfunktionstest [39] und der Fugl-Meyer Test [22]. Diese Tests untersuchen diverse Funktionen und liefern semiquantitative Daten bzgl. der Qualität der Ausübung sowie quantitative Daten bzgl. der für die Ausübung der Aufgabe benötigten Zeit. Darüber hinaus muss für die Beurteilung der Wirkung therapeutischer Maßnahmen im Rahmen longitudinaler Studien sowie in der Neurorehabilitation die Bewegungen der Hand quantitativ bewertet werden. Dadurch ist nämlich ein Vergleich von unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten und unterschiedlichen Personen möglich.

Das digitale multifunktionale PABLO-Gerät dient genau diesem Zweck. Es ist mit Druck- und Beschleunigungssensoren ausgestattet, die dazu dienen, vertikale oder horizontale Bewegungen der Hand und des Arms durch Bewegungen im Schultergelenk zu erfassen.

Durch den Drucksensor können auch die Greifkraft der Hand und der Pinzettengriff von Zeigefinger und Daumen in Newton (N) gemessen werden. Schließlich ist die Messung von rotierenden Handbewegungen in Grad ebenfalls möglich.

Darüber hinaus ermöglicht der direkte Zugriff auf die digital aufgezeichneten Daten den Einsatz im interaktiven Sinne für Trainingsszenarien im virtuellen Umfeld.

Bezüglich des Trainings motorischer Fähigkeiten stellt sich die Frage, ob eine Leistungsverbesserung nach dem Training über Nacht beibehalten bleibt oder diese erst durch wiederholte Trainingseinheiten an aufeinander folgenden Tagen erfolgt [48]. Es gibt Hinweise, die belegen, dass Schlaf die Konsolidierung des Gedächtnisses unterstützt [24]. Vor diesem Hintergrund stellt sich die gleichermaßen interessante Frage, ob der Trainingseffekt der dominanten Hand sich auf die nicht dominante Hand überträgt. Während es einige Publikationen gibt, die von dieser Generalisierung des Trainingseffekt bei gesunden Testpersonen ausgehen [10,76], ist es unklar, ob es sich bei Patienten mit Hirnkrankheiten, wie beispielsweise einem Hirninfarkt, ebenso verhält. Dabei ist aufgrund bildgebender Untersuchung anzunehmen, dass isometrische Bewegungen, wie in der Erzeugung von Greifkraft um ein Griffstück, andere zerebrale Strukturen beanspruchen als isotonische wie Supinations- und Pronationsbewegungen [17,85].

Dennoch lassen sich Erkenntnisse, die im Bereich des Erlernens motorischer Fähigkeiten bei gesunden freiwilligen Testpersonen gewonnen werden, vermutlich nicht unmittelbar in den Prozess der Gehirnplastizität nach einer fokalen Läsion des Gehirns, wie beispielsweise einem Hirninfarkt, umsetzen. Die Hirnverletzung könnte die Befähigung, neue Fähigkeiten zu erlernen, behindern. Außerdem dürfte bei einer Läsion die Kommunikation zwischen den beiden Gehirnhälften beeinträchtigt werden, was die Übertragung einer neu erlernten Fähigkeit auf die andere Gehirnhälfte und damit auf die ipsilesionale Hand behindern könnte [50]. Umgekehrt kann die nicht betroffene Gehirnhälfte nach einem Hirninfarkt dem Erwerb einer motorischen Fähigkeit der betroffenen Hand entgegenwirken [84].

Diese Studie war daher darauf ausgerichtet, die folgenden Hypothesen mittels des PABLO-Geräts zu untersuchen:

1. Die Greifkraftmodulation der dominanten Hand wird durch Training an aufeinander folgenden Tagen verbessert.

2. Das Trainieren der Greifkraftmodulation der dominanten Hand führt auch zu einer Verbesserung der Greifkraftmodulation der nicht-dominanten Hand.
3. Die Handrotationsbewegung der dominanten Hand wird durch Training an aufeinander folgenden Tagen verbessert.
4. Das Trainieren der Handrotationsbewegung der dominanten Hand führt auch zu einer Verbesserung der Handrotationsbewegung der nicht-dominanten Hand.
5. Die Greifkraftmodulation der betroffenen, dominanten Hand nach einem Hirninfarkt, wird durch Training an aufeinander folgenden Tagen verbessert, aber überträgt sich nicht auf die nicht betroffene Hand.
6. Die Handrotationsbewegung der betroffenen, dominanten Hand nach einem Hirninfarkt, wird durch Training an aufeinander folgenden Tagen verbessert, aber überträgt sich nicht auf die nicht betroffene Hand.

2 Grundlagen des Hirninfarkts

Ein Schlaganfall wird als akut auftretende, durch eine arterielle Ursache bedingte Durchblutungsstörung des Gehirns definiert, bei der sich fokal-neurologische Funktionseinschränkungen entwickeln können, die typischerweise mehr als 24 Stunden anhalten. Je nach Ursache der Durchblutungsstörung wird diagnostisch zwischen einem ischämischen und hämorrhagischen Infarkt differenziert [5].

Entwickeln sich die fokal-neurologischen Symptome, wie als Beispiel eine Hemiparese, innerhalb von wenigen Minuten zurück, wird dieses Ereignis klinisch als eine transitorische ischämische Attacke (TIA) bezeichnet [67].

2.1 Epidemiologie

Die mit Abstand häufigste Ursache für einen so genannten Schlaganfall ist der Verschluss eines der Gehirn versorgenden Arterien (circa 80 % der Fälle). In ca. 20 % der Fälle findet sich eine Hirnblutung als Ursache für einen Schlaganfall [79].

In den Industrieländern ist die Inzidenz des Schlaganfalls aktuell am höchsten. Hinzu kommt, dass die Inzidenz ab dem 60. Lebensjahr stark ansteigt. In Deutschland liegt die Schlaganfallinzidenz im Alter von 55 - 64 Jahren bei 300 Personen pro 100.000 Einwohner im Jahr. Im Alter von 65 - 74 Jahren steigt die Inzidenz auf 800 Personen pro 100.000

Einwohner im Jahr an. Etwa 80 % der Schlaganfallpatienten sind über 60 Jahre alt [46]. Vergleicht man die altersstandardisierte Inzidenz zwischen Männer und Frauen, so fällt auf, dass Männer bis zu einem Alter von 75 Jahren häufiger einen Schlaganfall erleiden als Frauen. Betrachtet man jedoch die absoluten Zahlen der Erkrankung zwischen Männer und Frauen, so wird deutlich, dass Frauen häufiger einen Hirninfarkt erleiden als Männer. Diese Tatsache ist der höheren Lebenserwartung der Frauen zu zuschreiben [68]. Der Schlaganfall ist weltweit wegen des demographischen Wandels die 2. häufigste Todesursache nach der koronaren Herzkrankheit bzw. dem Herzinfarkt. Zusätzlich ist der Schlaganfall der häufigste Grund für Invalidität im fortgeschrittenen Alter [41].

Die Erkrankung des Schlaganfalls war 2008 an dritter Stelle der Todesursachen in Deutschland. Nach Herz- und Krebserkrankungen belegte der Schlaganfall die dritte Stelle mit ca. 8 % aller Todesursachen [33,69]. Unter Berücksichtigung der Europäischen Union und einiger EFTA Länder ergaben Hochrechnung der WHO, dass die Anzahl der erstmalig aufgetretener Schlaganfälle von ca. 1,1 Millionen im Jahr 2000 auf ca. 1,5 Millionen im Jahre 2025 Anstieg [86].

2.2 Blutversorgung des Gehirns

Die arterielle Versorgung des Gehirnes erfolgt hauptsächlich über zwei mit einander anastomosierenden Kreisläufe, aus denen sich je 3 hauptversorgenden arterielle Äste für jede Hälfte des Gehirns entwickeln. Der vordere Kreislauf wird durch die aus der A. carotis communis stammende A. carotis interna gebildet. Aus dieser entwickelt sich die A. cerebri anterior und die A. cerebri media. Betrachtet man das Versorgungsgebiet der A. carotis interna isoliert, dient sie größten Teils der Versorgung des Großhirns. Teile des Temporallappens und der gesamten Occipitallappen gehören zum Versorgungsgebiet des hinteren Kreislaufs. Die aus den Aa. subclaviae entspringenden Aa. vertebrales laufen entlang der Wirbelkörper durch die Processus transversi nach intrakranial. Diese beiden Arterien verbinden sich zur A. basilaris, die mit ihren Ästen unter anderem der Versorgung des Hirnstamms und Kleinhirns dient und um im weiteren Verlauf die Aa. cerebri posteriores zu speisen. Diese beiden Kreisläufe gewährleisten die ausreichende Zufuhr von Sauer- und Nährstoffen. Hierüber erfolgt auch der Abtransport von Stoffwechselendprodukten wie Kohlenstoffmonoxid. Durch die Verbindung der Hirnarterien an der Hirnbasis über die Aa. communicantes besteht eine Möglichkeit der Kollateralisierung der arteriellen Blutver-

sorgung zur Gegenseite. Dieses Anastomosensystem wird als Circulus arteriosus Willisii bezeichnet. Der Abfluss des sauerstoffarmen Blutes erfolgt über ein tiefes und oberflächliches Venensystem, das über den Sinus transversus in die Jugularvenen und anschließend in die V. cava superior drainiert [73,80,81].

2.3 Ätiologie des ischämischen Hirninfarkts

Die Arteriosklerose der extra- und intrazerebrale Hirnarterien ist einer der häufigsten Ursachen für den ischämischen Schlaganfall. Aus artherosklerotischen Gefäßveränderungen können Thromben entstehen, die zu arterio-arterielle Embolien führen, die umschriebene Durchblutungsminderungen des Hirngewebes hervorrufen. Eine weitere häufige Ursache für einen ischämischen Infarkt sind kardiogene Embolien. Kardiogene Embolien, werden häufig bei Patienten mit Vorhofflimmern oder Klappenvitien im linken Vorhof generiert und gelangen dann über den arteriellen Blutstrom zu den Hirngefäßen, wo sie dann einen arteriellen Verschluss hervorrufen. Weitere Ursachen für einen Hirninfarkt, die man vermehrt bei jüngeren Patienten findet, sind Dissektionen der extrakraniellen Hirnarterien (meist spontan oder nach Traumata), paradoxe Embolien bei offenem Foramen ovale oder auch Vaskulopathien und Koagulopathien. In 75% der Fälle findet sich bei Schlaganfallpatienten eine arterielle Hypertonie. Die arterielle Hypertonie steigert das Risiko einen Schlaganfall zu erleiden, um das Vierfache gegenüber einem Normotoniker. Es ist seit langem ein Zusammenhang zwischen erhöhtem Blutdruck und erhöhtem Schlaganfall-Risiko nachgewiesen [12,54]. Als weitere Risikofaktoren sind Alter, koronare Herzkrankheit, Infarkt in der Familienanamnese, Hyperlipidämie, Diabetes mellitus und das Rauchen zu werten [4,61,71].

2.4 Klinik

Die klinischen Erscheinungsformen eines Schlaganfalls sind aufgrund der hohen Variabilität der betroffenen Hirnareale sehr vielseitig. Die Dauer der Symptome kann sehr stark variieren. Sie reichen von Minuten über Stunden bis zur dauerhaft anhaltenden Symptomatik bei einem vollendeten Hirninfarkt. Die Vielfalt der Symptome reicht von plötzlich auftretenden Sehstörungen (Gesichtsfeldausfall, Anormale Pupillenmotorik oder Doppelbilder), Wortfindungsstörungen, Sprachverständnisstörung, Schluckstörungen bis hin zum Schwindel mit Gangunsicherheit. Als ein sehr häufiges Zeichen für einen Hirninfarkt sind

akut auftretende Lähmungserscheinungen (am häufigsten Halbseitenlähmung) sowie halbseitige Sensibilitätsstörungen zu werten. Oft wird die Symptomatik von Koordinationsstörungen, Übelkeit, Erbrechen und Kopfschmerzen begleitet. Die Ausprägung der Symptomatik ist abhängig vom Ausmaß und Lokalisation der Durchblutungsstörung, so dass ein schwerer Hirninfarkt sogar zum Tod führen kann [25,45,47,59,65,66].

2.5 Diagnostik bei Verdacht auf einen akuten Schlaganfall

Der wichtigste Faktor für eine erfolgreiche Behandlung eines akuten Schlaganfalls und der damit assoziierten Symptomatik ist die Zeit. Hierbei ist die Wiederherstellung der Durchblutung in den ersten drei bis vier Stunden nach dem arteriellen Verschluss von größter Bedeutung. Damit eine schnellst mögliche Diagnostik und Therapie erfolgen kann, sollten alle Patienten mit Verdacht auf einen Schlaganfall in eine Stroke Unit eingewiesen und dort als potentiell lebensbedrohliche Notfallpatienten behandelt werden. Nach Feststellung des neurologischen Status ist als wichtigste apparative Untersuchung für die Differenzierung zwischen Hirnblutung und ischämischen Schlaganfall die cranielle Computertomographie (CCT) schnellst möglich nach Eintreffen des Patienten im Krankenhaus durchzuführen. Alternativ kann eine Magnetresonanztomographie (MRT) durchgeführt werden. Die Durchführung der Basisuntersuchungen wie EKG, Pulsoxymetrie und Routinelaborparameter ermöglicht eine Beurteilung der Vitalparameter, zu denen Herzfrequenz, Blutdruck, Blutzucker, Elektrolyte u.a. gehören. Die Vitalparameter müssen in den ersten Tagen anhand einer Monitorüberwachung kontrolliert und pathologische Veränderungen bei Bedarf therapiert werden. Das Erstellen eines EKG sollte so früh wie möglich erfolgen. Dies dient der Erkennung von Herzrhythmusstörungen (HRST) und kann bei bestimmten HRST wie dem Vorhofflimmern ein Hinweis auf eine mögliche Emboliequelle geben. Neurosonologische Methoden (extra- und intrakranielle Duplexsonographie und Dopplersonographie), CT-Angiographie und Echokardiographische–Untersuchung (transösophageale oder transthorakale) sollten innerhalb der ersten 24 Stunden nach Symptombeginn erfolgen und dienen dem Nachweis für die mögliche arterio-arterielle oder kardiale Embolie als Ursache des Schlaganfalls. Denn diese Untersuchungen ermöglichen die Detektion von relevanten Gefäßstenosen der extra- und intrakraniellen Arterien und Vorhoffthromben, die zu einem erneuten Hirninfarkt führen können und sind daher die Grundlage für die Sekundärprophylaxe [15, 32, 57, 60].

2.6 Therapie

Bei einem ischämischen Ereignis besteht die Möglichkeit der Verbesserung des Outcomes durch das Einleiten einer intravenösen Lysetherapie mittels recombinant tissue-type plasminogen activator (rt-PA) innerhalb eines 4,5-Stunden-Zeitfensters in einer Dosis von 0,9 mg/kg Körpergewicht. Bei embolischen Verschluss der arteriellen Hauptstämme kann eine intraarterielle Behandlung mit einem Plasminogenaktivator oder einem medizinischem Katheterverfahren innerhalb eines 6-Stunden-Zeitfensters durchgeführt werden [15,28,29]. Ist eine Lyse aufgrund meistens von Zeitfensterüberschreitung kontraindiziert, so stellt ASS bei nicht embolischen Hirninfarkten eine Alternative zur Behandlung dar [11,38,57]. Außerdem wird eine primäre Basistherapie eingeleitet, deren Ziel die adäquate Sicherung der Vitalfunktionen u.a. mit Hilfe von kardialer und respiratorischen Therapie, sowie der Korrektur des Flüssigkeits- und Elektrolythaushalts ist. Die Behandlung von entgleisten Vital- und Laborparameter dient der Verhinderung von daraus potenziell resultierenden Komplikationen wie Anstieg des Hirndruck, frühes Rezidivereignis, unkontrollierte Blutdruckkrisen, Aspirationspneumonie aufgrund von Schluckstörungen und Nierenversagen. Eine Sauerstoffgabe erfolgt mit dem Ziel des Erreichens einer Sättigung von über 95%. Erhöhte Blutdruckwerte sollen in den ersten Tagen nach einem Schlaganfall gesenkt aber tendenziell in leicht hypertensiven Bereichen gehalten werden. Eine antihypertensive Therapie ist bei kritischen Werten von über 220 mm Hg systolisch und 100–105 mm Hg diastolisch unter Verwendung Blutdrucksenkenden Mittel unter vorsichtiger Senkung auch in der Akutphase einzuleiten [19]. Hypotensive Krisen sind zu vermeiden. Die Therapie durch geeignete Volumenssubstitution oder Katecholamingabe sollte erst nach Abklärung auf mögliche Ursachen wie Herzrhythmusstörungen erfolgen. Weiterhin ist eine konsequente Insulintherapie bei persistierenden Blutglucosespiegeln von über 200mg/dl indiziert. Eine Kontrolle der Körpertemperatur sollte im Verlauf erfolgen und bei ansteigenden Werten von über 37,5° C behandelt werden [15,31,56,77]. Eine frühzeitige Verabreichung von Acetylsalicylsäure (100-300mg/d) wird empfohlen. Für die Dauer der stationären Behandlung sollte in Hinsicht auf die Immobilisation eine Thromboseprophylaxe low dose Heparin verabreicht werden [15, 57]. Des Weiteren steht eine Behandlung und Beseitigung der o.g. relevanten Risikofaktoren sowie die chirurgische Entfernung von relevanten Stenosen intra- und extrakranieller Region im Vordergrund [15]. Bereits während der Akutphase sollte eine rehabilitative Therapie eingeleitet werden. Dies soll neben der Verhinderung

von Muskelkontrakturen vor allem dem Wiedererlangen der durch den Schlaganfall verlorenen Funktionen dienen.

2.7 Verlauf und Prognose

Die Prognose für Patienten nach Schlaganfall bestimmt sich aus mehreren Faktoren. Entscheidend für die Prognose eines überlebten Schlaganfalls sind Art, Ätiologie und das Maß der Hirnschädigung. Diese Faktoren korrelieren invers mit dem Alter und Bewusstseinsgrad des Patienten zum Zeitpunkt des Auftretens des Insults [57]. Etwa 80% der Patienten, die als Erstereignis einen Schlaganfall erleiden, überleben diesen heute. Ein Drittel der Überlebenden werden wieder ohne Einschränkungen gesund. Ein weiteres Drittel der Patienten behält auf Dauer Einschränkungen im Alltagsleben und ein weiteres Drittel wird pflegebedürftig [30]. Somit bleiben etwa 60% der an einem Schlaganfall erkrankten Patienten dauerhaft eingeschränkt bis behindert. Die Wahrscheinlichkeit an einem Rezidiv des Schlaganfalls innerhalb des ersten halben Jahres zu erleiden liegt bei ca. 15%. Dieser zweite Schlaganfall ist mit einer viel höheren Mortalitätsrate verbunden [30,57].

2.8 Erfassen des neurologischen Zustandes mittels klinischer Skalen

Klinische Bewertungsskalen dienen der Beschreibung und Einstufung des Schweregrades eines Hirninfarkts. Auch können sie als Einschlusskriterium für klinische Studien verwendet werden. Diese Bewertungsskalen stützen sich auf die klinisch-neurologische Untersuchung des Patienten. Unter Verwendung dieser Skalen ist sowohl eine Feststellung der neurologischen Funktionsdefizite wie aber auch eine Verlaufskontrolle dieser Defizite möglich. Es gibt eine Vielfalt von Skalen und Scores zur Bestimmung der funktionellen Defizite des neurologischen Zustandes. Häufig ist die Auswahl eines spezifischen Testes sinnvoll. Die am häufigsten verwendete und als Goldstandard angesehene klinische Skala bei der Wahl der Einschlusskriterien für klinische und wissenschaftlichen Studien mit dem Thema des Hirninfarkts ist die National Institutes of Health Stroke Scale (NIHSS) [7]. Weitere Skalen, die eine Ähnlichkeit mit dem NIHSS aufweisen und Verwendung im klinischen Alltag finden, jedoch in unserer Studie nicht zum Einsatz kamen, sind die Copen-

hagen Stroke Scale, European Stroke Scale, die Canadian Neurological Scale, die Mathew Stroke Scale , Scandinavian Stroke Scale und die Orgogozo Stroke Scale [55].

Bezogen auf die neurologischen Funktionsausfälle der oberen Extremität werden spezielle dafür entwickelte Skalen zur Diagnostik und Verlaufskontrolle verwendet. Hierzu gehören der Nine-Hole-Peg-Test [30], der Taylor-Jebsen Handfunktionstest [39] sowie unter anderem der Fugl-Meyer Test [22].

2.8.1 Bestimmung der Händigkeit nach Oldfield

Der Fragebogen nach Oldfield (1971) wurde zur anamnestischen Bestimmung der Händigkeit eines Patienten oder Probanden zu Beginn der Studie verwendet. Mithilfe dieses Fragebogens kann die bevorzugte Hand bei der Ausführung der unten aufgeführten Tätigkeiten ermittelt werden. Gefragt wird nach:

- Schreiben
- Malen
- Werfen
- Schere
- Zahnbürste
- Messer
- Löffel
- Besen (obere Hand)
- Streichholz
- Box öffnen

Die errechnete Gesamtpunktzahl ermöglicht einer Bestimmung der Händigkeit des Patienten oder Probanden. Der maximal zu erreichende Punktwert beträgt 100 und bedeutet, dass die Person sämtliche Aufgaben nur mit der einen Hand erledigt. Bei Werten von >80 ist eine deutliche Händigkeit für die jeweilige Seite nachgewiesen [62].

2.8.2 National Institutes of Health Stroke Scale (NIHSS)

Der NIHSS ermöglicht eine Quantifizierung von neurologischen Defiziten sowie eine Beurteilung des neurologischen Status nach stattgefundenem Schlaganfall. Er kann als Verlaufparameter oder zur Verlaufskontrolle einer begonnenen Therapie bei fortlaufender Reevaluation verwendet werden. Der Test besteht aus 15 Fragen bzw. Aufgaben, die vom Patient erfüllen werden sollen oder vom Patient erfragt werden. Diese Aufgaben werden je nach erfolgreicher Ausführung mit Punkten bewertet. In der Gesamtheit der Störungen können maximal 42 Punkte erreicht werden. Folgende Aktivitäten sind zu prüfen:

- Bewusstseinsgrad: Fragen nach dem aktuellen Monat und dem Alter des Patienten
- Testung des Bewusstseinsgrad: Augen und nicht betroffene Hand öffnen und schließen lassen
- Augenbewegungen: nur horizontale Bewegungen testen
- Gesichtsfeld: alle Quadranten testen.
- Motorik des Gesichtes (Fazialisparese): Patient soll lachen, dann Augen schließen
- Motorik des rechten Armes: rechten Arm für 10 Sekunden bei 90 Grad im Sitzen oder 45 Grad im Liegen halten.
- Motorik des linken Armes: linken Arm für 10 Sekunden bei 90 Grad im Sitzen oder 45 Grad im Liegen halten.
- Motorik des rechten Beines: rechtes Bein für 5 Sekunden bei 30 Grad im Liegen halten
- Motorik des linken Beines: linkes Bein für 5 Sekunden bei 30 Grad im Liegen halten
- Ataxie: Finger-Nase-Versuch beiderseits und Seiltänzerengang bei geöffneten Augen (nicht testen bei unvollständiger Wachheit oder Plegie!)
- Sensibilität: Prüfung mit spitzem Holzstäbchen an Gesicht, Arm, Stamm und Bein
- Sprache
- Dysarthrie
- Neglect-Syndrom: Nichtbeachtung von Umweltreizen auf einer Seite

Je höher die Gesamtpunktzahl ausfällt, desto ausgeprägter wird die Einschränkungen des Patienten [7, 55].

2.8.3 Barthel-Index BI (Mahoney und Barthel 1965)

Der in unserer Studie verwendete BI diente der Abschätzung der Unabhängigkeit und der Beurteilung der Selbstständigkeit in den Alltagsfunktionen eines Patienten nach Schlaganfall oder anderen beeinträchtigenden Erkrankungen. Zusätzlich dient er der Einstufung der Patienten in eine der unterschiedlichen Phasen des Rehabilitationsprozesses. Zehn Funktionen des täglichen Lebens werden mit Punkten von 0 bis 15 bewertet. Die Staffelung der Punktvergabe erfolgte mit der Einteilung, ob der Patient die Aufgabe alleine, mit Hilfe oder gar nicht erfüllen kann. Eine maximale Punktzahl von 100 ist bei selbständiger Durchführung der Alltagsfunktionen zu erreichen. Abgefragt werden folgende Alltagsfunktionen [91] :

- Essen und trinken
- Umsteigen aus dem Rollstuhl ins Bett und umgekehrt
- Persönliche Pflege
- Benutzung der Toilette
- Baden/Duschen
- Gehen auf ebenem Untergrund
- Fortbewegung mit dem Rollstuhl auf ebenem Untergrund
- Treppen auf-/absteigen
- An-/Ausziehen
- Stuhlkontrolle
- Harnkontrolle

2.8.4 Nine-hole Peg Test (NHPT)

Der motorische Funktionstest der oberen Extremität NHPT dient der Bestimmung der Handgeschicklichkeit. Dieser Test kann sowohl zur Diagnostik von feinmotorischen Störungen der Hand als auch zur Verlaufskontrolle nach einem Hirninfarkt eingesetzt werden. Er findet Anwendung in wissenschaftlichen Studien, Routinediagnostik sowie im klinischen Gebrauch für Patiententraining. Die den Test durchführende Person muss neun Dübel ähnliche Stecker in die dafür vorgesehenen Löcher innerhalb eines Steckbrettes positionieren. Während der Durchführung wird vom Untersucher die benötigte Zeit für das richtige Einstecken der Dübel erfasst. Je nach Dauer der Durchführung der Aufgabe ist eine Beurteilung der Fingerfeinmotorik möglich. Gesunde Personen sind normalerweise in der Lage die Aufgabe in einer halben Minute zu erledigen. Patienten mit feinmotorischen Defiziten nach einem Hirninfarkt benötigen länger. Die Durchführung des Testes wird durch eine schwere Behinderung oder eine ausgeprägte Parese der oberen Extremität limitiert [30,55].

2.8.5 Jebsen-Taylor Hand Function Test

Der Handfunktionstest nach Jebsen-Taylor beinhaltet 6 Aufgaben, die der Patient erledigt. Der Jebsen-Taylor Funktionstest repräsentiert mittels Durchführung von 6 Aufgaben, die den Aktivitäten des täglichen Lebens entsprechen, einen objektiven Test der Handfunktion. Dieser Test kann sowohl bei Patienten mit neurologischen Erkrankungen des Bewegungsapparats als auch bei Patienten mit Handdysfunktionen nach Hirninfarkt verwendet werden. Die Patienten müssen die im folgenden aufgeführten Aufgaben in möglichst kurzer Zeit absolvieren. Durch den Untersucher erfolgt die Messung der Zeit.

1. Schreiben
2. Karten umdrehen
3. Kleine Objekte aufnehmen
4. Simuliertes Essen
5. Aufstapeln
6. Große, leichte Objekte anheben

7. Große, schwere Objekte anheben

Die gemessene Zeit der durchgeführten Aufgaben kann mit den definierten Normwerten nach Taylor [39] für die jeweilige Individualwerte der Durchführungszeit, Handdominanz, Alter und Geschlecht verglichen werden [39,88].

2.8.6 Fugl-Meyer Test (FMT)

Dieser Test findet häufige Verwendung bei wissenschaftlichen Studien und erlaubt eine Einstufung sowohl der sensomotorischen Funktionen, der Sensibilität und des Gleichgewichtes, der Gelenkbeweglichkeit als auch der Gelenkschmerzen des Patienten [53,72]. Hierbei wird der Patient aufgefordert Bewegungsaufträge auszuführen, anhand dieser man eine Beurteilung der motorischen Funktion und des Bewegungsausmaßes auf Höhe der Funktionsebene treffen kann.

Bei der Durchführung des Testes ist eine Gliederung der Beurteilung der motorischen Funktionsebene in obere und unter Extremität möglich. Bei der Begutachtung der Bewegungsausführung der oberen Extremität sollten Schulter-, Ellenbogen-, Hand- und Fingergelenkbewegungen, Flexoren- und Extensoren-Synergien, Reflex-Aktivität, Koordinationsaufgaben, Sensibilität, Gelenkbeweglichkeit und Gelenkschmerzen evaluiert werden. Ebenfalls sollte bei der Erhebung des Befundes der unteren Extremität auf Reflexe, Willkürmotorik, Koordination, Sensibilität, Gelenkbeweglichkeit und Gelenkschmerzen untersucht werden. In beiden Abschnitten sollte, während der Absolvierung der Aufgaben, laufend eine Beurteilung des Gleichgewichtes erfolgen [53].

Zur Auswertung des Ergebnis wird eine dreistufige Skala, die Qualität und Umfang der Bewegung einbezieht, verwendet. Für jede Bewegungsaufgabe wird eine Punktzahl vergeben, die von 0 bis 2 ausfallen kann. Bei vollständig fehlender Funktion erfolgt die Vergabe der 0, bei teilweiser Funktion eine 1 und bei vollständig vorhandener Funktion wird die Bewegungsabfolge mit 2 bewertet [22].

Ein maximaler Gesamtscore von 226 Punkten ist bei vollständiger Funktionsfähigkeit und Summation der Teilscores der oberen und unteren Extremität zu erreichen. Je nach neurologischer Erkrankung und Funktionsdefizit ist es angebracht, diese Teilscores unabhängig voneinander zu betrachten. Bei Patienten mit Schlaganfall induzierten Funktionsdefiziten der Arme kann es zum Beispiel für die Verlaufskontrolle und Einstufung sinnvoll sein,

ausschließlich den Teilscore der oberen Extremität zu verwenden. Der maximale Teilscore für die motorischen Funktionen der oberen Extremität beträgt 100 Punkte. Je tiefer die Punktzahl ist, desto größer sind die Funktionsdefizite in den geprüften Kriterien. Eine schwere motorische Schädigung findet sich bei weniger als 50 Punkten, bei 50-84 eine beträchtliche, 85-95 eine mittlere und bei 96-99 eine leichte Schädigung [23].

2.9 Grundlagen und Methoden der motorischen Rehabilitation der oberen Extremität nach Hirninfarkt

Als medizinische Rehabilitation wird der Prozess bezeichnet, der sich an eine Erkrankung, Operation oder Unfall anschließt und als Ziel die möglichst vollständige Rückbildung aller aufgetretenen physischen und/oder psychischen Funktionsstörungen sieht. Hierzu werden sämtliche Maßnahmen gezählt, die als primäres Ziel die Wiederherstellung der vollen Funktion und das Eingliedern des Patienten in sein Alltags- und Arbeitsleben verfolgen. Es gibt eine Vielzahl von angewendeten Konzepten für die motorische Rehabilitation von Funktionsdefiziten nach Schlaganfall, zu denen u.a. die konservative Krankengymnastik, das Konzept nach Bobath sowie die propriozeptive Neuromuskuläre Fazilitation (PNF) gehören. Bei allen Verfahren wird in unterschiedlicher Ausführung versucht, repetitive faszilitatorische Reize in Form von Vibration, Dehnung, Beklopfen oder Bestreichung in die ausgefallenen Muskelgruppen zu setzen. Die therapeutischen Elemente der Frührehabilitation basieren weiterhin auf basaler Stimulation, Aktivierung und Mobilisierung, Prävention von Spastik und Dekubitus sowie der Erarbeitung von Kommunikationswegen [16]. Neunzig Prozent der Schlaganfallpatienten leiden an motorischen Funktionseinschränkungen, so dass die motorische und neurologische Rehabilitation in dieser Erkrankungsgruppe eine entscheidende Rolle einnimmt. Zu beachten ist, dass dieser Prozess nicht nur vom Einsatz einzelner Techniken geprägt ist, sondern ein multiprofessionelles Therapiekonzept patientenspezifisch konstruiert wird, das von einem interdisziplinären Team von Logopäden, Physiotherapeuten, Pflegepersonal und Ärzten betreut wird. Ein frühestmöglicher Rehabilitationsbeginn ist anzustreben, da sich in der Frühphase nach einem Schlaganfall das größte Potenzial der Regredienz der Funktionsstörungen zeigt [92, 93]. Die Plastizität des Hirngewebes ist in der Frühphase nach einem Schlaganfall besonders ausgeprägt. Je später mit der Rehabilitation begonnen wird, desto geringer ist die Wahrscheinlichkeit für eine Besserung der Funktionsdefizite [94-97]. Die Rehabilitation hat durch ihre regelmäßi-

ge physiotherapeutische Versorgung u.a. ebenfalls als Aufgabe eine Verhinderung von Komplikationen, wie Kontrakturen der Muskelgruppen und Gelenken, Pneumonien und tiefen Beinvenenthrombosen [16]. Durch repetitives Trainieren der Funktionsdefizite soll eine Wiederherstellung der eingeschränkten Funktion erlangt werden.

2.9.1 Plastizität im motorischen System

Unter Plastizität des Hirngewebes versteht man die Fähigkeit des neuronalen Gewebes, sich auf wechselnde Gegebenheiten einzustellen. Bei Patienten mit Hirnerkrankungen können Funktionen von zu Grunde gegangenen Arealen durch funktionsfähige Gebiete übernommen werden [16]. Der Mehrgebrauch eines Körperteils oder einer Muskelgruppe zeigt sich in einer vergrößerten kortikalen Repräsentation [16,18]. Eine zunehmende Repräsentation einer Extremität oder Bewegungsabfolge ist mit einer Funktionsverbesserung assoziiert. Entsprechend zeigte eine verminderte Nutzung von Muskelgruppen eine Verkleinerung des entsprechenden Repräsentationsareals. Weitere Studien zeigen, dass bei Menschen wie z.B. Violinisten, die selbige Bewegungsmuster täglich trainieren, entsprechend größere motorische Repräsentationsareale entwickelt werden [18,98]. Eine plastische Modulation des zentralen Nervensystem ist auf allen Höhen von Kortex über Hirnstamm und Rückenmark möglich. Dieser Prozess beruht auf unterschiedlichen zellulären Mechanismen, u.a. dem Dendritenwachstum, der axonalen Aussprossungen und der Erneuerung von synaptischen Verbindungen [16,18,57].

2.9.2 Rehabilitative Therapie nach Bobath-Technik

Das Konzept nach Bobath, das u.a. der rehabilitativen Versorgung von Patienten mit Hemiplegien nach Schlaganfall dient, hat als Ziel die Wiederherstellung der verlorenen sensomotorischen Funktionen. Durch Anwendung dieses Konzeptes wird versucht, den aus einem Schlaganfall resultierenden Funktionsstörungen, wie Paresen oder Plegien von Körperregionen, Spastik der Muskelgruppen, komplexen Bewegungsstörungen oder auch Sprach- und Schluckstörungen entgegenzuwirken. Dieses Konzept wurde auf der Theorie der Plastizität aufgebaut und stützt sich darauf, dass nicht stimulierte Körperareale ihre Repräsentation im Kortex verlieren [37]. Diesem Prozess wird durch ständige Setzung von Impulsen und konsequentem Trainieren von Bewegungsabläufen der Regionen, die die

Funktionsdefizite repräsentieren entgegen gewirkt. Diese Stimuli sollen u.a. dem Patienten helfen, die Wahrnehmung für den gesamten Körper zu generieren und nicht die funktionsfähige Region wahrzunehmen [37]. Weiterhin wird durch Dehnungen des Muskel- und Bandapparates, die physiologischen Bewegungsabläufen ähneln, versucht, die Ausbreitung der Spastik zu verhindern. Die Therapie sollte so gut wie möglich in den Alltag und somit in den 24-Stundenrhythmus des Patienten eingebracht werden, um eine kontinuierliche Stimulation zu bewirken. Diese Stimuli können sowohl mit bestimmten Lagerungstechniken, aber auch mit konsequente Wiederholen und Erlernen von Bewegungsabläufen gesetzt werden. Für die Integration der Therapie ist eine multidisziplinäre Zusammenarbeit von Pflegepersonal, Ärzten, Familie und Physiotherapeuten von großer Bedeutung [37].

2.9.3 Propriozeptive Neuromuskuläre Fazilitation (PNF)

Das Konzept der PNF versucht als aktive Therapiemethode durch manuelles Führen und Einleiten von bestimmten Bewegungen zusammenwirkende Aktivierungsmuster in paretischen Muskelgruppen zu bahnen [42]. Ziel dieser Methode ist die Förderung der neuromuskulären Verbindungen und die Erleichterung der Durchführung von physiologischen Bewegungsmustern. Dies wird durch das Setzen von verstärkten exterozeptiven (u.a. verbale Stimulation, taktile Stimulation) und propriozeptiven Reizen (u.a. Dehnung und Widerstand an Muskeln und Gelenken) erreicht. Die Aufgabe des Therapeuten ist es während des Bewegungsablaufes eine konstante Dehnung des Muskels beizubehalten. Primär wird die Muskelgruppe, auf die sich die fazilitatorische Wirkung ausbreiten soll, zunächst maximal gedehnt, um dann wieder maximal verkürzt zu werden. Bei fehlender Kontraktionsleistung des Patienten in der bewegten Muskelgruppe, führt der Therapeut die Bewegung vollständig durch. Bei noch vorhandener Kontraktionsleistung soll der Patient den Therapeuten bei der Bewegungsdurchführung und vor allem bei der maximalen Verkürzung der Muskelgruppe unterstützen, um den Fazilitationsreiz zu verstärken. Sowohl das Bewegungsmuster also auch die Aktivität (phasisch, tonisch, postural) kann vom Therapeuten variabel gewählt werden. Diese Therapie soll sowohl eine Vorbeugung gegen Spastiken, eine Normalisierung des Muskeltonus, Verstärkung der paretischen Muskelgruppen aber auch eine Verbesserung von Bewegungsausmaß und Bewegungskontrolle erzielen [37,63].

2.9.4 Experimentell basierte Rehabilitationsverfahren

Zu den in der Vergangenheit, aber auch in der Gegenwart am häufigsten praktizierten Verfahren, wie die Therapie nach Bobath oder die PNF, sind in den letzten Jahren neue Rehabilitationsansätze, die auf dem Prinzipien der gebrauchsunabhängigen Plastizität basieren hinzugekommen. Zu diesen neu entwickelten und durch Studien belegten Therapieansätzen gehören zum Beispiel das forcierte Gebrauchen der oberen paretischen Extremität [82,87,90], das Trainieren von repetitiven Wiederholungen von isolierten Bewegungen [9,20] sowie die elektromyographisch-getriggerte elektrische Stimulation [36,37]. Bei dem Konzept des forcierten Gebrauchs des paretischen Arms geht man davon aus, dass Patienten nach einem Schlaganfall ihren daraus resultierenden gelähmten Arm nicht mehr gebrauchen und ausschließlich die Tätigkeiten mit dem gesunden Arm erledigen. Dem vermuteten Prozess des Verlernens der Benutzung des paretischen Armes versucht man durch Immobilisierung des gesunden Armes entgegenzuwirken und erlangt dadurch eine Forcierung des Gebrauchs des paretischen Armes. Dies bewirkt eine regelmäßige Verwendung des paretischen Arms für die Erledigung von alltäglichen Aufgaben und soll eine Wiederherstellung der motorischen Funktion induzieren [82,87,90]. Eine weitere Möglichkeit zur Therapie von motorischen Funktionsdefiziten der oberen Extremität zeigt das üben von repetitiven Wiederholungen isolierter Bewegungen, die dann die Ausführung komplexer Bewegungsmuster erleichtern. Dieser therapeutische Ansatz stützt sich auf die Hypothese, nach der mit der Häufigkeit der Verwendung eines neuronalen Systems dieses an Effektivität der Funktion zunimmt [58]. Bei Schlaganfallpatienten zeigten klinische Studien sowohl in der Akutphase [20] als auch in der Subakutphase [9] signifikante Verbesserungen verschiedener Parameter des motorischen Leistungsvermögens der oberen Extremitäten nach dem Trainieren von isolierten Bewegungen. Für das Trainieren der isolierten Bewegungen können technische Hilfsmittel (z.B. das PABLO-Gerät), die unter anderem ein audiovisuelles Feedback der durchgeführten Bewegung ermöglichen, verwendet werden. Als ein weiterer effektiver Therapieansatz zeigt sich die EMG-initialisierte elektrische Muskelstimulation, deren Wirksamkeit in zahlreichen klinischen Studien bei Schlaganfallpatienten mit zentralen Paresen nachgewiesen wurde [36]. Dieses Verfahren kann bei Patienten sowohl mit als auch ohne restlicher willkürlicher Muskelleistung eingesetzt werden. Die externe elektrische Stimulation dient der Verstärkung der vom Patienten willkürlich eingeleiteter Kontraktion und ermöglicht dadurch u.a. erst eine Ausführung einer Bewegung. Dieses Verfahren hat einen begünstigenden Effekt auf die Neuroorganisation des

geschädigten Hirnareals und auf das Bahnen von Bewegung sowie auf die motorkortikale sensomotorische Kopplung [36,37].

2.9.5 Pharmakotherapie in der motorischen Rehabilitation

Eine ergänzende pharmakologische Behandlung zur rehabilitativen Therapie nimmt bei Patienten nach Schlaganfall eine wichtige Rolle ein. Patienten, bei denen trotz vorbeugender Rehabilitation sich eine Spastik einzelner Muskelgruppen entwickelt hat, profitieren von der medikamentösen Behandlung enorm. Eine wichtige Stellung zur antispastischen Behandlung nimmt das Botulinumtoxin A ein. Es ermöglicht bei gezielter Injektion in bestimmte Muskelgruppen eine Lösung der Spastik und die damit häufig verbundene Schmerzreduktion. Weiterhin hat die medikamentöse Behandlung offenbar einen fördernden Effekt auf Rückbildungen der Funktionsdefizite und unterstützt die motorische Rehabilitation [16]. Sowohl Noradrenalin, Amphetamine als auch Levodopa zeigten in Studien positiven Effekt auf die Rückbildung von motorischen Funktionsdefiziten [74]. Der positive Effekt der Amphetamine war vor allem bei unmittelbarer Einnahme der Substanz vor physiotherapeutischer Behandlung deutlich [13].

3 Methoden

3.1 Testpersonen

An dieser Studie nahmen 19 gesunde, rechtshändige Testpersonen im Alter von 24 bis 71 Jahren in der Kontrollgruppe teil (mittleres Alter: 39,2 Jahre; Altersmedian: 32 Jahre; Standardabweichung: 14,7 Jahre). Insgesamt bestand diese Gruppe aus 13 Männern und 6 Frauen. Eine Bewertung anhand des Edinburgh Handedness Fragebogens nach Oldfield [62], ergab eine Rechtshänderquote von 96+/-4 Prozent (Tab. 1). Die Bestimmung der Händigkeit nach Oldfield (1971) wurde vom Versuchsleiter durchgeführt [62].

Tab. 1 Händigkeit bestimmt mit Oldfield (1972)

Proband	Alter (Jahre)	dominante Hand	Händigkeit
1	52	rechts	0,95
2	51	rechts	0,9
3	32	rechts	0,935
4	56	rechts	0,935
5	55	rechts	0,95
6	64	rechts	0,92
7	46	rechts	0,92
8	24	rechts	1
9	29	rechts	0,975
10	27	rechts	1
11	28	rechts	1
12	29	rechts	1
13	31	rechts	1
14	25	rechts	0,935
15	28	rechts	1
16	24	rechts	0,95
17	34	rechts	1
18	39	rechts	1
19	71	rechts	0,92
MTL	39,21		0,96
Median	32,00		0,95
SD	14,77		0,04

Außerdem nahmen in der zweiten Gruppe 13 Patienten im Alter von 34 bis 84 Jahren teil (mittleres Alter: 61,1 Jahre; Altersmedian: 62 Jahre; Standardabweichung: 12,8 Jahre), die vor kurzem einen milden linkshemisphärischen ischämischen Hirninfarkt erlitten hatten (5+/-3 Tage nach Ereignis). Diese Gruppe bestand aus 9 Männern und 4 Frauen. Bei den Patienten wurde mittels Magnet-Resonanz-Tomographie ein ischämischer Hirninfarkt nachgewiesen. Zum untersuchten Zeitpunkt war der Grad der neurologischen Einschränkung der Patienten anhand der NIH Stroke Skala mit 3+/-1 leichtgradig [7].

Drei der Patienten waren mit systemischer Thrombolyse behandelt worden. Die in dieser Gruppe durchgeführte Bestimmung der Händigkeit mittels Edinburgh Handedness Fragebogens nach Oldfield [62], ergab eine Rechtshänderquote von 96+/-4 Prozent. Die Rekrutierung der Patienten erfolgte auf der Stroke-Unit der Uniklinik Düsseldorf. Es waren Patienten, die ein feinmotorisches Defizit nach Hirninfarkt in der dominanten Hand entwickelt hatten.

Die Studie wurde vom Ethik Komitee der Medizinischen Einrichtung der Universität Düsseldorf (# 3221) genehmigt.

Bei jedem Patienten und Probanden lag uns die Einwilligung für die Teilnahme an der Studie vor, diese sind im Anhang angefügt. Statistisch zeigte sich ein signifikanter Altersunterschied zwischen Patienten (MTL: 61 Jahre) und Probanden (MTL: 39 Jahre) (Tab. 2).

Tab. 2 Patientendaten mit Prüfung der Händigkeit nach Oldfield (1972)

Name	Alter	Diagnose	NIHSS vor Lyse	NIHSS nach Lyse	Tage zw. Ereignis und 1. Messung	Dominate Hand	Händigkeit
1	64	Atypische ICB links temporal	2		12	rechts	1
2	74	Mediainfarkt links	5		4	rechts	1
3	62	Zerebrale Ischämie im linksseitigen Medialstromgebiet	3		3	rechts	1
4	34	Stammganglieninfarkt links	4		4	rechts	0,95
5	57	Linkshemisphärischer Infarkt	2		3	rechts	0,92
6	55	Linkshemisphärischer Mediateilinfarkt	3		3	rechts	0,92
7	62	Linkshemisphärischer Mediainfarkt	1		2	rechts	0,95
8	71	Ischämie der linksseitigen Pons	3		7	rechts	1
9	84	Linkshemisphärische TIA	1		2	rechts	0,935
10	71	Linkshemisphärische Mediateilinfarkt	5	4	4	rechts	0,95
11	48	Ischämischer Infarkt im Versorgungsgebiet A.cer. Pos	6		11	rechts	1
12	51	Linkshemisphärischer Mediainfarkt	19	4	5	rechts	0,92
13	61	Mediainfarkt links	2	2	3	rechts	1
MTL	61,1		4,3	3,3	4,8		0,97
Median	62,0		3,0	4,0	4,0		0,95
SD	12,8		4,7	1,2	3,2		0,04

3.2 PABLO-Gerät

Das PABLO-Gerät ist ein kommerziell erhältliches multifunktionales Gerät, das ein interaktives Bewegungstraining in Kombination mit einem audiovisuellem Feedback ermöglicht. Das PABLO-Gerät ist an die Handform angepasst. Für das Training wird das PABLO-Gerät über eine USB-Schnittstelle mit einem Computer oder Notebook verbunden. Gesteuert wird das Gerät über eine dazu gehörende Software. Das PABLO-Gerät enthält vier feine Sensoren, die Kraft- und Lageänderungen im dreidimensionalen Raum erfassen. Der Kraftsensor ermöglicht die Messung von isometrischen Bewegungsänderungen der Fingerflexoren. Je nach Haltung des Sensorgriffes kann die Greifkraft und die Streckkraft der Hand gemessen werden. Der Kraftsensor ermöglicht die Messung innerhalb eines Kraftbereiches bis 1000N (ca. 100 Kg). Um die Messungen durchzuführen muss der Handgriff komplett von der Hand umfasst werden. Bei der Messung der Kraft zwischen dem Daumen und dem Zeigefinger (Pinzettengriff) oder einem der anderen Finger (Interfingergriff) werden am oberen Teil des Handgriffes die überstehenden Flächen im Sinne

einer Pinzette zusammengedrückt. Eine weitere Messmöglichkeit bieten die Lagesensoren. Diese dienen der Bestimmung der isotonischen Bewegungsänderung. Somit können die Lage, Position und die Bewegung der Hand, des Handgelenkes, des Ellenbogens und der Schulter erfasst werden.

Das PABLO-Gerät ermöglicht somit die Bestimmung des gesamten Bewegungsausmaßes der oberen Extremität. Die Bewegung innerhalb der koronaren Ebene ermöglicht die Messung der Ab- und Adduktion in der Schulter im Bereich eines Winkels vom 0° bis 180° . Dafür wird der Sensorgriff in der Hand gehalten und der ausgestreckte Arm in der Sagittalachse bewegt. Wird jedoch der Sensorgriff in der Hand gehalten und der Unterarm gedreht, so kann das Ausmaß der Pronation und Supination der Hand bestimmt werden. Innerhalb eines Winkels vom -90° bis 0° bis $+90^\circ$ ist es möglich, die Drehung des Unterarms bzw. der Hand zu messen. Jede Bewegung kann für die Ermöglichung einer maximalen Messgenauigkeit in den dazugehörigen Programmen kalibriert werden. Die Erfassung des Bewegungsausmaßes erfolgt mit Hilfe der zugehörigen Software, die auf einem PC oder Notebook vor Gebrauch des Handgriffs installiert werden muss.

Bei der Nutzung des PABLO-Gerätes zur Erfassung wiederholter Bewegungen werden auf dem Bildschirm zwei Säulen angezeigt. Die eine Säule ist die Vorgabe, die je nach Einstellung sich in unterschiedlicher Weise auf und ab bewegt. Dieser Bewegung kann ein sinusoidales oder diskontinuierliches Muster unterliegen. Die zweite Säule wird durch die Testperson oder Patienten mit dem Sensorgriff gesteuert. Die Daten werden in einer 50 Hz Auflösung aufgenommen, ebenso wie die quantitativen Messungen der Kraftregulierung (N) und der Winkeländerung des Gelenks (Grad). Die Ergebnisse können in Form von graphischen Daten dargestellt werden. In diesen Darstellungen finden sich zwei Kurven, die den Verlauf der Vorgabe und den Verlauf der ausgeführten Bewegung zeigen. Des Weiteren werden von dem Programm die Ergebnisse als Zahlenreihen in Excel hinterlegt und können somit statistisch ausgewertet werden. Das Training mit dem PABLO-Gerät erfolgte mit Hilfe von Trainingsprogrammen, bei denen Therapiespiele absolviert wurden. Die Therapiespiele enthielten Bewegungsvorgaben, die von den Trainingspersonen ausgeführt werden sollten. Diese Personen erhielten während des Trainings akustisches und visuelles Feedback über ihren Trainingsverlauf. Dies diente unter anderem zur Erhöhung der Aufmerksamkeit und Motivation während der Trainingseinheit. Ziel war die Ausführung von gezielten, repetitiven und automatisierten Bewegungsabfolgen mit Hilfe des PABLO-Gerät. Insgesamt wurden vier Zielverfolgungsaufgaben mit den Namen Ballon, Firefigh-

ters, Äpfelsammeln und Dosenschießen verwendet. Beim Ballonspiel sollte ein Heißluftballon durch eine von Hindernissen in Form von Bergen, Wolken und Flugzeugen geprägte Landschaft in der Vertikalen gesteuert werden. Diese Hindernisse waren in Form und Größe variabel. Die Hindernisse mussten von der bedienenden Person im Sinne eines Parcours umflogen werden. Beim Kollidieren mit einem Hindernis verlangsamte sich die Geschwindigkeit der vorbeiziehenden Landschaft. Ziel war es, so schnell wie möglich, ohne Berührung der in der Landschaft vorhandenen Objekte, voranzukommen. Ein weiteres Trainingsspiel simulierte das Szenario eines Feuerlöscheinsatzes. Beim Firefighter war auf dem Bildschirm ein Feuerwehrmann mit einem Wasserschlauch abgebildet. Dieser stand vor einer Stadt, in der immer wieder Brände auftraten. Ziel war das Löschen des Feuers durch die Steuerung der Richtung des Wasserstrahls. Auch bei diesem Spiel war eine zeitliche Vorgabe vorhanden, in der die Brände gelöscht werden mussten. Die Einhaltung der Zeitvorgabe war notwendig für eine erfolgreiche Absolvierung der Trainingseinheit. Bei der dritten Zielverfolgungsaufgabe waren 3 Apfelbäume auf dem Bildschirm abgebildet. Die Äpfel reiften virtuell, in dem sie ihre Farbe von Grün über Gelb zu Rot änderten. Im Anschluss an die Reifung bzw. Rötung fielen die Äpfel vom Baum und mussten durch die horizontale Bewegung eines unter den Bäumen positionierten Korbes gefangen werden. Beim vierten Spiel, wurde eine Schießeinheit auf eine Zielscheibe inszeniert. Auf dem Bildschirm war ein Gewehr, das auf eine Zielscheibe gerichtet ist, abgebildet. Ziel war es, die von links nach rechts durch den Bildschirm fliegenden Dosen, in der Mitte der Zielscheibe abzuschießen. Diese Zielverfolgungsaufgaben konnten nach passender Kalibrierung des Kraftsensors und des Lagesensors, entweder durch isometrische Bewegung (z.B. Greifkraft) oder isotonischer Bewegung (z.B. Rotation im Handgelenk), ausgeführt werden (Abb. 1).



Abb. 1 Pablo-Gerät, Trainingsgerät mit Faustschlussgriff.

3.3 Experimentelles Vorgehen

Als experimentelles Vorgehen wurde festgelegt, dass die Probanden mit ihrer rechten dominanten und die Schlaganfallpatienten mit ihrer betroffenen Hand trainieren. Des Weiteren wurde festgelegt, dass die nicht dominante linke Hand der Probanden und die gesunde nicht betroffene Hand zwar nicht trainiert wird, jedoch vor und nach jeder Trainingseinheit genauso wie die trainierte Hand mit Hilfe des Pablo Messprogramms untersucht wurden. Bei diesen Messungen sollten die Patienten und Probanden 60 Sekunden lang aufeinander folgende Bewegungen mit der trainierten und nicht trainierten Hand in zwei voneinander unabhängigen Durchläufen ausführen. Es wurde vor und nach dem Training gemessen. Die erste naive Messung und die letzte Messung nach dem dritten Training am Untersuchungstag ermöglichte eine Aussage über den Lernerfolg. Als zu trainierende motorische Aufgaben wurden die Pro- und Supination (Handrotation), die Greifkraft der Faust und der Pinzettengriff von Daumen und Zeigefinger festgelegt. An drei aufeinander folgenden Tagen sollte pro motorische Aufgabe eine Trainingseinheit von ca. 15 min absolviert werden. Eine Trainingseinheit bestand aus der Absolvierung von vier unterschiedlichen Zielverfolgungsaufgaben, die je nach Qualität ca. 3 Minuten dauerten. Somit wurden pro Tag drei

Trainingseinheiten für die drei motorischen Aufgaben absolviert. Bei einer Hälfte der Patienten sowie einer Hälfte der Probanden wurden die Testmessungen zuerst an der trainierten Hand während bei der jeweiligen anderen Hälfte die Messung zuerst bei der nicht trainierten Hand vorgenommen wurde. Das PABLO-Gerät wurde vor Beginn jeder Trainingseinheit so kalibriert, dass der komplette Bewegungsausmaßes des Patienten oder des Probanden ausgeschöpft wurde.

3.4 Ablauf des Trainings

Im Zuge des Trainings wurden die vier virtuellen Szenarien simuliert. Die Testpersonen und Patienten mussten, die ihnen auf dem Bildschirm eines PC oder Notebooks gezeigten Zielverfolgungsaufgaben mit dem Namen Ballon, Firefighters, Äpfelsammeln und Dosen-schießen, absolvieren. Dabei wurden diese Zielverfolgungsaufgaben mit der Greifkraft, dem Pinzettengriff oder Handrotation ausgeübt. Die Aufgabe der Testpersonen und Patienten war es, die Zielverfolgungsaufgaben so gut wie möglich zu absolvieren. Wurde die vorgegebene Punktzahl erreicht, so erhöhte sich der Schweregrad der nächsten Trainingseinheit am Folgetag. Wurde die Punktevorgabe nicht erreicht worden, so mussten die Patienten und Testpersonen versuchen, am nächsten Tag die Vorgabe mit dem gleichen Schweregrad wie am Tag zuvor erreichen. Als erste Zielverfolgungsaufgabe wurde der Heißballonflug simuliert (Abb. 2).



Abb. 2 Bildschirmfoto, Trainingsanwendung Ballonfliegen, Steuerung durch PABLO-Präzisionsgriff.

Als nächstes Spiel in der Trainingseinheit sollten fallende Äpfel mit Hilfe eines Korbes gefangen werden (Abb. 3).

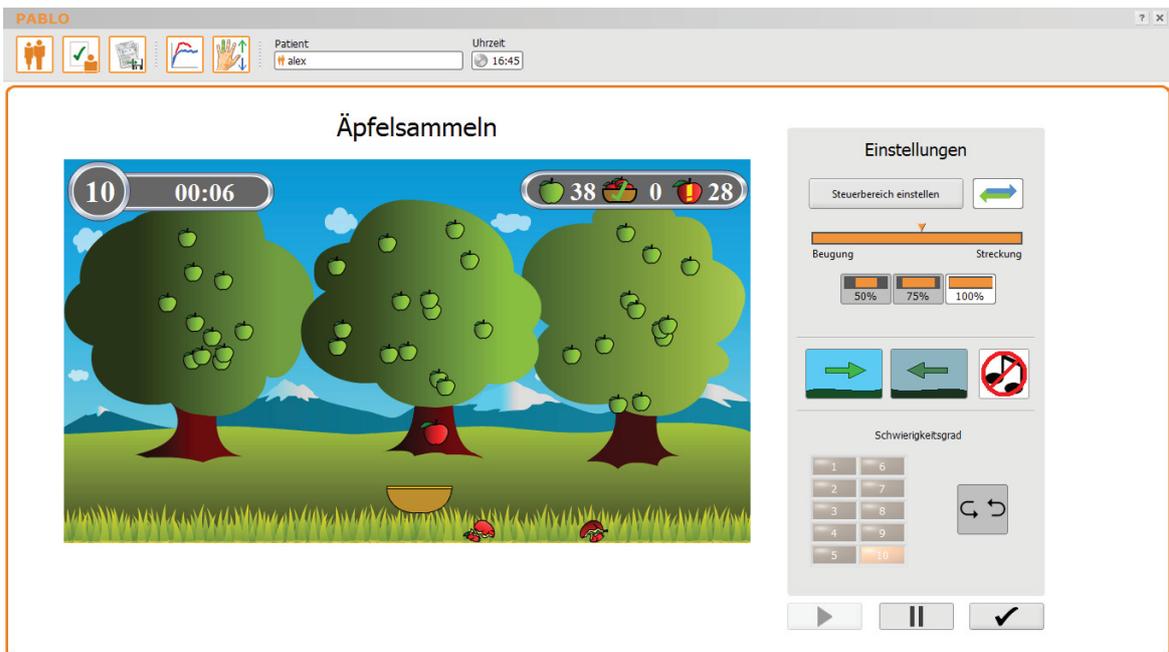


Abb. 3 Bildschirmfoto, Trainingsanwendung Äpfel fangen, Steuerung durch PABLO-Präzisionsgriff.

Als dritte Trainingseinheit wird das Firefighters Therapiespiel absolviert (Abb. 4).



Abb. 4 Bildschirmfoto, Trainingsanwendung Feuer löschen, Steuerung durch PABLO-Präzisionsgriff.

Als letztes Therapiespiel wurde eine Zielverfolgungsaufgabe absolviert, bei der durch den Bildschirm fliegende Dosen in einem fixierten Fadenkreuz abgeschossen werden mussten (Abb. 5).



Abb. 5 Bildschirmfoto, Trainingsanwendung Dosen schießen, Steuerung durch PABLO-Präzisionsgriff.

Diese vier Spiele wurden in der oben aufgezählten Reihenfolge absolviert. Zunächst wurden alle vier Therapiespiele mit Hilfe der Greifkraft bedient. Nach erfolgreichem Abschluss der Messung und des Trainings wurde im Anschluss die Handrotation trainiert. Als letzte Therapieeinheit wurden die vier Therapiespiele durch Steuerung mit dem Pinzettengriff bedient. Dieser Pinzettengriff wurde jedoch nur bei den ersten sieben Probanden durchgeführt, da sich herausstellte, dass der Pinzettengriff mit dem PABLO-Gerät nicht gut erfasst werden konnte (siehe unten).

3.5 Messung der motorischen Leistung

Für die Erfassung der motorischen Leistung wählten wir den kontinuierlichen, sinusförmigen Auf- und Abstieg der Säule mit einer Geschwindigkeit von 0,5 Hz. Die rechte Säule, die in Form und Größe der linken entsprach und sich lediglich in der Farbe unterschieden, musste von den Patienten oder den Testpersonen mit dem PABLO-Gerät gesteuert werden. Ziel war es, so synchron wie nur möglich, der auf- und absteigenden roten Säule zu folgen (Abb. 6).

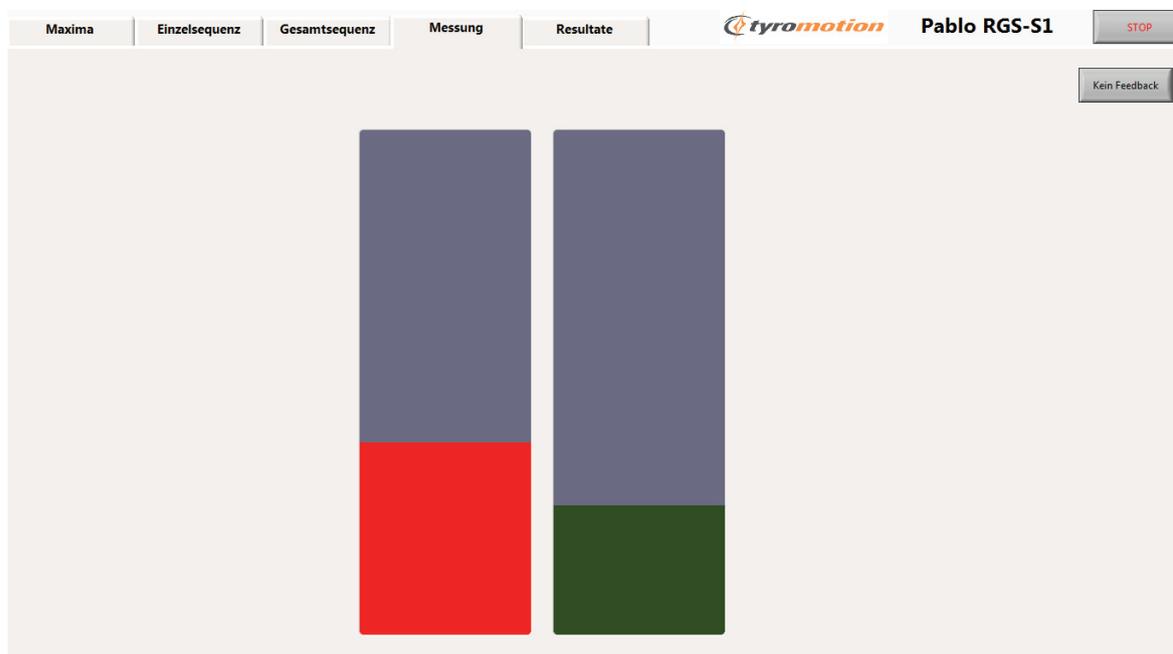


Abb. 6 Bildschirmfoto, Leistungsanzeige des aktiven Spielers unter Bedienung von PABLO. Rote Säule = Bewegungsvorgabe; Grüne Säule = bewegte Säule durch den Patienten mit dem Pablo-Gerät.

Die Patienten und Testpersonen mussten über 60 Sekunden lang aufeinander folgende Bewegungen mit der trainierten und nicht trainierten Hand in zwei voneinander unabhängigen Durchläufen durchführen. Die erste naive Messung und die letzte Messung nach dem letzten Training, ermöglichte dann eine Aussage über den Lernerfolg über die drei Tage. Die Kalibrierung des Pablo Handgriffs vor jeder Messung gewährleistete, dass die vom Cursor vorgegebene Säulenhöhe in dem maximalen Bewegungsausmaß der Testperson und der Patienten lag. Wie bereits die Trainingseinheit wurde auch die Messung auf die drei Bewegungsformen der Greifkraft der Hand, einen Pinzettengriff des Zeigefingers und Dau- mens oder einer Pro- und Supination Bewegung des Handgelenks ausgerichtet. Somit konnte je nach motorischer Aufgabe die Steuerung der Säulenhöhe durch die Bedienung der verschiedenen Sensoren am Pablo Handgriff erfolgen (Abb. 7).

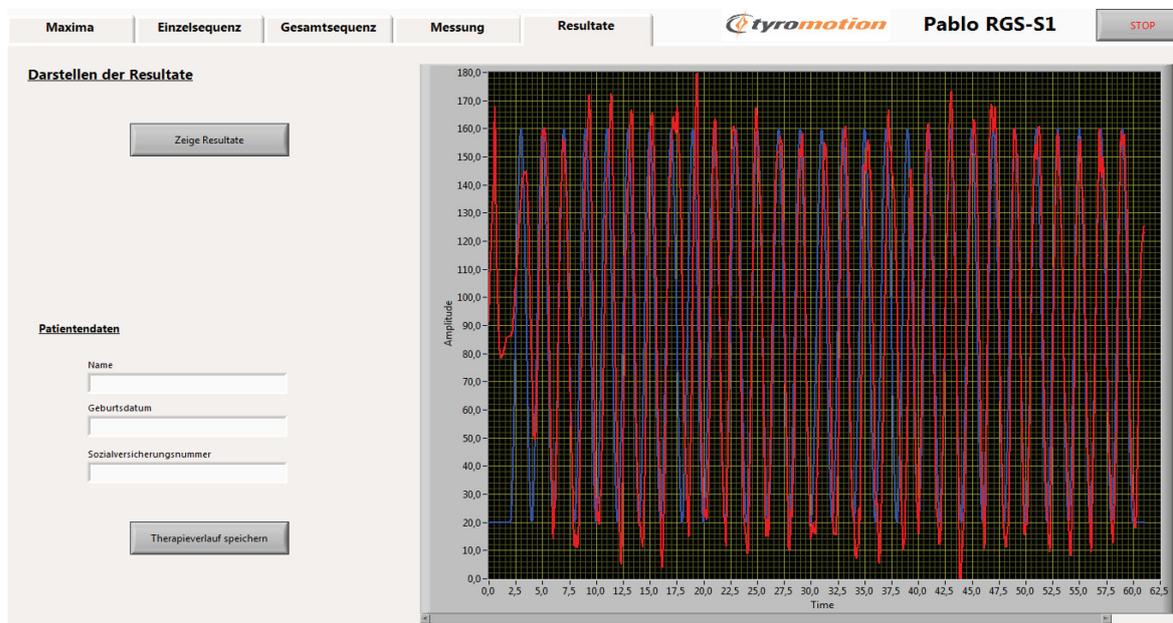


Abb. 7 Bildschirmfoto, graphische Darstellung der Ergebnisse nach absolvierter Übungseinheit, Blau: Vorgabe der Bewegung durch den Cursor, Rot: Tatsächliche Bewegungskurve des Patienten unter Verwendung von PABLO während einer einminütigen Aufnahme.

3.6 Statistische Datenauswertung

Die zunächst in ASC II Format niedergelegten Daten der Vorgaben und der einzelnen Messung wurden in einem Datenblatt in Excel (Microsoft) abgespeichert. Die Daten wurden offline ausgewertet. Im ersten Schritt wurden die Daten der Probanden und Patienten quantitativ im Vergleich zu der idealen sinusförmigen Bewegung der Cursorvorgabe ausgewertet. Dazu wurden die Datenpunkte der Probanden und Patienten von denen des Cursors subtrahiert. Anschließend wurden die Mittelwerte und die Standardabweichungen pro Gruppe errechnet. Daraufhin erfolgte die Korrelation der gemessenen Daten mit den Cursordaten. Dies zeigte die Modulation der Bewegung an. Mit Hilfe der Statistik- und Analyse-Software SPSS (Version 20) wurden die Gruppen miteinander verglichen und die Trainingseffekte analysiert. Die Daten wurden auf Normalverteilung getestet und dann die Ergebnisse mittels ANOVA und dem zweiseitigen Post-hoc-t-Test analysiert. Der Kolmogorov-Smirnov-Test zeigte eine Normalverteilung aller Stichproben. Dabei wurde eine mixed ANOVAs mit Messwiederholung auf dem Faktor „Messungen und dem Zwischensubjektfaktor mit den Stufen „Proband und Patient“ durchgeführt. Als Signifikant wurden nur Ergebnisse berücksichtigt, die im Paarvergleich den Bonferroni korrigierten t-Schwellenwert (Signifikanzniveau) von $p < 0,05$ unterschritten.

4 Ergebnisse

Das Trainieren der Greifkraftentwicklung der betroffenen Hand der Patienten führte im Durchschnitt von der naiven Messung vor dem ersten Training (MTL=-6,6 N, SD=-/+ 17,3 N) über die Messung nach dem ersten Training am ersten Tag (MTL=-3,9 N, SD=-/+ 14,76 N, $p > 0,05$) sowie über die restlichen Trainingstage einschließlich der letzten Messung nach dem dritten Trainingstag (MTL=4,33 N, SD=-/+ 16,97 N, $p > 0,05$) zu keiner statistisch signifikanten Veränderung. Die Differenz zwischen Cursorvorgabe und tatsächlich erbrachten Kraftentwickelte zeigte sich von der ersten Messung (MTL= 22,87 N) bis zur letzten Messung (MTL= 11,92 N) leicht fallend. Die Standardabweichung nahm vom ersten Trainingstag (vor T1 SD=-/+ 17,28 N, nach T2 SD=-/+ 12,17 N) bis zum vorletzten Trainingstag leicht ab und stieg am letzten Trainingstag (SD=-/+ 16,67 N) wieder an. Eine Ausnahme zeigte die naive Messung vor dem dritten Trainingstag, bei der sich eine signifikante Steigerung der Kraftentwicklung (MTL=4,23 N, SD=-/+ 15,58 N, $p = 0,037$) zeigte.

Die Greifkraftentwicklung der nicht trainierten, nicht betroffenen Hand der Patienten zeigte im Durchschnitt von der naiven Messung vor dem ersten Training am ersten Tag (MTL=-7,47 N, SD=-/+ 16,58 N) bis einschließlich der letzten Messung nach dem dritten Trainingstag (MTL=-2,54 N, SD=-/+ 15,73 N, $p=>0,05$) keine statistisch signifikante Änderung der Kraft. Die Differenz zwischen Cursorvorgabe und tatsächlich erbrachten Kraftentwickelte der nicht trainierten Hand zeigte sich von der ersten Messung (MTL= 20,81 N) bis zur letzten Messung (MTL= 15,88 N) fallend. Die Standardabweichung veränderte sich über die Trainingseinheiten (vor T1 SD=-/+ 16,58 N, nach T3 SD=-/+ 15,73 N) hinweg geringfügig. Die Korrelationskoeffizienten der Greifkraftmodulation der betroffenen Hand der Patientengruppe zeigten über die Messungen, einschließlich der Abschlussmessung am letzten Trainingstag (MTL=0,65, SD=-/+ 0,18, $p=>0,05$), keine statistisch signifikante Veränderung. Die Messung der Greifkraftmodulation der nicht trainierten, nicht betroffenen Hand der Patientengruppe zeigte ebenfalls keine signifikante Änderung der motorischen Leistung ausgehend von der naiven Messung (MTL=0,6, SD=-/+ 0,25, $p=>0,05$) bis zur Abschlussmessung am dritten Tag (MTL=0,66, SD=-/+ 0,23, $p=>0,05$) (Tab. 3).

Tab. 3 Messungen der Greifkraftentwicklung und Greifkraftmodulation der Patientengruppe.

Mittelwerte der Greifkraftentwicklung (Newton) der dominanten Hand im Vergleich zur Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	D vor T1	M nach T1	D nach T1	M vor T2	D vor T2	M nach T2	D nach T2	M vor T3	D vor T3	M nach T3	D nach T3
MTL	13,749	-6,629	22,868	-3,861	20,100	0,921	15,317	2,972	13,266	4,229	12,010	4,326	11,913
SD	8,433	17,270	14,509	14,758	10,645	13,043	9,532	12,173	8,292	15,579	10,282	16,969	13,507
T-TEST				n.s.		n.s.		n.s.		0,037		n.s.	
MTL der Korrelationskoeffizienten - Vergleich der Greifkraftmodulation (r) der dominanten Hand und der Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	r vor T1	M nach T1	r nach T1	M vor T2	r vor T2	M nach T2	r nach T2	M vor T3	r vor T3	M nach T3	r nach T3
MTL			0,546		0,574		0,596		0,679		0,659		0,650
SD			0,269		0,281		0,268		0,136		0,182		0,184
T-TEST				n.s.		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.	
Mittelwerte der Greifkraftentwicklung (Newton) der nicht dominanten Hand im Vergleich zur Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	D vor T1	M nach T1	D nach T1	M vor T2	D vor T2	M nach T2	D nach T2	M vor T3	D vor T3	M nach T3	D nach T3
MTL	13,340	-7,465	20,806	-3,745	18,012	-0,757	14,097	-2,474	15,814	-1,451	14,791	-2,544	15,884
SD	7,015	16,578	13,195	15,366	13,556	13,907	13,424	15,562	12,390	15,707	13,478	15,727	13,026
T-TEST				n.s.		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.	
MTL der Korrelationskoeffizienten - Vergleich der Greifkraftmodulation (r) der nicht dominanten Hand und der Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	r vor T1	M nach T1	r nach T1	M vor T2	r vor T2	M nach T2	r nach T2	M vor T3	r vor T3	M nach T3	r nach T3
MTL			0,603		0,641		0,708		0,708		0,731		0,659
SD			0,256		0,229		0,227		0,197		0,162		0,230
T-TEST				n.s.		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.	

Tab. 3: M= Messung der jeweiligen motorischen Leistung zum jeweils angegebenen Zeitpunkt (vor T1 bis nach T3), r= Korrelationskoeffizient zwischen Cursor und der M zum angegebenen Zeitpunkt (vor T1 bis nach T3), D= Differenz (Abweichung) zwischen der Cursorvorgabe und tatsächlich geleisteten motorischen Leistung vom Proband/Patient, MTL= Mittelwerte der Korrelationskoeffizienten der o.g. motorischen Leistung der gesamten Patientengruppe zum Zeitpunkt T1-T3, SD= Standardabweichung des MTL, T-Test= Signifikanztest der Messung zum jeweiligen Zeitpunkt im Vergleich zu M vor T1 oder r

vor T1 dominante Hand= trainierte Hand, nicht dominante Hand= untrainierte Hand, T= Training, n.s.= nicht signifikant.

Das Trainieren der Greifkraftentwicklung der rechten Hand bei den Kontrollpersonen zeigte im Durchschnitt von der naiven Messung vor dem ersten Training (MTL=31,41 N, SD=-/+ 28,98 N) bis zur Messung nach dem Training am dritten Tag (MTL=30,52 N, SD=-/+ 28,83 N, $p=>0,05$) keine statistische signifikante Veränderung. Dem entsprechend änderten sich die Standardabweichungen der Messungen ebenfalls innerhalb der Messungen kaum.

Die Differenz zwischen Cursorvorgabe und tatsächlich erbrachten Kraftentwickelte zeigte sich von der ersten Messung (MTL= 6,76 N) bis zur letzten Messung (MTL= 7,65 N) unverändert.

Ein ähnliches Bild zeigte die durchschnittliche Greifkraftentwicklung der nicht trainierten Hand der Kontrollpersonen. Von der naiven Messung vor dem ersten Training am ersten Tag (MTL=29,78 N, SD=-/+ 29,63 N) bis einschließlich der letzten Messung nach dem Training am dritten Tag (MTL=28,92 N, SD=-/+ 27,88 N, $p=>0,05$) war keine statistisch signifikante Veränderung ersichtlich. Auch zeigte sich die Differenz zwischen Cursorvorgabe und tatsächlich erbrachten Kraftentwickelte der nicht trainierten Hand von der ersten Messung (MTL= 6,88 N) bis zur letzten Messung (MTL= 7,73 N) nicht fallend. Die Standardabweichung veränderte sich über die Trainingseinheiten (vor T1 SD=-/+ 29,63 N, nach T3 SD=-/+ 27,83 N) hinweg nur geringfügig. Die Greifkraftmodulation der rechten Hand stellte eine statistisch signifikante Verbesserung der Messung am letzten Tag nach Trainingseinheit (MTL=0,85, SD=-/+ 0,12, $p=0,0019$) dar. Die Greifkraftmodulation der nicht trainierten Hand zeigte dem gegenüber (MTL=0,84, SD=-/+ 0,1, $p=>0,05$) keine signifikante Verbesserung der motorischen Leistung über die Trainingseinheiten hinweg (Tab 4).

Tab. 4 Messungen der Greifkraftentwicklung und Greifkraftmodulation der Probanden

Mittelwerte der Greifkraftentwicklung (Newton) der nicht dominanten Hand im Vergleich zur Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	D vor T1	M nach T1	D nach T1	M vor T2	D vor T2	M nach T2	D nach T2	M vor T3	D vor T3	M nach T3	D nach T3
MTL	36,656	29,776	6,881	31,369	5,287	27,916	8,740	26,559	10,097	29,862	6,794	28,923	7,733
SD	34,634	29,630	10,107	26,326	13,926	27,943	14,815	21,593	18,427	27,963	13,774	27,883	15,861
T-TEST				n.s.		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.	
MTL der Korrelationskoeffizienten - Vergleich der Greifkraftmodulation (r) der nicht dominanten Hand und der Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	r vor T1	M nach T1	r nach T1	M vor T2	r vor T2	M nach T2	r nach T2	M vor T3	r vor T3	M nach T3	r nach T3
MTL			0,761		0,803		0,831		0,826		0,851		0,837
SD			0,172		0,102		0,094		0,111		0,081		0,098
T-TEST					n.s.		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.
Mittelwerte der Greifkraftentwicklung (Newton) der dominanten Hand im Vergleich zur Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	D vor T1	M nach T1	D nach T1	M vor T2	D vor T2	M nach T2	D nach T2	M vor T3	D vor T3	M nach T3	D nach T3
MTL	38,167	31,408	6,759	32,513	5,654	29,680	8,487	29,260	8,907	29,611	8,556	30,517	7,650
SD	28,265	28,980	6,081	27,537	6,663	27,657	8,732	29,577	10,003	28,877	10,250	28,834	9,943
T-TEST				n.s.		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.	
MTL der Korrelationskoeffizienten - Vergleich zwischen Greifkraftmodulation (r) der dominanten Hand und der Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	r vor T1	M nach T1	r nach T1	M vor T2	r vor T2	M nach T2	r nach T2	M vor T3	r vor T3	M nach T3	r nach T3
MTL			0,754		0,786		0,834		0,827		0,867		0,847
SD			0,187		0,193		0,131		0,124		0,082		0,124
T-TEST					n.s.		0,039		n.s.		0,021		0,0019

Tab. 4: M= Messung der jeweiligen motorischen Leistung zum jeweils angegebenen Zeitpunkt (vor T1 bis nach T3), r= Korrelationskoeffizient zwischen Cursor und der M zum angegebenen Zeitpunkt (vor T1 bis nach T3), D= Differenz (Abweichung) zwischen der Cursorvorgabe und tatsächlich geleisteten motorischen Leistung vom Proband/Patient, MTL= Mittelwerte der Korrelationskoeffizienten der o.g. motorischen Leistung der gesamten Patientengruppe zum Zeitpunkt T1-T3, SD= Standardabweichung des MTL, T-Test= Signifikanztest der Messung zum jeweiligen Zeitpunkt im Vergleich zu M vor T1 oder r vor T1, dominante Hand= trainierte Hand, nicht dominante Hand= untrainierte Hand, T= Training, n.s.= nicht signifikant.

Das Trainieren des Ausschlagwinkels der Handrotation der dominanten Hand der Patienten zeigte von der naiven Messung vor dem ersten Training (MTL=83,22 °, SD=-/+ 6,5°) bis zur Messung nach dem letzten Training am dritten Tag (MTL=83,04°, SD=-/+ 6,7°, p > 0,05) keine statistische signifikante Veränderung. Bei der nicht trainierten Hand zeigte sich von der ersten naiven Messung (MTL=82,68, SD=-/+ 8,54) bis hin zur letzten Messung am Trainingstag drei (MTL=86,62°, SD=-/+ 9,27°, p=0,14) keine statistisch nachweisbare Verbesserung. Die Standardabweichung des Ausschlagwinkels war während der Messungen (von vor T1 zu nach T3) der dominanten Hand leicht fallend während sie bei der Messung der nicht dominanten Hand annähernd gleich geblieben ist (Tab. 5).

Die Korrelationskoeffizienten der modulatorischen Handrotation der trainierten dominanten Hand innerhalb der Patientengruppe zeigten eine statistische signifikante Veränderung bei der Messung am ersten Tag nach der Trainingseinheit (MTL=0,64, SD=-/+ 0,31, p=0,021) dar. Zusätzlich zeigte sich eine Verbesserung der motorischen Leistung sowohl vor (MTL=0,73, SD=-/+ 0,21, p=0,049) als auch nach (MTL=0,84, SD=-/+ 0,073, p=0,009) dem Training an Tag drei. Die anderen Messungen, zu den restlichen Zeitpunk-

ten, erwiesen keine signifikante Veränderung. Die Standardabweichung verkleinerte sich im Vergleich von der naiven Messung am ersten Trainingstag (SD=-/+ 0,36) zur letzten Messung am dritten Tag (SD=-/+ 0,07). Eine Verbesserung der Modulation der Handrotation der nicht trainierten Hand von der ersten naiven Messung am ersten Tag (MTL=0,60, SD=-/+ 0,036) bis zur letzten Messung am dritten Tag (MTL=0,79, SD=-/+ 0,19, p=>0,05) war nicht vorhanden. Die Standardabweichung sank im Verlauf der gemessenen Zeitpunkten leicht (vor T1: SD=0,36; nach T3: SD=0,19) (Tab 5).

Tab. 5 Messungen des Handrotationausschlages und der Modulation der durch Handrotation der Patienten

Mittelwert des Ausschlages (Grad) der Handrotation der dominanten Hand im Vergleich zur Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	D vor T1	M nach T1	D nach T1	M vor T2	D vor T2	M nach T2	D nach T2	M vor T3	D vor T3	M nach T3	D nach T3
MTL	86,597	83,221	3,376	83,556	3,041	83,731	2,866	85,954	0,643	85,949	0,648	83,044	3,553
SD	0,326	6,499	6,616	9,976	10,029	6,224	6,355	9,250	9,353	5,401	5,312	6,696	6,694
T-TEST				n.s.		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.	
Mittelwerte der Korrelationskoeffizient - Vergleich der Handrotation (r) der dominanten Hand und der Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	r vor T1	M nach T1	r nach T1	M vor T2	r vor T2	M nach T2	r nach T2	M vor T3	r vor T3	M nach T3	r nach T3
MTL			0,511		0,640		0,573		0,625		0,729		0,840
SD			0,361		0,311		0,380		0,386		0,207		0,073
T-TEST					0,021		n.s.		n.s.		0,049		0,009
Mittelwert des Ausschlages (Grad) der Handrotation der nicht dominanten Hand im Vergleich zur Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	D vor T1	M nach T1	D nach T1	M vor T2	D vor T2	M nach T2	D nach T2	M vor T3	D vor T3	M nach T3	D nach T3
MTL	86,545	82,682	3,863	87,633	-1,088	84,951	1,594	84,762	1,782	86,351	0,194	86,619	-0,074
SD	0,049	8,543	8,544	7,815	7,811	9,468	9,460	7,003	6,986	8,054	8,056	9,274	9,270
T-TEST				n.s.		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.	
Mittelwerte der Korrelationskoeffizient - Vergleich der Handrotation (r) der nicht dominanten Hand und der Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	r vor T1	M nach T1	r nach T1	M vor T2	r vor T2	M nach T2	r nach T2	M vor T3	r vor T3	M nach T3	r nach T3
MTL			0,604		0,657		0,658		0,681		0,783		0,787
SD			0,359		0,342		0,331		0,336		0,120		0,186
T-TEST					n.s.		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.

Tab. 5: M= Messung der jeweiligen motorischen Leistung zum jeweils angegebenen Zeitpunkt (vor T1 bis nach T3), r= Korrelationskoeffizient zwischen Cursor und der M zum angegebenen Zeitpunkt (vor T1 bis nach T3), D= Differenz (Abweichung) zwischen der Cursorvorgabe und tatsächlich geleisteten motorischen Leistung vom Proband/Patient, MTL= Mittelwerte der Korrelationskoeffizienten der o.g. motorischen Leistung der gesamten Patientengruppe zum Zeitpunkt T1-T3, SD= Standardabweichung des MTL, T-Test= Signifikanztest der Messung zum jeweiligen Zeitpunkt im Vergleich zu M vor T1 oder r vor T1 dominante Hand= trainierte Hand, nicht dominante Hand= untrainierte Hand, T= Training, s.n.= nicht signifikant.

Das Trainieren des Ausschlagwinkels der Handrotation der dominanten Hand der Kontrollpersonen zeigte von der naiven Messung vor dem ersten Training (MTL=86,58 °, SD=-/+ 5,48°) bis zur Messung nach dem letzten Training am dritten Tag (MTL=85,66°, SD=-/+ 3,94°, p=>0,05) keine statistisch signifikante Veränderung. Bei der nicht trainierten Hand zeigte sich von der Messung vor dem Training am ersten Tag (MTL=86,41°,

SD=-/+ 4,44°) bis hin zur letzten Messung nach dem letzten Trainingstag (MTL=86,51°, SD=-/+ 4,27°, p=>0,05) auch keine statistisch Verbesserung. Die Standardabweichung des Ausschlagwinkels blieb während der Messungen (von vor T1 zu nach T3) sowohl der dominanten Hand als auch der nicht dominanten Hand gleich (Tab. 6).

Die Modulation der Handrotation der trainierten rechten Hand der Kontrollpersonen änderte sich statistisch signifikant (p=0,0002) im Laufe aller Messung vom ersten bis zum letzten Trainingstag. Die Standardabweichung war von der naiven Messung am ersten Trainingstag (SD=-/+ 0,15) zur letzten Messung am dritten Tag (SD=-/+ 0,04) geringer. Ähnlich zeigt sich eine Verbesserung der Modulation der Handrotation der nicht trainierten Hand von der ersten naiven Messung am ersten Tag (MTL=0,78, SD=-/+ 0,107) bis zur letzten Messung am dritten Tag (MTL=0,88, SD=-/+ 0,66, p=0,0015) (Tab.6).

Tab. 6 Messungen des Handrotationsausschlages und der Bewegungsverfolgung durch Handrotation der Kontrollpersonen

Mittelwert des Ausschlages (Grad) der Handrotation der nicht dominanten Hand im Vergleich zur Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	D vor T1	M nach T1	D nach T1	M vor T2	D vor T2	M nach T2	D nach T2	M vor T3	D vor T3	M nach T3	D nach T3
MTL	86,547	86,409	0,138	84,146	2,401	87,794	-1,247	88,941	-2,394	87,117	-0,570	86,512	0,035
SD	0,194	4,440	4,443	5,254	5,279	4,595	4,572	4,903	4,961	3,947	3,980	4,267	4,282
T-TEST				n.s.		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.	
Mittelwerte der Korrelationskoeffizient - Vergleich der Handrotation (r) der nicht dominanten Hand und der Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	r vor T1	M nach T1	r nach T1	M vor T2	r vor T2	M nach T2	r nach T2	M vor T3	r vor T3	M nach T3	r nach T3
MTL			0,781		0,835		0,832		0,864		0,851		0,878
SD			0,107		0,101		0,087		0,079		0,106		0,066
T-TEST					n.s.		0,042		0,005		0,044		0,0015
Mittelwert des Ausschlages (Grad) der Handrotation der dominanten Hand im Vergleich zur Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	D vor T1	M nach T1	D nach T1	M vor T2	D vor T2	M nach T2	D nach T2	M vor T3	D vor T3	M nach T3	D nach T3
MTL	86,601	86,583	0,018	88,920	-2,319	87,445	-0,843	87,032	-0,431	87,683	-1,082	85,662	0,939
SD	0,606	5,478	5,488	4,099	4,132	3,924	4,035	3,599	3,695	2,698	2,641	3,942	3,982
T-TEST				n.s.		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.	
Mittelwerte der Korrelationskoeffizient - Vergleich der Handrotation (r) der dominanten Hand und der Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	r vor T1	M nach T1	r nach T1	M vor T2	r vor T2	M nach T2	r nach T2	M vor T3	r vor T3	M nach T3	r nach T3
MTL			0,762		0,850		0,870		0,868		0,870		0,908
SD			0,145		0,065		0,047		0,099		0,063		0,047
T-TEST					n.s.		0,0038		0,0035		0,0019		0,0002

Tab 6: M= Messung der jeweiligen motorischen Leistung zum jeweils angegebenen Zeitpunkt (vor T1 bis nach T3), r= Korrelationskoeffizient zwischen Cursor und der M zum angegebenen Zeitpunkt (vor T1 bis nach T3), D= Differenz (Abweichung) zwischen der Cursorvorgabe und tatsächlich geleisteten motorischen Leistung vom Proband/Patient, MTL= Mittelwerte der Korrelationskoeffizienten der o.g. motorischen Leistung der gesamten Patientengruppe zum Zeitpunkt T1-T3, SD= Standardabweichung des MTL, T-Test= Signifikanztest der Messung zum jeweiligen Zeitpunkt im Vergleich zu M vor T1 oder r vor T1 dominante Hand= trainierte Hand, nicht dominante Hand= untrainierte Hand, T= Training, n.s.= nicht signifikant.

Das Trainieren der Pinzettenkraftentwicklung der dominanten Hand der Testpersonen zeigte im Durchschnitt von der naiven Messung vor dem ersten Training (MTL=4,72 N, SD=-/+ 5,85 N) bis zur Messung nach dem Training am dritten Tag (MTL=6,77 N, SD=-/+ 7,11

N, $p \geq 0,05$) keine statistische signifikante Veränderung. Die Differenz zwischen Cursorvorgabe und tatsächlich erbrachten Kraft änderte sich ebenfalls nicht. Ein ähnliches Bild zeigte die durchschnittliche Pinzettenkraftentwicklung der nicht trainierten Hand der Kontrollpersonen. Von der naiven Messung vor dem ersten Training am ersten Tag (MTL=2,57 N, SD=-/+ 5,46 N) bis einschließlich der letzten Messung nach dem Training am dritten Tag (MTL=4,16 N, SD=-/+ 3,99 N, $p \geq 0,05$) war keine statistisch signifikante Veränderung ersichtlich. Die Differenz zwischen Cursorvorgabe und tatsächlich erbrachten Kraft der nicht trainierten Hand änderte sich von der ersten Messung (MTL= 3,72 N) bis zur letzten Messung (MTL= 2,14 N) nicht. Die Standardabweichung veränderte sich über die Trainingseinheiten (vor T1 SD=-/+ 5,46 N, nach T3 SD=-/+ 3,99 N) hinweg geringfügig.

Sowohl der Vergleich der Korrelationskoeffizienten als auch der Standardabweichungen der Pinzettenkraftmodulation der trainierten Hand innerhalb der Kontrollpersonengruppe änderte sich über die Messung vor dem ersten Trainingstag (MTL=0,73, SD=-/+0,15) bis nach der letzten Messung am dritten Trainingstag (MTL=0,77, SD=-/+ 0,16, $p \geq 0,05$) nicht.

Auch die Pinzettenkraftmodulation der nicht trainierten Hand änderte sich über die Trainingstage (M vor T1: MTL=0,6, SD=-/+0,18; M nach T3: MTL=0,67, SD=-/+0,17, $p \geq 0,05$) nicht (Tab. 7).

Tab. 7 Messungen der Pinzettenkraftentwicklung und Pinzettenkraftmodulation der Kontrollpersonen

Mittelwerte der Pinzettenkraftentwicklung (Newton) der nicht dominanten Hand im Vergleich zur Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	D vor T1	M nach T1	D nach T1	M vor T2	D vor T2	M nach T2	D nach T2	M vor T3	D vor T3	M nach T3	D nach T3
MTL	6,292	2,571	3,721	2,766	3,526	1,884	4,409	3,465	2,827	3,330	2,962	4,157	2,136
SD	4,941	5,464	2,913	4,917	2,816	7,038	4,162	3,739	2,100	4,366	1,120	3,991	1,697
T-TEST				n.s.		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.	
MTL der Korrelationskoeffizienten - Vergleich der Pinzettenkraftmodulation (r) der nicht dominanten Hand und der Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	r vor T1	M nach T1	r nach T1	M vor T2	r vor T2	M nach T2	r nach T2	M vor T3	r vor T3	M nach T3	r nach T3
MTL			0,596		0,664		0,634		0,680		0,647		0,671
SD			0,177		0,181		0,243		0,174		0,178		0,171
T-TEST					n.s.		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.
Mittelwerte der Pinzettenkraftentwicklung (Newton) der dominanten Hand im Vergleich zur Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	D vor T1	M nach T1	D nach T1	M vor T2	D vor T2	M nach T2	D nach T2	M vor T3	D vor T3	M nach T3	D nach T3
MTL	8,055	4,721	3,335	3,290	4,765	5,755	2,301	4,513	3,543	7,094	0,962	6,765	1,290
SD	7,225	5,846	5,241	6,550	3,669	8,176	3,997	5,337	2,949	7,840	1,120	7,108	2,198
T-TEST				n.s.		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.	
MTL der Korrelationskoeffizienten - Vergleich der Pinzettenkraftmodulation (r) der dominanten Hand und der Cursorvorgabe													
	Cursor	M vor T1	r vor T1	M nach T1	r nach T1	M vor T2	r vor T2	M nach T2	r nach T2	M vor T3	r vor T3	M nach T3	r nach T3
MTL			0,730		0,658		0,682		0,665		0,701		0,766
SD			0,145		0,158		0,153		0,156		0,210		0,159
T-TEST					n.s.		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.

Tab. 7: M= Messung der jeweiligen motorischen Leistung zum jeweils angegebenen Zeitpunkt (vor T1 bis nach T3), r= Korrelationskoeffizient zwischen Cursor und der M zum angegebenen Zeitpunkt (vor T1 bis nach T3), D= Differenz (Abweichung) zwischen der Cursorvorgabe und tatsächlich geleisteten motorischen Leistung vom Proband/Patient, MTL= Mittelwerte der Korrelationskoeffizienten der o.g. motorischen Leistung der gesamten Patientengruppe zum Zeitpunkt T1-T3, SD= Standardabweichung des MTL, T-Test= Signifikanztest der Messung zum jeweiligen Zeitpunkt im Vergleich zu M vor T1 oder r vor T1 dominante Hand= trainierte Hand, nicht dominante Hand= untrainierte Hand, T= Training, n.s.= nicht signifikant.

Post-hoc-t-Tests machten deutlich, dass die Modulation des Greifaktes (Greifkraftmodulation) der rechten Hand bei den Kontrollpersonen besser war ($p < 0.002$) als die der erkrankten Hand der Patienten vor dem Training am ersten Tag und sich nach dem Training am dritten Tag mehr verbesserte als bei den Patienten. Hinsichtlich der nicht trainierten, ipsilesionalen Hand der Patienten und linken Hand der Kontrollpersonen, gab es eine Tendenz zur Verbesserung der Kraftmodulation, die jedoch statistisch sich als nicht signifikant erwies (Abb. 8 und 9).

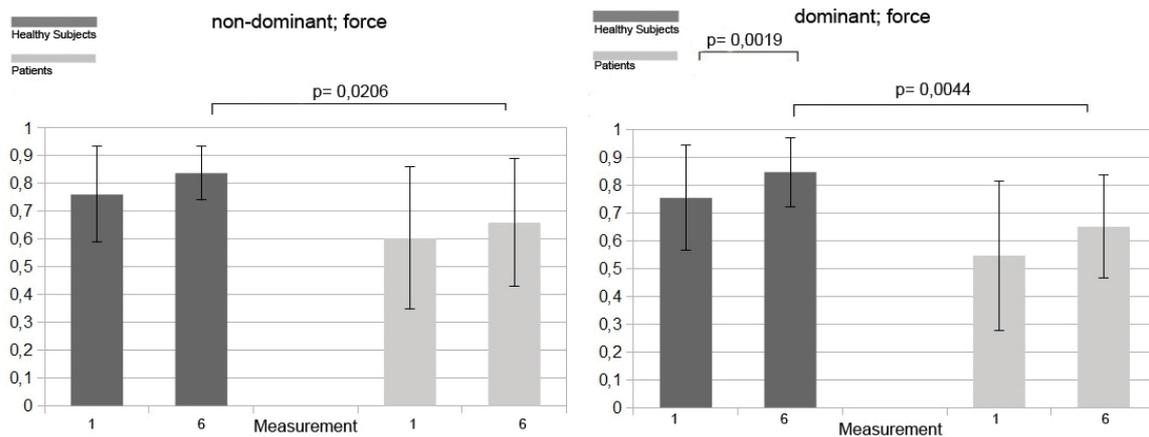


Abb. 8 Korrelationskoeffizienten der geleisteten motorischen Leistung der Greifkraftmodulation der dominanten (trainiert) und der nicht dominanten (untrainierten) Hand im Vergleich von Probanden und Patienten. Fehlerbalken = SD, p = korrigiertes Signifikanzniveau, (1) erste Messung vor dem ersten Trainingstag, (6) letzte Messung nach dem dritten Trainingstag; Skalierung auf der Y-Achse entspricht der Übereinstimmung der geleisteten motorischen Leistung durch Patient oder Kontrollpersonen im Vergleich zur visuellen Vorgabe (0=gar keine Übereinstimmung, 1= vollständige Übereinstimmung).

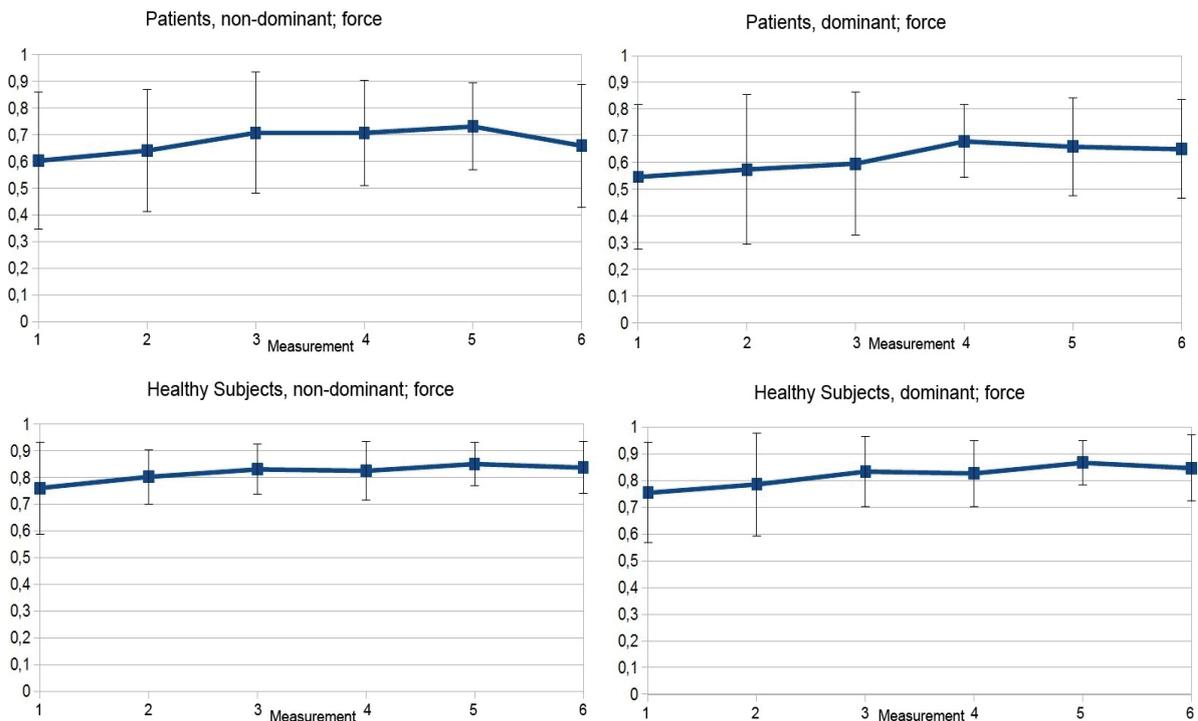


Abb. 9 Verlaufsdiagramm der Korrelationskoeffizienten der visuell geführten Greifkraftmodulation. (1) naiv, (2) nach der ersten Trainingseinheit, vor dem Training (3) und nach dem Training (4) am zweiten Tag, vor dem Training (5) und nach dem Training (6) am dritten Tag. Fehlerbalken = SD, Skalierung auf der Y-Achse entspricht der Übereinstimmung der tatsächlich geleisteten motorischen Leistung durch Patient oder Kontrollperson

im Vergleich zur Vorgabe (0=gar keine Übereinstimmung, 1= vollständige Übereinstimmung mit Vorgabe).

Vergleicht man dem gegenüber die durchschnittliche Kraftentwicklung des Greifaktes während der Messung der Patienten und der Kontrollpersonen vor der ersten und nach der letzten Trainingseinheit, so lässt sich kein signifikanter Anstieg feststellen. Dies beruht wahrscheinlich darauf, dass die Patienten in der Abschlussmessung nach dem letzten Training ermüdet sind und somit die Abschlussmessung nicht mehr mit voller Kraft, wie vor dem Training ausführen können. Vergleicht man jedoch die Messungen der durchschnittlichen Greifkraft vor der ersten und letzten Trainingseinheit, so zeigt sich eine signifikante ($p < 0,04$) Steigerung der Kraft in der erkrankten Hand der Patienten. Dies weist daraufhin, dass das Training mit dem PABLO-Gerät zu einer Steigerung der Greifkraft in der erkrankten Hand der Patienten führte (Abb. 10).

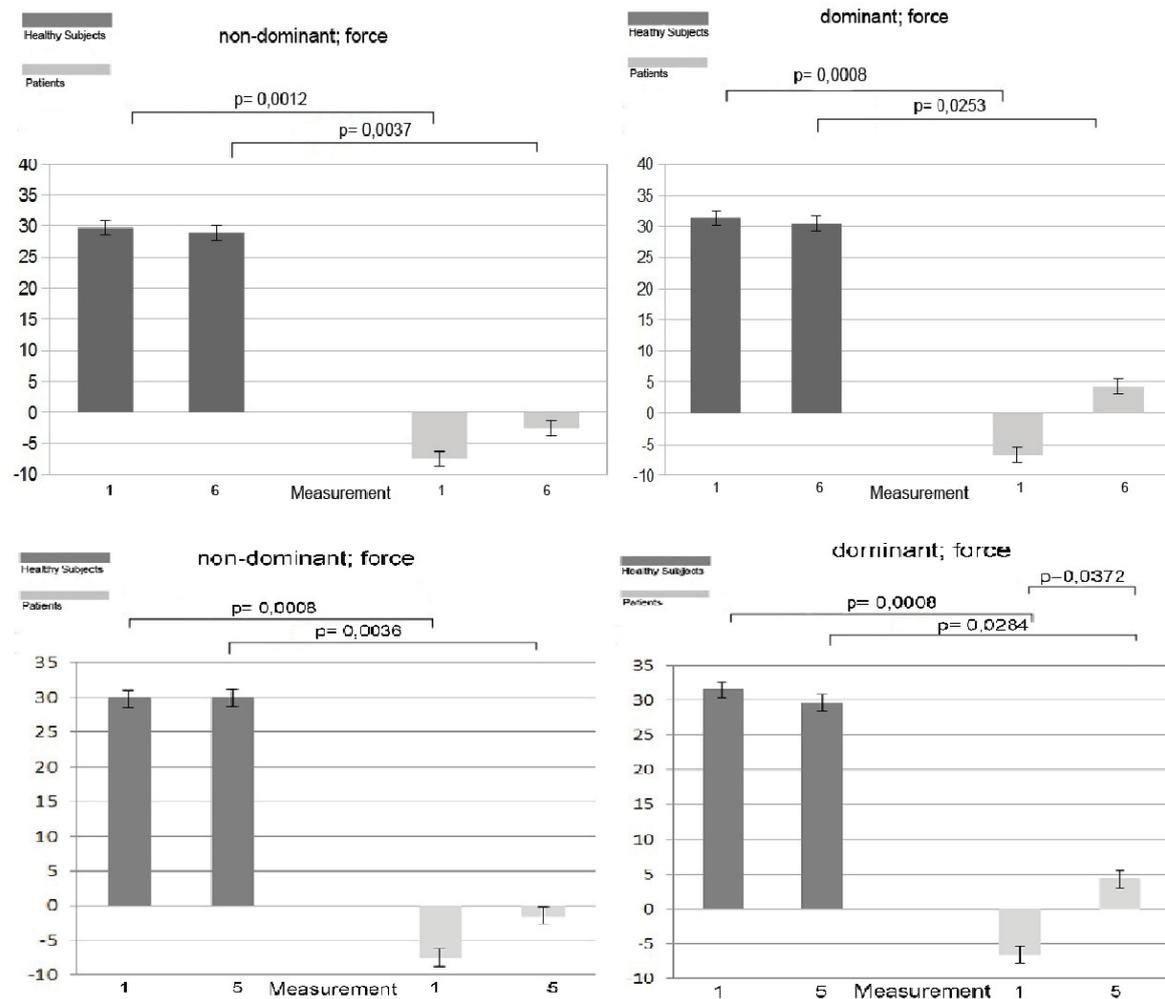


Abb. 10 Vergleich der durchschnittlich geleisteten Greifkraftentwicklung der dominanten (trainiert) und nicht dominanten (untrainierten) Hand im Vergleich von Kontrollpersonen und Patienten. Fehlerbalken = $n\sqrt{SD}$, p = korrigiertes Signifikanzniveau, (1) erste Messung vor dem ersten Trainingstag, vor dem Training (5) und nach dem Training (6) am dritten Tag, Y-Achse: Greifkraftentwicklung in N.

In der Modulation der Handrotation war von Trainingseinheit zu Trainingseinheit eine kontinuierliche Steigerung der Leistungsqualität erkennbar, wie statistische Tests belegen. Vom ersten unvorbelasteten Versuch vor Beginn der ersten Trainingseinheit bis zur finalen Messung der Trainingseinheit am dritten Tag, war ein signifikanter Effekt bei den Kontrollpersonen erkennbar. Post-hoc-t-Tests ergaben eine signifikante Verbesserung der Modulation in beiden Händen der Testpersonen ($p < 0,002$), sowie in der trainierten Hand der Patienten ($p < 0,009$). Im Gegensatz zur beidseitigen Verbesserung der Modulation der

Handgelenksrotation der Testpersonen konnte in der Gruppe der Patienten ausschließlich eine signifikante Verbesserung der trainierten, betroffenen Hand festgestellt werden, während die Verbesserung der nicht betroffenen ipsilesionalen Hand marginal war. Man beachte, dass die gesunden Testpersonen eine bessere Leistung sowohl bei der Greifkraft als auch bei der Handrotation mit der dominanten Hand vor und nach dem Training erreichten, verglichen mit der betroffenen, dominanten Hand der Patienten (Abb. 11 und 12).

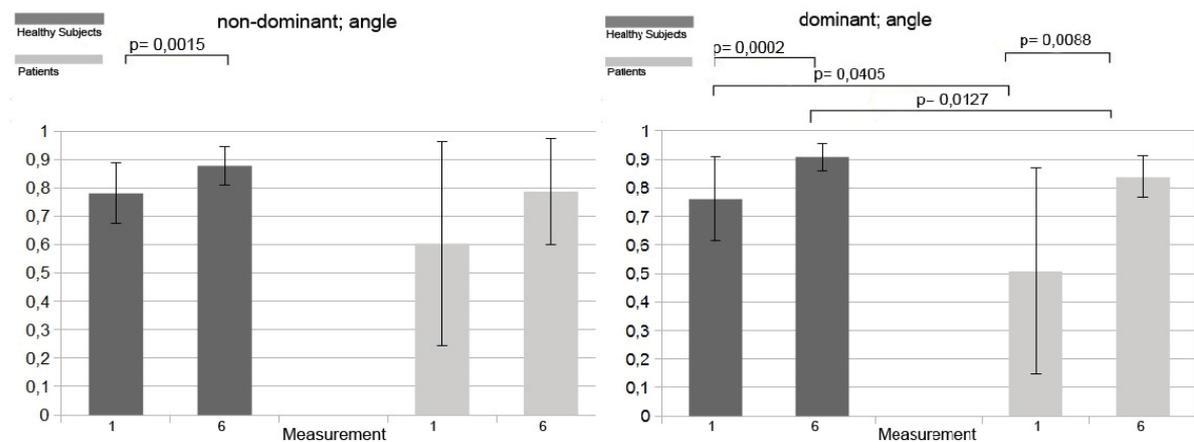


Abb. 11 Vergleich der Korrelationskoeffizienten der Handrotation der dominanten (trainiert) und der nicht dominanten (untrainierten) Hand im Vergleich von Kontrollpersonen und Patienten. Fehlerbalken = SD, p= korrigiertes Signifikanzniveau, (1) erste Messung vor dem ersten Trainingstag, (6) letzte Messung nach dem dritten Trainingstag, Skalierung auf der Y-Achse entspricht der Übereinstimmung der tatsächlich geleisteten motorischen Leistung durch Patient oder Proband im Vergleich zur Vorgabe (0=gar keine Übereinstimmung, 1= vollständige Übereinstimmung mit Vorgabe).

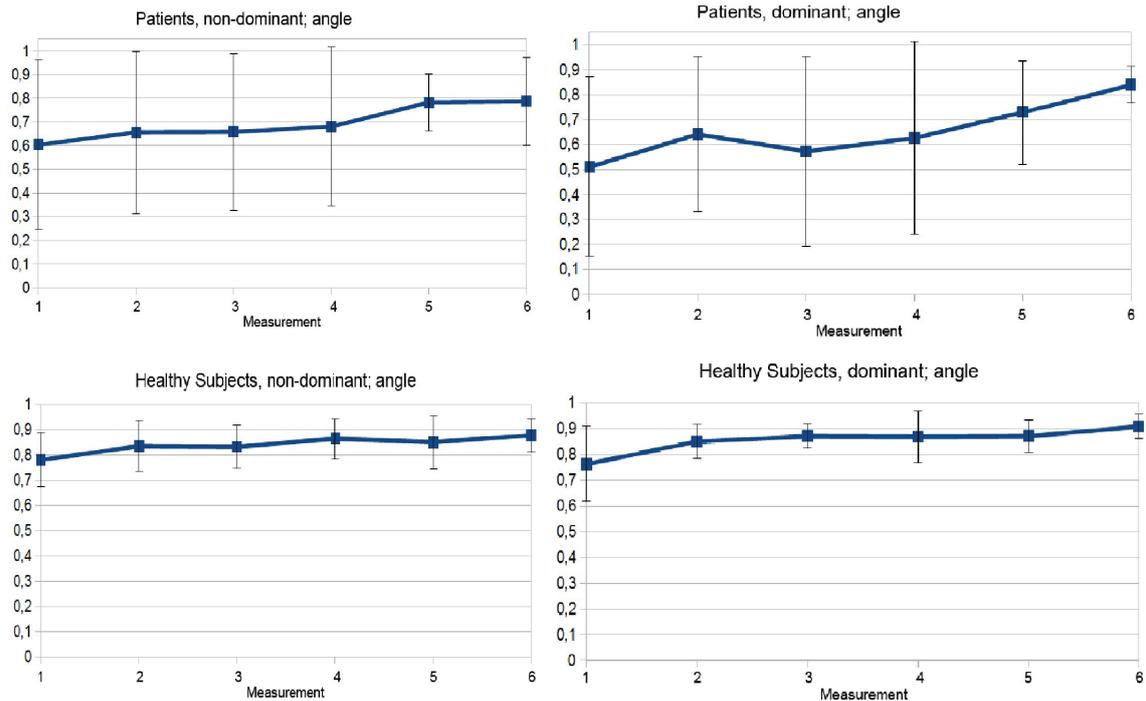


Abb. 12 Verlaufsdiagramm der Korrelationskoeffizienten der visuell geführten Handrotation. (1) naiv, (2) nach der ersten Trainingseinheit, vor dem Training (3) und nach dem Training (4) am zweiten Tag, vor dem Training (5) und nach dem Training (6) am dritten Tag. Fehlerbalken = SD, Skalierung auf der Y-Achse entspricht der Übereinstimmung der tatsächlich geleisteten motorischen Leistung durch Patient oder Kontrollpersonen im Vergleich zur Vorgabe (0=gar keine Übereinstimmung, 1= vollständige Übereinstimmung mit Vorgabe).

Der Winkel des Bewegungsausmaßes der Handgelenksrotation veränderte sich bei keiner der Gruppen signifikant (Abb. 13).

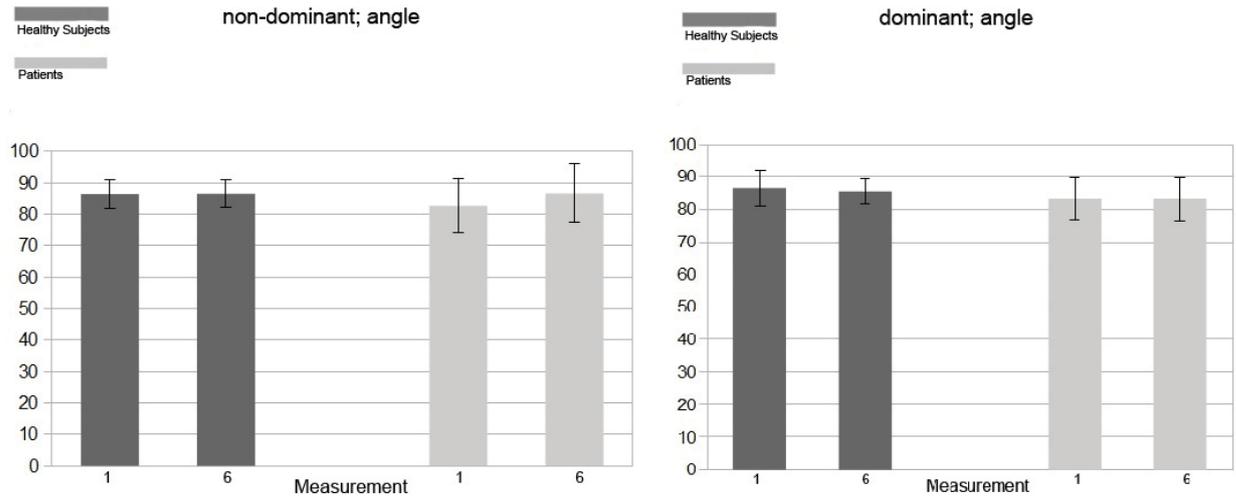


Abb. 13 Ergebnisse der Messung des Bewegungsausmaßes der Handrotation der dominanten (trainiert) und nicht dominanten (untrainierten) Hand im Vergleich von Kontrollpersonen und Patienten. Auf der Y-Achse ist eine Skalierung, die dem Bewegungsausmaß in dem Handgelenk von 0-180 Grad entspricht (100 = 180°). Fehlerbalken = SD, (1) erste Messung vor dem ersten Trainingstag, (6) letzte Messung nach dem dritten Trainingstag.

5 Diskussion

Diese Untersuchung ist die erste klinische Evaluation des multifunktionalen PABLO-Geräts. Dieses Gerät soll dem Feedback-basierten Trainieren und kinematischen Untersuchungen von Arm- und Handbewegungen gesunder Probanden und neurologisch erkrankter Patienten dienen. Mit den Druck- und Beschleunigungssensoren des PABLO Geräts können in den vorgegebenen Spielszenarien Aktionen gesteuert werden. Hierbei handelt es sich um das Manövrieren eines Heißluftballons oder das Löschen eines Feuers mit Hilfe eines Wasserstrahls. Handbewegungen wie beispielsweise der Greifakt oder die Rotationsbewegung der Hand können trainiert und deren Lernprozess digital erfasst werden. Das akustische oder visuelle Feedback dient der Bewegungsvorgabe. Für das Training wurden diese visuomotorische Aufgaben an drei aufeinander folgenden Tagen bei täglich gleicher Dauer durchgeführt. Ergänzend erfolgte vor und nach dem Training eine Messung der motorischen Leistung. Dabei hatten die Probanden die Aufgabe mit dem PABLO-Gerät einer gleichförmigen visuellen Bewegungsvorgabe mit entsprechender Geschwindigkeit und Amplitude zu folgen. Diese Messungen dienten der Erfassung der Lernleistung über die aufeinander folgenden Tage. An dieser Studie nahmen 19 gesunde, rechtshändige Kontrollpersonen im Alter von 24 bis 71 Jahren und 13 Patienten im Alter von 34 bis 84 Jahren, die wenige Tage zuvor einen milden linkshemisphärischen ischämischen Hirninfarkt erlitten hatten, der mittels Magnet-Resonanz-Tomographie nachgewiesen wurde, teil. Zum Untersuchungszeitpunkt war die neurologische Behinderung der Patienten anhand des NIH Stroke Skala nur leichtgradig und betraf ein feinmotorisches Defizit der dominanten Hand.

Das Hauptergebnis dieser Studie war, dass das Trainieren an drei aufeinander folgenden Tagen zu einer Verbesserung der Modulation der Handrotation bei gesunden Personen und Patienten nach akutem Schlaganfall führte. Bei den Patienten zeigte sich eine signifikante Verbesserung der Handrotation. Auch ging die Standardabweichung der letzten Messung am dritten Tag ($SD= 0,07$) im Vergleich zur der naiven Messung am ersten Trainingstag ($SD= 0,36$) signifikant zurück. Dies wies darauf hin, dass die Patienten die Aufgabe nicht nur besser sondern auch in der Gruppe ähnlicher ausführten. Eine Verbesserung der Handrotation der nicht trainierten Hand war nicht vorhanden. Auch bei den Kontrollpersonen verbesserte sich die Handrotation der trainierten rechten Hand signifikant ($p=0,0002$). Ebenfalls verringerte sich die Standardabweichung über die Trainingstage. Zusätzlich zeigte sich eine Verbesserung der Handrotation der nicht trainierten Hand von der ersten naiven Messung bis zur letzten Messung am dritten Tag.

Sowohl die gesunden Personen als auch die Patienten konnten also die visuomotorischen Trainingssaufgaben in den Spielszenarien erfolgreich absolvieren und verbesserten dabei die Modulation ihrer motorischen Leistungen in wiederholten Trainingssitzungen. Die Korrelationen der tatsächlich geleisteten Bewegungen mit den Zieldaten des Cursors stellte ein aussagekräftiges Maß bezüglich der Qualität der Aufgabenleistung und der Verbesserung der Leistungsqualität sowohl bei den gesunden Personen als auch bei den Schlaganfallpatienten dar. Jedoch gelang es den Gruppen in den Messdurchläufen nicht, die Amplituden ihrer Bewegungen an die Bewegungsvorgaben anzupassen. Die Vorgabe der sinusoidalen Bewegung innerhalb der Messung konnte somit in der Geschwindigkeit aber nicht in der entsprechenden Amplitude durch die Probanden und Patienten befolgt werden (Abb. 7). Die Cursorvorgabe war immer kleiner als die maximale Bewegung, die ausgeführt worden ist. Demnach war die Subtraktion der beiden Datensätze voneinander nicht aussagekräftig, was darauf hinweist, dass weder die Patienten noch die Kontrollpersonen die Amplitude der Bewegungen änderten. Vielmehr nutzten sie den Rotationswinkel vollständig bis zum jeweiligen Anschlagspunkt aus. Die Patienten und Probanden neigten also dazu, während der Messung bis zum Anschlag der Bewegung zu gehen und haben es nicht geschafft, die Bewegung entsprechend der optimalen Bewegungsspannweite im Bewegungsraum zu dosieren. Der Parameter, der sich bei beiden Gruppen änderte, war dafür die Modulation der Handrotation im Vergleich zu visuomotorischer Vorgabe, die durch die Korrelation der beiden Datensätze erfasst wurde.

Was die beiden Gruppen also lernten war die zügige und gleichmäßige Ausführung der Handrotationsbewegung. Bei der Handrotation handelte es sich nicht um eine automatisierte Diadochokinese sondern um eine visuell-sensorisch geführte alternierende Bewegung, die kortikalen und subkortikalen Kreisläufen unterliegt [101]. Interessanterweise generalisierte dieser Lerneffekt auf die nicht trainierte Seite bei den Kontrollpersonen, nicht aber bei den leicht betroffenen Hirninfarktpatienten. Auffällig war, dass die Patienten in den ersten Messdurchläufen heterogenere Ergebnisse erzielten als die gesunden Personen. Dies wurde durch die deutlich höhere Standardabweichung in der Patientengruppe innerhalb der ersten Messungen erkennbar. Die Heterogenität nahm aber im Laufe des Trainings ab. Die Standardabweichung der Handrotation bei den Patienten war in den letzten zwei Messungen sogar ähnlich klein, wie die der gesunden Probanden. Dies lässt auf einen Lernerfolg der visuomotorischen Bewegungskoordination innerhalb der Patientengruppe schließen.

Die Ergebnisse der Greifkraft zeigten, dass bei den Probanden und Patienten es in der rechten Hand über die Trainingseinheiten zu keiner signifikanten Verbesserung kam. Hinsichtlich der nicht trainierten linken Hand der Kontrollpersonen, gab es lediglich eine Tendenz zur Verbesserung. Die fehlende Verbesserung bei den Patienten lag wahrscheinlich daran, dass die Kraftentwicklung eine Funktion des corticospinalen Traktes ist, dessen Beschädigung durch einen Schlaganfall eine Kraftentwicklung einschränkt [3,52]. Eine Ischämie in diesem Funktionskreis führte zu einer defizitären Ausübung der Bewegung, die aber durch das Training verbessert werden konnte. Die fehlende Verbesserung war vor allem aber darauf zurückzuführen, dass die Kraftleistung an jedem Tag vor der Testeinheit optimal skaliert wurde. Dies ermöglichte zwar eine besonders gute Aufzeichnung, aber wirkte der Möglichkeit entgegen in diesen Messungen einen konsekutiven Leistungszuwachs von Sitzung zu Sitzung zu erfassen.

Beim Pinzettengriff fehlte jeglicher Trainingserfolg. Insbesondere der repetitive Pinzettengriff konnte von den Probanden und Patienten nicht absolviert werden, da die Finger falsch angesetzt wurden, so dass die Finger zunehmend mit zu starker Kraftentwicklung gebeugt wurden und kein Pinzettengriff aufrecht gehalten werden konnte. Die zu starke Kraftentwicklung führte zu einem starken Ermüdungseffekt und zur Abnahme der Kraftentwicklung im Laufe der Testmessung oder sogar vorzeitigen Abbruch des Trainings der motorischen Leistung. Die Ermüdung wurde von den untersuchten Personen als sehr eindrucksvoll berichtet. Die Beurteilung der Modulation der Kraftentwicklung im Pinzettengriff mit dem PABLO-Gerät war daher technisch nicht möglich.

Unsere Erkenntnisse sind interessant, da gezeigt werden konnte, dass das Trainieren der dominanten Hand auf die kontralaterale Hand der Probanden übertragen wurde. Dies traf für die Modulation der Handrotation zu und stimmte mit der Beobachtung überein, dass ein einhändig durchgeführtes mehrwöchiges Training mit einem Pegboard ebenfalls zu einer Verbesserung der nicht trainierten Hand führt [76]. In ähnlicher Weise wurde der Lerneffekt auf die untrainierte linke Hand bei einer Reaktionsaufgabe übertragen, wenn die rechte Hand trainiert wurde [44]. Darüber wurde ein generalisierter Lerneffekt beim Sequenzlernen von Fingerbewegungen und bei einer Zeichenaufgabe nachgewiesen [104,105]. Vergleichbar damit zeigte sich beim Lernen einer Signalreaktionssequenz, dass ein Transfer derselben Stimulussequenz ohne Einbußen auf die kontralaterale Hand der trainierten Hand möglich war [106]. Für den interhemisphärischen Transfer ist das supplementär-motorische Areal (SMA) bedeutend. Denn wenn dieses Areal blockiert wird, bei-

spielsweise durch repetitive transkranielle magnetische Stimulation, wird der intermanuelle Transfer einer neuen motorischen Fähigkeit unterbunden [64, 107, 108]. Auch eine durch einen Hirninfarkt bedingte Läsion im motorischen Kortex könnte die Verbindungen der beiden Hemisphären unterbrechen, was den Transfer einer neuen Fähigkeit zur anderen Hemisphäre und somit zur ipsiläsionalen Hand verhindert [109]. Weitere Studien durch transkranielle Magnetstimulation konnten tatsächlich eine gestörte Wechselbeziehung der Hirnareale nach einem Hirninfarkt nachweisen [99]. Schließlich wurde von der Aktivierung der nicht-betroffenen Hemisphäre während der Erholungsphase in der chronischen Phase nach einem Hirninfarkt angenommen, dass sie die Generalisierung einer neu erlernten oder neuen motorischen Fähigkeit zur nicht-betroffenen Hand durch eine Schwächung des interhemisphärischen Wettbewerbs erleichtern würde [110, 111].

In beiden Gruppen entfaltete sich ein geringerer Trainingseffekt für die Handrotation, der sich zum darauf folgenden Tag hielt und am dritten Tag sogar signifikant wurde. Dies weist darauf hin, dass die verbesserte Ausführung der visuomotorischen Koordination durch die Stunden ohne Training nicht zurückging. Vielmehr deutet die Leistungsverbesserung von einem zum nächsten Tag an, dass der Trainingseffekt durch den Schlaf eher konsolidiert wurde. Diese Beobachtung stimmt mit kürzlich erstellter Untersuchung überein, dass Schlaf Lernen unterstützt [24, 100].

In einer weiteren Untersuchung mit dem PABLO-Gerät und einer an Parkinson erkrankten Patientengruppe in mittlerem Stadium zeigten sich sehr ähnliche Ergebnisse [119]. Die Patienten mit Parkinsonerkrankung und mit Hirninfarkt unterschieden sich in der Lokalisation ihrer Läsion und der funktionellen Störung. Die Hirninfarktpatienten hatten eine pyramidale Bewegungsstörung durch Schädigung des corticospinalen Traktes und der kortikalen Projektionsstrukturen. Im Gegensatz liegt es beim M. Parkinson eine extrapyramidale Bewegungsstörung als Ursache vor. Es konnte gezeigt werden, dass auch bei diesen Parkinsonpatienten in einem mittleren Erkrankungsstadium eine deutliche Verbesserung der Handrotation an drei aufeinander folgenden Tagen hatten. Kürzlich wurde beschrieben, dass bei der Parkinson-Krankheit die Aufmerksamkeitsressourcen, die für die Kontrolle der visuomotorischen Nachverfolgung benötigt werden, reduziert sind [120]. Dies könnte die Ursache dafür sein, dass die visuomotorische Zielnachverfolgung selbst bei unilateral betonter Parkinsonsymptomatik bilateral eingeschränkt war [121]. Die untersuchten Parkinsonkranken waren in einem On-Medikation-Status. Sie zeigten dennoch auf Grund ihres hypokinetischen Defizits eine deutliche Einschränkung bei der Handrotationsaufgabe vor

dem Training. Das Training führte aber zu einer deutlichen Verbesserung, so dass die Patienten das Leistungsniveau der gesunden Vergleichsgruppe erreichten [119]. Dies lässt vermuten, dass ein dezidiertes rehabilitierendes Training zusätzlich zur Pharmakotherapie effektiv bei der Parkinsonkrankheit ist.

Die Ergebnisse der PABLO-Studie zeigten also übereinstimmend, dass somit sowohl Patienten mit einem Hirninfarkt als auch mit Parkinson in ähnlicher Weise von dem rehabilitativen Training mit PABLO-Gerät profitierten.

Nach den Ergebnissen dieser Untersuchung ermöglicht das PABLO-Gerät ein repetitives Training von verschiedenen motorischen Armbewegungsaufgaben. Somit besteht eine Perspektive zur Verwendung dieses Multifunktionsgerätes in der Rehabilitation neurologischer Krankheiten. Die Wirksamkeit eines wiederholten Trainings von isolierten motorischen Leistungen, wie es auch beim PABLO-Gerät durchgeführt wird, konnte in einer ähnlichen Studie ebenfalls nachgewiesen werden [9]. In dieser Untersuchung wurde ein positiver Lerneffekt von einfachen wiederholenden isolierten Arm- und Handbewegungen unter Steuerung eines ähnlichen Multifunktionsgerätes bei Hirninfarktpatienten nachgewiesen [9]. Durch das spielerische Trainieren mit visuellem oder auch akustischem Feedback von motorischer Leistung ist bei fortschreitender Ermüdung während des Trainings ein motivierender Effekt vorhanden. Die S2e-Leitlinien der Deutsche Gesellschaft für Neurorehabilitation empfehlen zur Ergänzung der Rehabilitation nach einem Schlaganfall als Therapiebaustein das regelmäßige Trainieren von Bewegungen unter Verwendung des Arm-Roboters (Empfehlungsgrad B) [127]. Dieser ermöglicht die passive Steuerung der paretischen durch die gesunde Extremität. Das Multifunktionsgerät PABLO, führt zum spielerischen Trainieren von Bewegungen mit akustischem und visuellem Feedback und birgt das Potential der erheblichen Motivationsförderung beim Patienten. Jedoch ist das Trainieren einer vollständig paretischen Extremität im Vergleich zu einem Arm-Roboter nicht möglich [127]. Auch für das PABLO-Gerät gilt, dass dieses als ein ergänzender Bestandteil eines rehabilitativen Therapiekonzeptes mit Physiotherapeuten und klassischer Physiotherapie anzusehen ist. Vom technischen Standpunkt aus gesehen bietet das Training mit dem multifunktionalen PABLO-Gerät die Möglichkeit, die Aufzeichnungen sofort für eine Inspektion verfügbar zu machen und ermöglicht so eine quantitative Analyse, die für eine klinische Intervention von Bedeutung ist. Im Gegensatz zu mechanischem Dynamometern [122] ist PABLO ein digitales Gerät, das verschiedene Optionen inkl. fortlaufenden, standardisierten Messungen visuell kontrollierter Arm- und Handbewegungsdaten

anbietet. Außerdem ist das PABLO-Gerät ein vielseitiger Beschleunigungsmesser, der darauf ausgelegt ist, den Betrag der Bewegungsaktivität einer Gliedmaße aufzuzeichnen [123,124]. Darüber hinaus kann PABLO dafür eingesetzt werden, online die Leistungskontrolle in einem virtuellen Umfeld wie z.B. dem Rehabilitation Gaming System (RGS) [125] durchzuführen. PABLO bietet somit eine Plattform mit verschiedenen Trainingsszenarien, in denen Personen lernen können, ihre Bewegung präziser zu gestalten durch Spielen in virtuellen Umgebungen vergleichbar mit denen der Spielekonsole Wii [126]. Daher kann das Training verschiedener Szenarien mit dem PABLO-Gerät Aktivitäten des täglichen Lebens günstig beeinflussen. Das gilt besonders, wenn Trainingspläne von einigen Wochen anstatt nur einiger Tage wie in dieser Untersuchung angewendet werden. Möglicherweise zeigt sich in solch einem längeren Zeitraum dann auch eine stärkere Dynamik des Erholungsprozesses. Dies wurde in unserer Untersuchung mit dem sehr kurzen Rehabilitationsintervall während des dreitägigen Verlaufs schon angedeutet erkennbar.

Diese Untersuchung hat Limitationen. Hervorzuheben ist, dass die Probandengruppen verschiedenen Altersgruppen entstammten. Es sei darauf hingewiesen, dass die gesunden Probanden sich in vergleichbarer Art und Weise mit vergleichbarer Leistung verhielten wie die älteren Schlaganfall- und Parkinsonpatienten. Daher gibt es keinen Hinweis, dass das Training bei älteren weniger effizient als bei jüngeren Personen ist. In dieser Untersuchung wurde täglich die Bandbreite der Bewegung an das jeweilige Leistungsniveau vor der Testsitzung angepasst. Das führte zu einer optimalen Aufzeichnung der Leistungsdaten. Es ist aber möglich, dass dadurch das Erfassen der Änderung der Leistungsdaten behindert wurde. Schließlich ist fraglich, inwiefern die Verbesserung bei den akuten Hirninfarktpatienten durch den spontanen Genesungsprozess hervorgerufen wurde. Auch wenn das nicht gänzlich ausgeschlossen werden kann, hat PABLO mindestens diesen Prozess auf der Verhaltens Ebene unterstützt. Die Veränderung des Scores der klinisch verwendeten neurologischen Untersuchungsskala, dem sogenannten NIHSS, wäre für ein Training von drei Tagen nicht zu erwarten. Ebenso sind die Verbesserungen bei den Patienten mit mittelstark ausgeprägter Parkinson-Krankheit in einem stabilen ‚On-Zustand‘ während der Testung nicht alleine durch Genesungsmechanismen zu erklären. Eine randomisierte Kontrolle Studie mit einem Vergleich zu einer andersartigen Intervention dürfte in der Lage sein, die Stärke des Trainingseffekts mit dem PABLO-Gerät quantitativ genauer einzuschätzen.

6 Schlussfolgerung

In der vorliegenden Studie sollte der Nachweis erbracht werden, dass die Bewegungsaktivität der Hand, insbesondere Griffkraft, Pinzettengriff und Handrotation, durch ein visuo-motorisches Training verbessert werden kann. Angewendet wurde hierfür das Multifunktionsgerät PABLO. Es ermöglichte unter kontrollierten Gegebenheiten das präzise Trainieren von Bewegungsabläufen und der Kraftproduktion. Die Ergebnisse zeigen, dass tatsächlich eine Verbesserung von Handbewegungen erzielt werden konnte.

Das PABLO-Gerät ist ein viel versprechendes Werkzeug, das durch visuell gesteuerte Modulation der motorischen Fähigkeit der Hand mittels Training eine Verbesserung alltäglicher Bewegungen ermöglicht. Es kann somit zur Minimierung der aus neurologischen Erkrankungen resultierenden Funktionsdefizite beitragen. Insbesondere blieb der Trainingseffekt über Nacht erhalten, was für eine Konsolidierung der motorischen Fähigkeiten im Schlaf spricht.

Somit ist die klinische Anwendung des PABLO-Gerät bei Patienten mit fokalneurologischen Defiziten nach Hirninfarkt sinnvoll und ermöglicht eine verbesserte Wiederherstellung der beeinträchtigten Handrotation und der Greifkraftentwicklung während der Rehabilitation. Ebenso bietet es eine Perspektive für weitere klinische Untersuchungen anderer Bewegungsmuster und Muskelgruppen sowie zur Erfassung von Feedback basierten Trainingseffekten.

7 Literaturverzeichnis

1. Antal A, Nitsche Ma, Kruse W, Kincses TZ, Hoffmann KP, Paulus W. Direct current stimulation over V5 enhances visuomotor coordination by improving motion perception in humans. *J CognNeurosci* 2004; 16: 521-527.
2. Beldarrain MG: The cerebellum may be directly involved in cognitive functions. *Neurology*. 2002; 59(5): 791.
3. Binkofski F, Seitz JR, Arnold S, Claßen J, Benecke R, Freund HJ. Thalamic metabolism and integrity of the pyramidal tract determine motor recovery in stroke. *Ann Neurol* 1996; 39: 460-470.
4. Bogousslavsky J, Kaste M, Olsen TS, Hacke W. Risk Factors and Stroke Prevention. *Cerebrovasc Dis* 2000; 10 (suppl.3): 12-21.
5. Bonita R. Epidemiology of stroke. *Lancet* 1992; 339: 342-344.
6. Borich MR, Kimberley TJ. Both sleep and wakefulness support consolidation of continuous, goal-directed, visuomotor skill. *Exp Brain Res* 2011; 214: 619-630.
7. Brott T, Adams HP Jr, Olinger CP, Marler JR, Barsan WG, Biller J, Spilker J, Holleran R, Eberle R, Hertzberg V. Measurements of acute cerebral infarction: a clinical examination scale. *Stroke* 1989; 20: 864-870.
8. Brown SH, Kessler KR, Heftner H, Cooke JD, Freund HJ. Role of the cerebellum in visuomotor coordination. I. Delayed eye and arm initiation in patients with mild cerebellar ataxia. *Exp Brain Res* 1993; 94: 478-488.
9. Butefisch C, Hummelsheim H, Denzler P, Mauritz KH. Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand. *JNeurol Sci*. 1995;130:59-68.
10. Chase C, Seidler R. Degree of handedness affects intermanual transfer of skill learning. *Exp Brain Res* 2008; 190: 317-328.
11. Chinese Acute Stroke Trial Collaborative Group. CAST: randomized placebo-controlled trial of early aspirin use in 20 000 patients with acute ischaemic stroke. *Lancet* 1997; 349:1641-1649.
12. Collins R, Peto R, MacMahon S, Hebert P, Fiebach NH, Eberlein KA, Godwin J, Qizilbash N, Taylor JO, Hennekens CH. Blood pressure, stroke, and coronary heart disease. Part 2, short-term reductions in blood pressure: overview of randomised drug trials in their epidemiological context. *Lancet* 1990; 335(8693): 827-838.
13. Crisostomo EA et al. Evidence that amphetamine with physical therapy promotes recovery of motor function in stroke patients. *Ann Neurol* 1988; 23: 94-97.
14. Demeurisse G, Demol O, Robaye E. Motor evaluation in vascular hemiplegia. *EurNeurol* 1980; 19: 382-389.
15. DGN Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Neurologie (DGN) und der Deutschen Schlaganfallgesellschaft (DSG) in der Deutschen Gesellschaft für Neurologie. Akuttherapie des ischämischen Schlaganfalls 2009. Available from: http://www.dgn.org/images/stories/dgn/leitlinien/LL2008/ll08kap_023.pdf
16. Diener HC, Hacke W, Forsting M. Referenz-Reihe Neurologie Schlaganfall. 1. Aufl. Stuttgart: Thieme;2004 S.244-248.

17. Ehrsson HH, Fagergren A, Jonsson T, Westling G, Johansson RS, Forssberg H. Cortical activity in precision- versus power-grip tasks: an fMRI study. *J Neurophysiol* 2000; 83: 528-536.
18. Elbert T, Pantev C, Wienbruch C, Rockstroh B, Taub E. Increased cortical representation of the fingers of the left hand in string player. *Science*. 1995 Oct 13;270:305-7s.
19. European Stroke Initiative Executive Committee; EUSI Writing Committee, Olsen TS, Langhorne P, Diener HC, Hennerici M, Ferro J, Sivenius J, Wahlgren NG, Bath P. European Stroke Initiative Recommendations for Stroke Management; Update 2003. *Cerebrovasc Dis* 2003; 16(4): 311-337.
20. Feys HM, De Weerd WJ, Selz BE, et al. Effect of a therapeutic intervention for the hemiplegic upper limb in the acute phase after stroke: a single-blind, randomized, controlled multicenter trial. *Stroke*. 1998;29:785-92.
21. Freund HJ, Büdingen HJ. The relationship between speed and amplitude of the fastest voluntary contractions of human arm muscles. *Exp Brain Res* 1978 31: 1-12.
22. Fugl-Meyer AR, Jääskö L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med* 1975; 7: 13-31.
23. Fugl-Meyer AR. Post-stroke hemiplegia assessment of physical properties. *Scand J Rehabil Med Suppl* 1980; 7: 85-93.
24. Gais S, Plihal W, Wagner U, Born J. Early sleep triggers memory for early visual discrimination skills. *Nat Neurosci* 200; 3: 1335-1339.
25. Ghika JA, Bogousslavsky J, Regli F. Infarcts in the territory of the deep perforators from the carotid system. *Neurology* 1989; 39: 507-512.
26. Gomez Bildarrain M, Grafman J, Ruiz de Velasco I, Pascual-Leone A, Garcia-Monco C. Prefrontal lesions impair the implicit and explicit learning of sequences on visuomotor tasks. *Exp Brain Res* 2002; 142: 529-538.
27. Grafton ST, Schmitt P, Van Horn J, Diederichsen J. Neural substrates of visuomotor learning based on improved feedback control and prediction. *Neuroimage* 2008; 39: 1383-1395.
28. Hacke W, Donnan G, Fieschi C, Kaste M, von Kummer R, Broderick JP, Brott T, Frankel M, Grotta JC, Haley EC, Kwiatkowski T, Levine SR, Lewandowski C, Lu M, Lyden P, Marler JR, Patel S, Tilley BC, Albers G, Bluhmki E, Wilhelm M, Hamilton S. Association of outcome with early stroke treatment: pooled analysis of ATLANTIS, ECASS, and NINDS rt-PA stroke trials. *Lancet* 2004; 363(9411): 768-774.
29. Hacke W, Kaste M, Bluhmki E, Brozman M, Dávalos A, Guidetti D, Larrue V, Lees KR, Medeghri Z, Machnig T, Schneider D, von Kummer R, Wahlgren N, Toni D. Thrombolysis with alteplase 3 to 4.5 hours after acute ischemic stroke. *N Engl J Med* 2008; 359(13): 1317-1329.
30. Heller A, Wade DT, Wood VA, Sunderland A, Hewer RL, Ward E. Arm function after stroke: measurement and recovery over the first three months. *J NeurolNeurosurgPsychiatry* 1987 50: 714-719.
31. Hensler S, Hoidn S, Jork K. DEGAM Leitlinie "Schlaganfall für Patienten in der ambulanten Krankenversorgung" [Internet]. DEGAM 2006; <http://www.uni-duesseldorf.de/AWMF/11/053-011.htm>

32. Herold G. Lehrbuch Innere Medizin. Köln 2012.
33. HeuschmannPU, BusseO, Wagner M, Endres M, Villringer A, Röther J, Kolominsky-Rabas PL, Berger K. Schlaganfallhäufigkeit und Versorgung von Schlaganfallpatienten in Deutschland Frequency and Care of Stroke in Germany. *AktNeurol* 2010 37: 333–340.
34. Hocherman S, Giladi N. Visuomotor control abnormalities in patients with unilateral parkinsonism. *Neurology* 1998; 50: 1648-1654.
35. Hocherman s, Moont r, Schwartz M. Recruitment of attentional resources during visuomotor tracking: effects of Parkinson's disease and age. *Brain Res Cogn Brain Res* 2004; 21: 77-86.
36. HummelsheimH,Amberger S, Mauritz KH. The influence of EMG-initiated electrical muscle stimulation on motor recovery oft the centrally paretiv hand. *Eur J Neurol* 1996;3:245-254.
37. Hummelsheim H. Neurologische Rehabilitation. 1.Aufl. Heidelberg: Springer; 1998 S.76.ff.
38. International Stroke Trial Collaborative Group. The International Stroke Trial (IST): a randomized trail of aspirin, subcutaneous heparin, both or neither among 19 435 patients with acute ischaemic stroke. *Lancet* 1997; 349: 1569-1581.
39. Jebsen RH, Taylor N, Trieschmann RB, Trotter MJ, Howard LA. An objective and standardized test of hand function. *Arch Phys Med Rehabil* 1969; 50: 311-319.
40. John J. Grading of muscle power: comparison of MRC and analogue scales by physiotherapists. Medical Research Council. *Int J Rehabil Res* 1984; 7: 173-181.
41. Johnston SC, Mendis S, Mathers CD. Global variation in stroke burden and mortality: estimates from monitoring, surveillance, and modelling. *Lancet Neurol* 2009; 8: 345–354.
42. Kabat H, Knott M. Proprioceptive facilitation techniques for treatment of paralysis *PhysTher Rev.* 1953; 33:53-64.
43. Kilner JM, Baker SN, Salenius S, Hari R, Lemon RN. Human cortical muscle coherence is directly related to specific motor parameters. *J Neurosci* 2000; 20: 8838-8845.
44. Kirsch W, Hoffmann J. Asymmetrical intermanual transfer of learning in a sensorimotor task. *Exp Brain Res* 2010; 202: 927-934.
45. Klijn CJ, Kappelle LJ, Tulleken CA et al. Symptomatic carotid artery occlusion. A reappraisal of hemodynamic factors. *Stroke* 1997; 28: 2084-2093.
46. Kolominsky-Rabas P. Schlaganfall in Deutschland. Anhaltszahlen zum Schlaganfall in Deutschland aus dem bevölkerungsbasierten Erlanger Schlaganfall-Register im Rahmen der Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Interdisziplinäres Zentrum für Public Health Erlangen 2004.
47. Kumral E, Topcuoglu MA, Onal MZ. Anterior circulation syndromes. *HandbClinNeurol* 2009; 93: 485-536.
48. Kwakkel G, Wagenaar, RC, Twisk, JW, Lankhorst, GJ, Koetsier, JC. Intensity of leg and arm training after primary middle-cerebral-artery stroke: a randomised trial. *Lancet* 1999; 354, 191-196.

49. Lang W, Lang M, Kornhuber A, Kornhuber HH. Electrophysiological evidence for right frontal lobe dominance in spatial visuomotor learning. *Arch Ital Biol* 1986; 124: 1-13.
50. Lindberg PG, Roche N, Roberson J, Roby-Brami A, Bussel B, Maier MA. Affected and unaffected quantitative aspects of grip force control in hemiparetic patients after stroke. *Brain Res* 2012; 1452: 96-107.
51. Lindenberg R, Zhu LL, Rüber T, Schlaug G. Predicting functional motor potential in chronic stroke patients using diffusion tensor imaging. *Hum Brain Mapp* 2012; 33: 1040-1051.
52. Lindenberg, R, Renga, V, Zhu LL, Betzler, F, Alsop D, Schlaug, G. Structural integrity of corticospinal motor fibres predict motor impairment in chronic stroke. *Neurology* 2010; 74: 280-287.
53. Lüthi, Hansjörg Fugl-Meyer-Assessment – Erholung nach Schlaganfall messen physio-praxis; Ausgabe 04, 2010.
54. MacMahon S, Peto R, Cutler J, Collins R, Sorlie P, Neaton J, Abbott R, Godwin J, Dyer A, Stamler J. Blood pressure, stroke, and coronary heart disease. Part 1, prolonged differences in blood pressure: prospective observational studies corrected for the regression dilution bias. *Lancet* 1990; 335(8692): 765-774.
55. Masur H, Papke K. Skalen und Scores in der Neurologie: Quantifizierung neurologische Defizite in Forschung und Praxis. 2. Aufl. Stuttgart; New York: Thieme, 2000.
56. Mattle H, Mumenthaler M. Diagnose, Therapie und Prävention zerebrovaskulärer Erkrankungen. *Schweiz med Wschr* 1989; 119: 613-629 und 656-670.
57. Mattle H, Mumenthaler M. Lehrbuch Neurologie 13. Aufl. Stuttgart: Thieme; 2013.
58. Moore J. Neuroanatomical considerations relating to recovery of function following brain injury. In: Bach-y-Rita P (ed.) *Recovery of function: theoretical considerations for brain injury rehabilitation*. Huber Verlag, Bern; S. 9-91.
59. Mori E, Yamadori A. Acute confusional state and agitated delirium. Occurrence after infarction in the right middle cerebral artery territory. *Arch Neurol* 1987; 44: 1139-1143.
60. Müller M, Gleixner C, Wirth S. Lehrbuch Neurologie und Psychiatrie: Für Studium und Praxis 9. Aufl. Breisbach: Medizinische Verlags- und Informationsdienste; 2013/2014.
61. O'Donnell MJ, Xavier D, Liu L et al. Risk factors for ischaemic and intracerebral haemorrhagic stroke in 22 countries (the INTERSTROKE study): a case-control study. *Lancet* 2010; 376: 112-123.
62. Oldfields RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh Inventory. *Neuropsychologia* 1971; 9: 97-113.
63. P. Sullivan, P. Markos, Minor: PNF, ein Weg zum therapeutischen Üben. G. Fischer Verlag 1985 (5656).
64. Perez MA, Tanaka S, Wise SP, Sadato N, Tanabe HC, Willingham DT, Cohen LG. Neural Substrates of Intermanual Transfer of a Newly Acquired Motor Skill *Curr Biol* 2007; 6: 1896-1902.

65. Pessin MS, Lathi ES, Cohen MB et al. Clinical features and mechanism of occipital infarction. *Ann Neurol* 1987; 21: 290-299.
66. Piechowski-Jozwiak B, Bogousslavsky J. Posterior circulation strokes. *HandbClinNeurol* 2009; 93: 537-558.
67. Pschyrembel Klinisches Wörterbuch, de Gruyter Verlag, 257. Auflage, 1994.
68. Reeves MJ, Bushnell CD, Howard G et al. Sex differences in stroke: epidemiology, clinical presentation, medical care, and outcomes. *Lancet Neurol* 2008; 7: 915–926.
69. Rothwell PM, Coull AJ, Silver LE et al. Population-based study of event-rate, incidence, case fatality, and mortality for all acute vascular events in all arterial territories (Oxford Vascular Study). *Lancet* 2005;366: 1773-1783.
70. Russell DM, Sternad D. Sinusoidal visuomotor tracking: intermittent servo-control or coupled oscillations? *J Mot Behav* 2001; 33: 329-349.
71. Sacco RL, Benjamin EJ, Broderick JP, Dyken M, Easton JD. Risk factors. *Stroke*. 1997; 28 (7): 1507-1517.
72. Sanford J, Moreland J, Swanson LR, Stratford PW, Gowland C. Reliability of the Fugl-Meyer assessment for testing motor performance in patients following stroke. *Physical Therapy* 1993; 73: 447.
73. Savoiardo M, Bracchi M, Passerini A et al. The vascular territories in the cerebellum and brainstem: CT and MR study. *Am J Neuroradiol* 1987; 8: 199-209.
74. Scheidtmann K et al. Effect of levodopa in combination with physiotherapy on functional motor recovery after stroke: a prospective, randomized, double-blind study. *Lancet* 2001; 358: 787-790.
75. Schönle: Frühe Phasen der Neurologischen Rehabilitation: Differentielle Schweregradbeurteilung bei Patienten in der Phase B (Frührehabilitation) und in der Phase C (Frühmobilisation/Postprimäre Rehabilitation) mit Hilfe des Frühreha-Bathel-Index (FRB). *NeurolRehabil* 1996; 1: 21-25.
76. Schulze K, Lüders E, Jäncke L. Intermanual transfer in a simple motor task. *Cortex* 2002; 38: 805-815.
77. Scottish Intercollegiate Guidelines Network. NHS Quality Improvement Scotland. Management of patients with stroke or TIA: assessment, investigation, immediate management and secondary prevention: a national clinical guideline 2008.
78. Seitz RJ, Donnan GA (2010). Role of neuroimaging in promoting long-term recovery from ischemic stroke. *J MagnReson Imaging* 32: 756-72.
79. Strong K, Mthers C, Bonita R. Preventing stroke: saving lives around the world. *Lancet Neurol* 2007; 6: 182-187.
80. Tatu L, Moulin T, Bogousslavsky J et al. Arterial territories of the human brain: cerebral hemispheres. *Neurology* 1998; 50: 1699-708.
81. Tatu L, Moulin T, Bogousslavsky J et al. Arterial territories of the human brain: brainstem and cerebellum. *Neurology* 1996; 47: 1125-1135.
82. Taub E, Miller NE, Novack TA, Cook EWd, Fleming WC, Nepomuceno CS, et al. Technique to improve chronic motor deficit after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 1993;74:347-54.

83. Thut G, Cook ND, Regard M, Leenders KL, Halsband U, Landis T. Intermanual transfer of proximal and distal motor engrams in humans. *Exp Brain Res* 1996; 108: 321-327.
84. Tijs E, Matyas TA. Bilateral training does not facilitate performance of copying tasks in poststroke hemiplegia. *Neurorehabil Neural Repair* 2006; 20: 473-483.
85. Tracy JI, Faro SS, Mohammed FB, Pinus AB, Madi SM, Laskas JW. Cerebellar mediation of the complexity of bimanual compared to unimanual movements. *Neurology* 2001; 57: 1862-1869.
86. Truelsen T, Piechowski-Jozwiak B, Bonita R et al. Stroke incidence and prevalence in Europe: a review of available data. *Eur J Neurol* 2006; 13: 581-598.
87. van der Lee JH, Wagenaar RC, Lankhorst GJ, Vogelaar TW, Deville WL, Bouter LM. Forced use of the upper extremity in chronic stroke patients: results from a single-blind randomized clinical trial. *Stroke*. 1999;30:2369-75.
88. Waldner-Nilsson B, Diday-Nolle AP et al. *Lehrbuch: Handrehabilitation*. 2. Aufl.; Springer, 2009.
89. Woldag H, Renner C, Hummelsheim H. Isotonic and isometric contractions exert the same amount of corticomotor system excitability in healthy subjects and patients after stroke. *J RehabilMed* 2008; 40: 107-111.
90. Wolf SL, Lecraw DE, Barton LA, Jann BB. Forced use of hemiplegic upper extremities to reverse the effect of learned nonuse among chronic stroke and head-injured patients. *Exp Neurol*. 1989;104:125-32.
91. F. Mahoney, D. Barthel: Functional evaluation: The Barthel Index. In: *Maryland State Medical Journal*, 1965, Ausgabe 14.
92. Stroke Unit Trial: 10-Years-Follow-Up Indredavik et al. *Stroke* 1999;30:1524-1527.
93. Langhorne P, Duncan P: Does the organization of postacute stroke care really matter? *Stroke* 2001; 32: 268-74.
94. Nudo RJ, Milliken GW. Reorganization of movement representations in primary motor cortex following focal ischemic infarcts in adult squirrel monkeys. *J Neurophysiol* 1996; 75: 2144-9.
95. Nudo RJ, Wise BM, SiFuentes F, Milliken GW. Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after Ischemic infarct. *Science* 1996; 272: 1791-4.
96. Barbay S, Plautz EJ, Friel KM, Frost SB, Dancause N, Stowe AM, Nudo RJ. Behavioral and neurophysiological effects of delayed training following a small ischemic infarct in primary motor cortex of squirrel monkeys. *Exp Brain Res* 2006; 169: 106-16.
97. Biernaskie J, Corbett D. Enriched rehabilitative training promotes improved forelimb-motor function and enhanced dendritic growth after focal ischemic injury. *J Neurosci* 2001.
98. Merzenich, M.M., Kaas, J.H., Wall, J., Nelson, R.J., Sur, M., & Felleman, D. (1983a) Topographic reorganization of somatosensory cortical areas 3b and 1 in adult monkeys following restricted deafferentation. *Neuroscience* 8:33-55.

99. Johansen-Berg H, Rushworth MF, Bogdanovic MD, Kischka U, Wimalaratna S, Matthews PM. The role of ipsilateral premotor cortex in hand movement after stroke. *Proc Natl Acad Sci U S A* 2002; 99: 14518-14523.
100. Plihal W., Born J., (1997) Effects of early and late nocturnal sleep on declarative and procedural memory. *J. Cogn. Neurosci.* 9:534–547.
101. Ehrsson HH, Fagergren A, Jonsson T, Westling G, Johansson RS, et al. (2000) Cortical activity in precision- versus power-grip tasks: an fMRI study. *J Neurophysiol* 83: 528-536.
102. Boulinguez P, Nougier V, Velay JL (2001) Manual asymmetries in reaching movement control. I: Study of right-handers. *Cortex* 37: 101-122.
103. Boulinguez P, Nougier V, Velay JL (2001) Manual asymmetries in reaching movement control. I: study of left-handers. *Cortex* 37: 123-138.
104. Thut G, Cook ND, Regard M, Leenders KL, Halsband U, et al. (1996) Intermanual transfer of proximal and distal motor engrams in humans. *Exp Brain Res* 108: 321-327.
105. Chase C, Seidler R (2008) Degree of handedness affects intermanual transfer of skill learning. *Exp Brain Res* 190: 317-328.
106. Kirsch W, Hoffmann J (2010) Asymmetrical intermanual transfer of learning in a sensorimotor task. *Exp Brain Res* 202: 927-934.
107. Duque J, Mazzocchio R, Dambrosia J, Murase N, Olivier E, et al. (2005) Kinematically specific interhemispheric inhibition operating in the process of generation of a voluntary movement. *Cereb Cortex* 15: 588-593.
108. Perez MA, Tanaka S, Wise SP, Sadato N, Tanabe HC, et al. (2007) Neural substrates of intermanual transfer of a newly acquired motor skill. *Curr Biol* 17:1896-1902.
109. Lindenberg R, Zhu LL, Rüber T, Schlaug G (2012) Predicting functional motor potential in chronic stroke patients using diffusion tensor imaging. *Hum Brain Mapp* 33: 1040-1051.
110. Murase N, Duque J, Mazzocchio R, Cohen LG (2004) Influence of interhemispheric interactions on motor function in chronic stroke. *Ann Neurol* 55: 400-409.
111. Tijds E, Matyas TA (2006) Bilateral training does not facilitate performance of copying tasks in poststroke hemiplegia. *Neurorehabil Neural Repair* 20: 473-483.
112. Borich MR, Kimberley TJ (2011) Both sleep and wakefulness support consolidation of continuous, goal-directed, visuomotor skill. *Exp Brain Res* 214:619-630.
113. Russell DM, Sternad D (2001) Sinusoidal visuomotor tracking: intermittent servo-control or coupled oscillations? *J Mot Behav* 33: 329-349.
114. Antal A, Nitsche MA, Kruse W, Kincses TZ, Hoffmann KP, et al. (2004) Direct current stimulation over V5 enhances visuomotor coordination by improving motion perception in humans. *J Cogn Neurosci* 16: 521-527.
115. Lang W, Lang M, Kornhuber A, Kornhuber HH (1986) Electrophysiological evidence for right frontal lobe dominance in spatial visuomotor learning. *Arch Ital Biol* 124: 1-13.

116. Grafton ST, Schmitt P, Van Horn J, Diedrichsen J (2008) Neural substrates of visuomotor learning based on improved feedback control and prediction. *Neuroimage* 39: 1383-1395.
117. Beldarrain MG (2002) The cerebellum may be directly involved in cognitive functions. *Neurology* 59: 791.
118. Brown SH, Kessler KR, Hefter H, Cooke JD, Freund HJ (1993) Role of the cerebellum in visuomotor coordination. I. Delayed eye and arm initiation in patients with mild cerebellar ataxia. *Exp Brain Res* 94: 478-488.
119. Seitz RJ, Kammerzell A, Samartzi M, Jander S, Wojtecki L, et al. (2014) Monitoring of Visuomotor Coordination in Healthy Subjects and Patients with Stroke and Parkinson's Disease: An Application Study Using the PABLOR-Device. *Int J Neurorehabilitation* 1: 113.
120. Hocherman S, Moont R, Schwartz M (2004) Recruitment of attentional resources during visuomotor tracking: effects of Parkinson's disease and age. *Brain Res Cogn Brain Res* 21: 77-86.
121. Hocherman S, Giladi N (1998) Visuomotor control abnormalities in patients with unilateral parkinsonism. *Neurology* 50: 1648-1654
122. Sunderland A, Tinson D, Bradley L, Hewer RL (1989) Arm function after stroke. An evaluation of grip strength as a measure of recovery and a prognostic indicator. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 52: 1267-1272.
123. Uswatte G, Miltner WH, Foo B, Varma M, Moram S (2000) Objective measurement of functional upper-extremity movement using accelerometer recordings transformed with a threshold filter. *Stroke* 31: 662-667.
124. Seitz RJ, Hildebold T, Simeria K (2011) Spontaneous arm movement activity assessed by accelerometry is a marker for early recovery after stroke. *J Neurol* 258: 457-463.
125. Cameirão MS, Badia SB, Oller ED, Verschure PF (2010) Neurorehabilitation using the virtual reality based Rehabilitation Gaming System: methodology, design, psychometrics, usability and validation. *J Neuroeng Rehabil* 7: 48.
126. Saposnik G, Teasell R, Mamdani M, Hall J, McIlroy W (2010) Stroke Outcome Research Canada (SORCan) Working Group. Effectiveness of virtual reality using Wii gaming technology in stroke rehabilitation: a pilot randomized clinical trial and proof of principle. *Stroke* 41: 1477-1484.
127. S2e-Leitlinien der DGNR-Langversion; *Neurologie & Rehabilitation* 2; 2009 http://www.dgnr.de/media/165/cms_4a26358364c29.pdf

8 Anhang

Universitätsklinikum Düsseldorf		 HEINRICH HEINE UNIVERSITÄT DÜSSELDORF
UKD Neurologische Klinik Postfach 101007 40001 Düsseldorf		Neurologische Klinik Moorenstraße 5, 40225 Düsseldorf http://www.neurologie.uni-duesseldorf.de Direktor der Klinik Prof. Dr. Hans-Peter Hartung Prof. Dr. Rüdiger Seitz Tel: (0211) 81-12800 Fax: (0211) 81-19485 seitz@neurologie.uni-duesseldorf.de
		Datum 13.02.2012
Aufklärungsbogen		
Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient,		
wir danken Ihnen für die Bereitschaft an der Studie zur Untersuchung der Neurorehabilitation mit Hilfe des neu entwickelten Multifunktionsmessgerätes PABLO teilzunehmen. Mit Hilfe von PABLO kann mit hoher zeitlicher Auflösung die Entwicklung der Kraft beim Faustschluss sowie die Winkel von Pronation und Supination quantitativ erfasst werden.		
Teilnahme		
Die Teilnahme an der Studie ist freiwillig und kann jederzeit auch ohne Angabe von Gründen widerrufen werden, ohne dass Ihnen daraus Nachteile entstehen. Die laufende Untersuchung kann jederzeit unterbrochen werden. Wichtig ist, dass Sie über 18 Jahre alt sind und über eine normale oder durch Hilfsmittel korrigierte Sehstärke verfügen.		
Datenschutz		
Die Bestimmungen des Datenschutzes werden eingehalten. Ihre Daten werden anonymisiert, sowie streng vertraulich behandelt und weiterverarbeitet. Die Ergebnisse der Studie werden veröffentlicht, ohne dass eine Identifikation Ihrer Person möglich wäre. Weitere Erläuterungen finden Sie auf Seite 2.		
Kurzbeschreibung der Untersuchung		
Durch stufenweise Kraftmodulation des Faustschlusses, sowie Winkelmodulation von Pronation und Supination der dominanten Hand durch wiederholte visumotorische Aufgaben, soll sich die Feinmotorik der dominanten Hand verbessern.		
Einschlusskriterien		
	Ja	Nein
Ich bin über 18 Jahre alt		
Ich verfüge über eine normale oder korrigierte Sehstärke		

Einwilligungserklärung zum Datenschutz

Mir ist bekannt, dass bei dieser Studie personenbezogene Daten, insbesondere medizinische Befunde, über mich erhoben, gespeichert und ausgewertet werden sollen. Die Verwendung der Angaben über meine Gesundheit erfolgt nach gesetzlichen Bestimmungen und setzt vor der Teilnahme an der Studie folgende freiwillig abgegebene Einwilligungserklärung voraus, d.h. ohne die nachfolgende Einwilligung kann ich nicht an der Studie teilnehmen.

1) Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen dieser Studie erhobene Daten, insbesondere Angaben über meine Gesundheit erhoben, in Papierform oder auf elektronischen Datenträgern in der neurologischen Klinik Düsseldorf, aufgezeichnet und gespeichert werden.

2) Ich bin darüber aufgeklärt worden, dass ich meine Einwilligung in die Aufzeichnung, Speicherung und Verwendung meiner Daten jederzeit widerrufen kann. Bei einem Widerruf werden meine Daten unverzüglich gelöscht.

3) Ich erkläre mich damit einverstanden, dass meine Daten nach Beendigung oder Abbruch der Studie 10 Jahre aufbewahrt werden. Danach werden meine personenbezogenen Daten gelöscht, soweit die nicht gesetzlichen, satzungsgemäßen oder vertraglichen Aufbewahrungsfristen entgegenstehen.

4) Die unter „Einschlusskriterien“ aufgeführte Tabelle wurde von mir selbst ausgefüllt und entspricht meinem Wissen nach der Wahrheit.

Datum und Unterschrift des Studienteilnehmers und des Studienleiters

Bestimmung der Händigkeit nach Oldfield

Short version

	R	L
1. schreiben		
2. malen		
3. werfen		
4. Schere		
5. Zahnbürste		
6. Messer		
7. Löffel		
8. Besen (upper Hand)		
9. Streichholz anzünden		
10. Box öffnen		

i Which foot do you prefer to kick with?		
ii Which eye do you use when using only one?		

Name: _____

Leave these spaces blank

L.Q. _____

Decile _____

Decile values: Right			Decile values: Left	
Decile	L. Q.		Decile	L. Q.
1	48		1	28
2	60		2	42
3	68		3	54
4	74		4	66
5	80		5	76
6	84		6	83
7	88		7	87
8	92		8	90
9	95		9	92
10	100		10	100

Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere an Eides statt, dass die Dissertation selbständig und ohne unzulässige fremde Hilfe erstellt worden ist und die hier vorgelegte Dissertation nicht von einer anderen medizinischen Fakultät abgelehnt worden ist.

Duisburg, den 22.11.2015

Alexander Kammerzell
