

Aus dem Institut für Medizinische Psychologie der Universität München

Vorstand: Prof. Dr. phil. Dr. med. habil. Ernst Pöppel

Analyse von Feinmotorikstörungen bei Patienten mit Schädel-Hirn-Trauma

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Sonja Mafalda Buhmann

aus

München

Jahr 2005

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: PD. Dr. rer. hum. biol. Joachim Hermsdörfer

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. St. Förderreuther

Prof. Dr. Th. N. Witt

Prof. Dr. F. Heinen

**Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. rer. hum. biol./ Dipl. Ing. Christian Marquardt**

Dekan: Prof. Dr. med. Dietrich Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 17.11.2005

Gewidmet meinen geliebten Eltern

Inhaltsverzeichnis:

1.	<i>EINLEITUNG</i>	8
1.1	Problemstellung Schädel-Hirn-Trauma	8
1.2	Motorische Störungen nach Schädel-Hirn-Trauma	12
1.3	Physikalische und physiologische Grundlagen der Griffkraftkontrolle	14
1.3.1	Wirkung der Kräfte bei Objektmanipulation	14
1.3.2	Abstimmung der Kräfte bei Heben und Halten eines Objektes	15
1.3.3	Griffkraftanpassung an Laständerungen bei dynamischer Objektmanipulation	17
1.3.4	Kontrolle der Griffkraft bei der Manipulation von aktiven Objekten	20
1.4	Griffkraftkontrolle bei unterschiedlichen neurologischen Erkrankungen	21
1.4.1	Morbus Parkinson	21
1.4.2	Chorea Huntington	22
1.4.3	Cerebelläre Erkrankungen	23
1.4.4	Schlaganfall	24
1.4.5	Periphere Schäden des sensomotorischen Systems	25
1.4.6	Neurophysiologische Studien	26
1.4.7	Modell der antizipatorischen Griffkraft-Steuerung	26
1.4.8	Schädel-Hirn-Trauma	27
1.4.8	Diffuser Axonschaden und sein Einfluss	30
2.	<i>FRAGESTELLUNG</i>	32
3.	<i>MATERIAL UND METHODEN</i>	37
3.1	Elementare Leistung der feinmotorischen Kraftkontrolle	37
3.1.1	Meßsystem	37
3.1.2	Aufgabenstellungen und Durchführung	38
3.1.3	Datenanalyse	39
3.2	Fingerreaktion bei Störung der Fingerposition	39
3.2.1	Meßsystem	39
3.2.2	Aufgabenstellung und Durchführung	40
3.2.3	Datenanalyse	41
3.3	Untersuchung der Griffkraftkontrolle bei Objektmanipulation	42
3.3.1	Messsystem	42
3.3.2	Aufgabenstellung und Durchführung	44
3.3.3	Datenanalyse	47
3.4	Statistische Verfahren bei Ergebnisauswertung	54
3.5	Untersuchungskollektiv	55
3.5.1	Schädel-Hirn-Trauma-Patienten und Kontrollgruppe	55
3.5.2	Schlaganfall-Patienten und Kontrollgruppe	59
4.	<i>ERGEBNISSE</i>	61
4.1	Gesamtergebnisse: SHT-Kollektiv im Vergleich mit Kontrollgruppe	61
4.1.1	Elementare Leistungen feinmotorischer Kraftkontrolle	61
4.1.2	Reaktion auf Störung der Fingerposition	65
4.1.3	Kraftkontrolle bei Objektmanipulation	67
4.2	Vergleich SHT-Patientenkollektiv mit Schlaganfall-Patientenkollektiv	81
4.2.1	Elementare Leistungen	81
4.2.2	Reaktion auf Störung der Fingerposition	84
4.2.3	Kraftkontrolle bei Objektmanipulation	86
4.3	Follow-Up Ergebnisse 3 Monate nach Erstuntersuchung an 4 SHT-Patienten	99

4.4	Vergleich der Aufgaben	102
5.	<i>DISKUSSION</i>	103
5.1.	Ergebnisse der SHT-Patienten	103
5.2	Ergebnisse der drei Untergruppen des SHT-Patientenkollektivs im Vergleich	112
5.3	Ergebnisse der CVI-Patienten im Vergleich zu SHT-Kollektiv	115
5.4	Verlaufsuntersuchung der SHT-Patienten	117
6.	<i>ZUSAMMENFASSUNG</i>	118
7.	<i>LITERATUR</i>	121
8.	<i>GLOSSAR</i>	129
9.	<i>ANHANG</i>	130
10.	<i>LEBENS LAUF</i>	135
11.	<i>DANKSAGUNG</i>	137

1. EINLEITUNG

1.1 Problemstellung Schädel-Hirn-Trauma

Die Probleme die aufgrund eines Schädel-Hirn-Trauma (SHT) auftreten können, sind äußerst weit reichend und mannigfaltig. So stellt das Schädel-Hirn-Trauma u.a. ein bedeutendes sozioökonomisches Problem unserer Gesellschaft dar, da es v. a. bei jungen Männern als Folge von Verkehrsunfällen auftritt. Für viele Patienten sind die Folgen des SHT mit einer lebenslänglichen Körperbehinderung verbunden.

Als praktische Definition des Schädel-Hirn-Traumas kann ein Schlag auf den Kopf, eine Rissverletzung des Skalps oder Kopfes mit subsequenter Veränderung des Bewusstseinsstatus gelten. Nach Angaben des statistischen Bundesamtes stehen an erster Stelle der Ursachenliste für SHT Verkehrsunfälle (PKW oder Motorrad), gefolgt von Stürzen aus größerer Höhe am Arbeitsplatz oder bei Freizeitaktivitäten, gefolgt von Selbstmordversuchen. Der Gehirnschaden, der nach SHT auftritt, kann entsprechend dem Verletzungsmuster und dem zeitlichen Verlauf eingeteilt werden. Bezüglich des Verletzungsmusters wird zwischen fokalen (Kontusion, Hämatom, Hirnschwellung, Hirninfarkt) und diffusen (diffuser Axonschaden, Hypoxie/Ischämie, diffuse Gefäßschädigung, Fettembolie) unterschieden, wobei bezüglich des zeitlichen Verlaufes eine Unterscheidung zwischen primärem Schaden, der im Moment des Traumas entsteht, und sekundärem Schaden, der als Folge von Komplikationen in Form von intrakraniell oder systemischem Insult entsteht, getroffen wird. Schädel-Hirn-Verletzungen lassen sich unterschiedlich klassifizieren. Eine allgemein akzeptierte Klassifikation des SHT existiert bislang nicht. Die Art der gewählten Klassifikation hängt von der jeweiligen Zielsetzung ab. Absicht einer Klassifikation des SHT kann sein:

- Eine pathophysiologische Einteilung der Verletzungsfolgen zu ermöglichen.
- Art und Schwere der Verletzung zu bestimmen, um hieraus bestimmte Behandlungskonsequenzen zu ziehen.
- Patienten zu identifizieren, die ein erhöhtes Risiko haben, eine intra- oder extrakranielle Komplikation zu entwickeln.
- Eine möglichst exakte Prognose über den Verlauf der Erkrankung zu geben.
- Behandlungsergebnisse in einem Zentrum oder zwischen Zentren zu vergleichen.
- Patientenkollektive als Zielgruppen einer spezifischen Therapie zu definieren.

Klassifikation nach Glasgow-Coma-Scale

Die gebräuchlichsten Klassifikationssysteme des SHT basieren auf der Schwere des erlittenen Traumas oder der pathologisch-anatomischen Verletzungsfolgen.

Zur Beurteilung der Schwere des erlittenen Traumas wird im Allgemeinen die Glasgow-Coma-Skala (*Tabelle 1*) verwendet. Bei dieser von Jennett et. al. eingeführten Skala, werden drei Grundfunktionen des Wachbewußtseins untersucht: Augenöffnen, motorische Reaktion (und zwar die beste motorische Antwort der nicht gelähmten Körperseite) sowie die sprachliche Äußerung. Je nach erreichter Leistung kann in den Einzelkategorien eine Punktzahl zwischen 1 (=schlechtestes Ergebnis) bis 6 erreicht werden. Die jeweils erreichten Einzelzahlen werden zur Gesamtpunktzahl addiert. Man erhält so eine halbquantitative Skala, aus deren Verlauf Veränderungen der Bewusstseinslage rasch erkannt werden können.

Augenöffnen	(1-4 Pkt.)	Motorische Antwort	(1-6 Pkt.)	Verbale Antwort	(1-5 Pkt.)
		auf Aufforderung	6 Pkt.		
		auf Schmerz gezielt	5 Pkt.	voll orientiert	5 Pkt.
Spontan	4 Pkt.	auf Schmerz ungezielt	4 Pkt.	unzureichend orientiert	4 Pkt.
Auf Anruf	3 Pkt.	Beugesynergismen	3 Pkt.	äußert einzelne Worte	3 Pkt.
Auf Schmerzreiz	2 Pkt.	Strecksynergismen	2 Pkt.	unverständliche Laute	2 Pkt.
Kein Augenöffnen	1 Pkt.	keine Schmerzabwehr	1 Pkt.	keine Antwort	1 Pkt.

Tabelle 1: Klassifikation der Schwere des Schädel-Hirn-Traumas anhand der Glasgow-Coma-Skala

Die Beurteilung der Bewußtseinslage nach der Glasgow-Coma-Skala darf jedoch nur bei stabilen Vitalfunktionen erfolgen, damit Veränderungen der Bewußtseinslage zum Beispiel durch Hypotonie oder Hypoxie die erreichten Werte nicht verfälschen. Zu beachten ist jedoch, dass Veränderungen des Wachbewusstseins nach SHT diverse Ursachen, insbesondere auch extrakranielle Verletzungsfolgen, haben können. Diese anderen Ursachen können das eigentliche intrakranielle Geschehen u. U. überlagern und verfälschen. Als häufige dieser Ursachen sind zu nennen: Hypoxämie, Hypotonie und Einfluss von Sedativa. Aus diesem Grunde kann die Glasgow-Coma-Skala erst nach Stabilisierung der Vitalfunktionen zur Beurteilung der Bewusstseinslage herangezogen werden. Als robusteste Komponente

bezüglich Einschätzung der Hirnfunktionsstörung, aber auch hinsichtlich der Prognose des Patienten hat sich hierbei die Beurteilung der motorischen Reaktion erwiesen.

Anatomisch-pathologische Klassifikation

Offenes/Geschlossenes SHT

Neben der Verletzungsschwere ist die pathologisch-anatomische Einteilung des Schädel-Hirn-Traumas klinisch bedeutsam. Der Begriff „Schädel-Hirn-Trauma“ beinhaltet bereits, dass je nach Art und Schwere der auf den Kopf eintreffenden Gewalt anatomisch unterschiedliche Strukturen betroffen sein können. Rein anatomisch unterscheidet man Verletzungen von Kopfschwarte, Schädel, harter Hirnhaut, Gehirn und Hirngefäßen. Beim offenen SHT kommt es durch Verletzung von Kopfschwarte, Schädelknochen und Dura Mater zur Kommunikation zwischen extra- und intrakraniellm Raum. Sichere klinische Zeichen sind der Austritt von Gehirn und/oder Liquor aus der Wunde. Als indirekt offene Verletzung bezeichnet man Läsionen der Schädelbasis im Bereich des Nasendaches oder Felsenbeins, die eine Verbindung des Schädelinneren über Nebenhöhlen bzw. Mastoidzellen nach außen zur Folge haben. Bei geschlossenen oder gedeckten Schädel-Hirn-Verletzungen besteht keine direkte Verbindung zwischen intra- und extrakraniellm Raum. Da die intakte Dura einen guten Infektionsschutz darstellt, haben direkt und indirekt offene Verletzungen ein erhöhtes Risiko posttraumatischer Infektionen (Meningitis, Hirnabszeß, subdurales Empyem).

Diffuses/Fokales SHT

Neben der Einteilung des SHT nach Verletzungsschwere und der Differenzierung zwischen offenem und gedecktem Trauma lässt sich die im Rahmen des SHT erlittene Hirnverletzung pathologisch-anatomisch weiter unterteilen. Bereits Generalli et al. (1982) unterschied, basierend auf den Arbeiten von Becker et al. (1977) „diffuse“ von „fokalen“ Hirnschädigungen. Bei dieser Unterscheidung werden als fokale Schäden all jene bezeichnet, bei denen eine (u. U. operativ behandelbare) umschriebene Läsion (epidurale, subdurale, intrazerebrale Hämatom, umschriebene Kontusionen) vorliegt. Der Ausdruck „diffuse Schädigung“ hingegen bezeichnet überwiegend Verletzungen, die das Gehirn insgesamt betreffen, keine operativ behandelbare Raumforderung zur Folge haben, meist im Rahmen von Hochgeschwindigkeitstraumen entstehen, und bei ausreichender Schwere zur sofortigen Bewusstlosigkeit des Patienten führen. Durch die Einführung der Computertomographie als Routineuntersuchung nach SHT konnten neue Erkenntnisse bezüglich der Pathologie und der Dynamik intrakranieller Verletzungen gewonnen werden, welche in neuere SHT -

Klassifikationen eingeflossen sind. So unterschieden Marshall et. al (1991) nach computertomographischen Kriterien sieben verschiedene Gruppen von Patienten mit deutlich unterschiedlicher Prognose (*Tabelle 2*).

Diffuses SHT Typ I:	Keine computertomographisch fassbaren Läsionen
Diffuses SHT Typ II:	Basale Zisternen abgrenzbar mit einer Mittellinienverschiebung von maximal 5 mm; sämtliche im Computertomogramm fassbare Läsionen unter 25 cm ³ .
Diffuses SHT Typ III:	Basale Zisternen komprimiert oder fehlend mit einer Mittellinienverschiebung von maximal 5 mm; sämtliche im Computertomogramm fassbare Läsionen unter 25 cm ³ .
Diffuses SHT Typ IV:	Mittellinienverschiebung über 5 mm; sämtliche im Computertomogramm fassbare Läsionen unter 25 cm ³ .
Raumfordernde Blutung, operiert:	Alle Verletzungstypen, bei denen eine raumfordernde intrakranielle Blutung operativ entfernt wurde.
Raumfordernde Blutung, nicht operiert:	Alle Verletzungstypen, bei denen eine raumfordernde intrakranielle Blutung operativ nicht entfernt wurde.
Hirnstammverletzung	Verletzung des Hirnstamms im CT sichtbar

Tabelle 2: Computertomographische Klassifikation des Schädel-Hirn-Traumas nach Marshall (1991)

Auch diese Einteilung beruht auf der Unterscheidung zwischen diffusen und fokalen Läsionen. Eine Untergruppe des diffusen Hirnschadens stellt der diffuse Axonschaden (Synonyme: „diffuse axonale Schädigung“, „diffuser Schaden der weißen Substanz“, engl.: „diffuse axonal injury“, „diffuse white matter shearing injury“) dar. Klinisch findet sich dieses Verletzungsmuster vor allem nach schweren Traumen im Hochgeschwindigkeitsbereich und ist gekennzeichnet durch ein tiefes initiales Koma, oft mit Zeichen der Mittelhirnbeteiligung (Beuge- und Strecksynergismen). Der computertomographische Befund ist diskret und steht im Gegensatz zur drastischen klinischen Symptomatik. Charakteristisch sind punktförmige Blutungen im Corpus callosum, in den Basalganglien und im Hirnstamm, häufig verbunden mit subependymalen, ventrikelnahen oder intraventrikulären Blutungen. Intrakranielle Druckerhöhungen werden im Verlauf nur bei etwa 10-15% dieser Verletzungen beobachtet. Als Goldstandard zur Darstellung dieser Verletzungen ist heute die Kernspintomographie zu nennen.

Ökonomischer Schaden

Traumatische Verletzungen, die zu schweren Hirnschäden führen, stellen die häufigste Ursache bezüglich Morbidität und Mortalität bis zu einer Altergrenze von 45 Jahren, nicht nur

in den industrialisierten westlichen Ländern dar. Die sozial-ökonomische Last nach Erleiden eines SHT ist abgesehen von Verlust an Selbstständigkeit und Tod von enormem Gewicht. Als Folgeerscheinungen eines solchen schweren Schädel-Hirn-Traumas zählen nicht nur verlorene Ausgaben für Ausbildung und Berufserfahrung sondern auch verlorenes zukünftiges Einkommen und steigende Ausgaben aufgrund oft notwendiger lebenslanger Betreuung in Fällen von schwerer Behinderung. Im Jahr 1998 wurden in Deutschland ca. 280.000 Patienten pro Jahr mit der Diagnose Schädel-Hirn-Trauma in ein Krankenhaus eingeliefert, wobei glücklicher Weise der größte Anteil von milder oder moderater Natur war. Trotzdem müssen ca. 5% der Fälle als schwerer SHT betrachtet werden, analog einer weltweit gültigen Definition, die von einem GCS < 8 Punkte 6-24 Stunden nach Trauma oder einer Verschlechterung des neurologischen Status Quo innerhalb 24 Stunden ausgeht. Nach empirischen Angaben des Statistischen Bundesamtes in Wiesbaden, ergab sich 1998 eine Zahl von 7.705 Toten als Folge schweren SHTs, was einer Patientenzahl mit schwerem SHT von 12.000 entspricht. Aus dieser Patientenzahl, die ein schweres SHT überleben, lässt sich eine Inzidenz von ca. 1.200 Patienten mit schwerwiegenden Folgebehinderungen pro Jahr berechnen, wobei sich eine jährlich ansteigende Prävalenz abzeichnet. Prinzipiell muss gesagt werden, dass kein SHT zu trivial ist um ignoriert zu werden oder zu schwerwiegend um der Hoffnungslosigkeit zu erliegen, wobei das Outcome der Patienten hauptsächlich von dem Faktor Alter abhängt (Dikmann et al., 1983, 1986). Das Outcome der Patienten nach SHT hängt zu großem Teil von dem Grad der mentalen Folgeschäden, genauer von Persönlichkeitsveränderung und Informationsverarbeitung, und nur bei einigen wenigen Patienten auch vom Grad verbleibender physikalischer Einschränkung ab.

1.2 Motorische Störungen nach Schädel-Hirn-Trauma

Wie bereits beschrieben, leiden viele Patienten nach Überleben eines schweren SHT unter körperlicher und geistiger Einschränkung, wobei einige ihr Leben lang in einer Spezialklinik versorgt werden müssen. In der gängigen Literatur beschäftigten sich einige Autoren, die an der Versorgung und Betreuung von SHT-Patienten aktiv beteiligt sind, mit posttraumatischen Bewegungsstörungen (Koller et al. 1989, Krauss et al. 1996, 1997, Jankovic et al. 1994). Obwohl das SHT als häufige Ursache für Bewegungsstörungen angeführt wird, ist es meist schwierig ist, die Relation zwischen Ursache und Ausmaß der Störung zu bewerten. Die motorischen Störungsbilder, wie sie sich klinisch zeigen, hängen von der Lokalisation der strukturellen Läsion im ZNS ab, wobei an Lokalisationen kortikale, subkortikale Läsionen sowie Läsionen auf Hirnstammebene und zerebelläre Läsionen unterschieden werden. Zu den

schweren motorischen Defiziten post-SHT zählen Hemiparesen, die in unterschiedlichem Schweregrad und unterschiedlichen Ausprägungsformen meist kontralateral zur strukturellen Läsion auftreten. Sie können durch Läsionen der motorischen Rinde, subkortikaler Strukturen sowie der daraus deszendierenden Bahnen verursacht werden. Eine weitere schwere motorische Störung ist die Ataxie. Ataxie heißt Unordnung und wird als Oberbegriff für verschiedene Störungen der Gleichgewichtserhaltung und der Bewegungskoordination verwendet. Ursache für Ataxien sind meist Läsionen des Kleinhirns und der entsprechenden Bahnsysteme. Bei SHT-Patienten werden ataktische Symptome überwiegend durch die Kompression der Kleinhirnstiele ausgelöst, in seltenen Fällen auch durch Kleinhirnblutung oder Kontusion (Freivogel S, 1997). Schon 1817 vermutete James Parkinson eine mögliche Beziehung zwischen Trauma und Auftreten der Parkinsonschen Erkrankung. Mehrere epidemiologische Studien untersuchten bisher die Beziehung zwischen SHT und Parkinsonismus, so zum Beispiel Godwin-Austen, der in England eine positive Korrelation fand. Trotz der Häufigkeit der Berichte über posttraumatischen Parkinson, zeigten sich nur in ein paar Fällen tatsächlich begleitende morphologische Korrelate, wobei die Substantia nigra sich depigmentiert zeigte sowie zusätzlich kleine petechiale Einblutungen im Striatum gefunden wurden, die als Beweis für SHT zu werten sind. Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass es sich bei posttraumatischem Parkinson um eine seltene Entität handelt. Der Hirnstamm scheint relativ gut vor den traumatischen Insulten geschützt zu sein, die in letzter Folge zu Parkinson führen, allerdings kann ein SHT vermutlich die Symptome des Parkinson verschlechtern oder sogar einen bis zum Trauma nur latenten Prozess sichtbar machen (Jankovic et al. 1994).

Theoretisch können auch andere akinetische Syndrome post-SHT auftreten, so zum Beispiel wie in zwei Fällen, kann eine betonte Verletzung des oberen Hirnstammes Blicklähmung, ähnlich den Störungen bei supranukleärer Lähmung in Kombination mit anderen typischen somatomotorischen Störungen, auslösen, allerdings sind diese Störungen, wie an der Fallzahl erkennbar, eher die Ausnahme (Koller et al. 1989). Symptome der Chorea Huntington und Ballismus können auf Läsionen im kontralateralen Nucleus subthalamicus, Striatum oder im Thalamus beruhen, da eine gestörte Funktion dieser Gehirnstrukturen zu Dyskinesien führt. Berichtete Fälle indizieren somit, dass sowohl persistierende als auch vorübergehende Chorea eine Folge von Trauma sein kann, auch wenn dies selten der Fall ist. Man könnte die Hypothese aufstellen, dass auch hier tief liegende Gehirnstrukturen vor Verletzung selbst oder vor einem Verletzungsausmass, das nötig wäre um eine Dyskinesie auszulösen, geschützt sind (Jankovic et al. 1994). Eine weitere Bewegungsstörung, die posttraumatisch auftreten kann,

ist die Glieder - Dystonie. In diesem Kontext ist der verzögerte Beginn der dystonischen Symptome nach SHT interessant; dafür existieren verschiedene Erklärungsmodelle, die eine Progression der ursprünglichen Läsion, einen abweichenden neuronalen Verlauf, eine striatal-thalamische Dyskonnektion und eine degenerativ bedingte Supersensitivität einschließen. Natürlich können auch Störungen wie Tics oder das Gilles-De-la Tourette Syndrom auftreten, allerdings aufgrund fehlender Berichte werden diese zu den äußerst seltenen Komplikationen des SHT gerechnet. Posttraumatischer Tremor, der nicht mit Parkinson oder Kleinhirndysfunktion verbunden ist, wurde in der Literatur beschrieben. Vor allem Läsionen des zerebellären Outflow-Systems oder Hirnstamm lösen kinetischen oder kombinierten Tremor aus. Verletzungen aller Art können an einer Entwicklung abnormaler Bewegungen, die sekundär zu psychologischen Faktoren sind, teilhaben, da die Verletzung eine typische Konversionsreaktion auslöst. Eine Kompensationsreaktion kann eine Rolle in der Entwicklung der Bewegungsstörung spielen, deren Ursache gelegentlich Simulation ist. Oft gestaltet es sich äußerst schwierig diese abnormalen Bewegungsstörungen von unüblichen organischen Dyskinesien zu unterscheiden d.h., diese psychogen verursachten Störungen stellen ein komplexes, schwieriges Terrain der Bewegungsstörungen dar. Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass SHT eine bewährte aber doch ungewöhnliche Ursache für die verschiedenen Formen der Bewegungsstörung darstellt. Allerdings treten behindernde Bewegungsstörungen wie kinetischer Tremor and Dystonie nur in kleinen Patientengruppen auf.

1.3 Physikalische und physiologische Grundlagen der Griffkraftkontrolle

1.3.1 Wirkung der Kräfte bei Objektmanipulation

Wird ein Gegenstand in der Hand gehalten, müssen die Fingerkräfte exakt kontrolliert werden, z.B. muss ein „rutschiger“ Gegenstand mit erhöhter Kraft zwischen den Fingerkuppen gehalten werden um ein Gleiten des Objektes aus der Hand zu verhindern. Die Notwendigkeit einer präzisen Anpassung der Griffkraft bei der Objektmanipulation wird in einem Beispiel aus dem Alltagsleben anschaulich. Beim Hantieren mit feuchter Seife muss eine höhere Griffkraft aufgebracht werden, als beim Halten einer wesentlich griffigeren trockenen Seife. Andererseits sollten die Fingerkräfte bei der Objektmanipulation vor allem bei zerbrechlichen Gegenständen nicht übermäßig hoch sein. Die exakte Regulation der Griffkraft begünstigt die Beweglichkeit der Finger und damit die präzise Manipulation von Objekten. Eindrucksvolle Belege für die hohe Präzision feiner Fingerkräfte, in Abhängigkeit von den Eigenschaften der berührten Objekte, ist das Spiel eines Pianisten oder die Präzision

eines operativen Eingriffes, z.B. einer mikrochirurgischen Operation mit entsprechendem Werkzeug am menschlichen Gehirn. Wird ein Gegenstand frei in der Luft gehalten, so muss die Griffkraft dem Gewicht und der Oberflächenbeschaffenheit des Gegenstandes angepasst werden (Cadoret and Smith 1996; Westling and Johansson 1987, 1984). Beim Bewegen eines Gegenstandes müssen zusätzlich dynamische Kräfte durch adäquate Griffkraft kompensiert werden (Flanagan and Wing 1995, 1993; Wing 1996). Die Kraft, die tangential zur Oberfläche des Gegenstandes wirkt, ist nun eine Kombination aus den Komponenten Gewichtskraft und Trägheitskraft, proportional zur Beschleunigung des Objektes (siehe Abbildung 1)

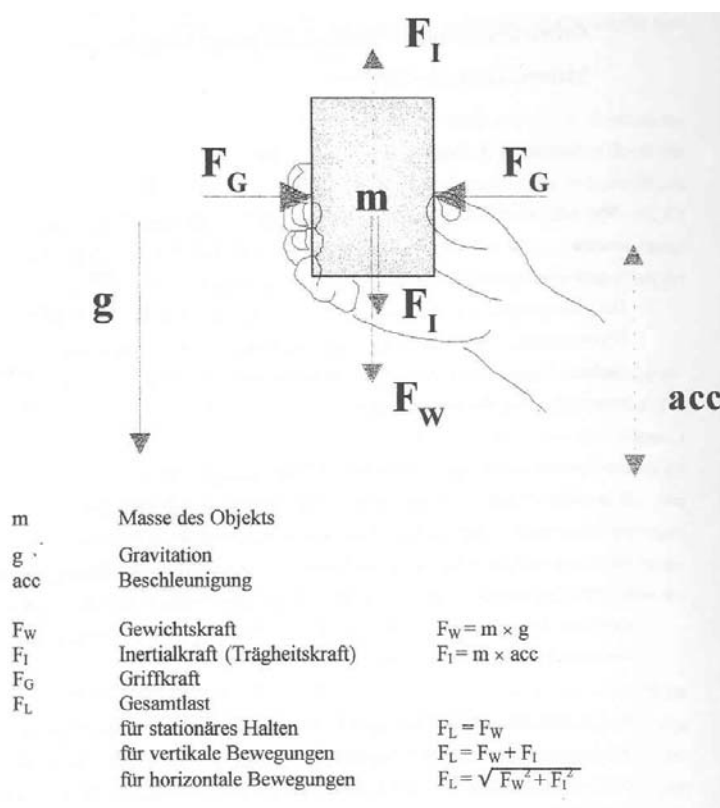


Abbildung 1: Darstellung der physikalischen Kräfte, die während der Manipulation eines in der Hand gehaltenen Gegenstandes auftreten, am Beispiel vertikaler Armbewegungen entlang der Längsachse des Objektes. Die Gesamtlast (FL) muss durch eine adäquate Griffkraft (FG) kompensiert werden, um ein Gleiten des Objektes aus der Hand zu verhindern. Die Gesamtlast (FL) ist für statisches Halten, vertikale und horizontale Bewegungen unterschiedlich zu berechnen.

1.3.2 Abstimmung der Kräfte bei Heben und Halten eines Objektes

Johansson and Westling untersuchten das Anheben, Halten und Absetzen eines zwischen Daumen und Zeigefinger, im so genannten Präzisionsgriff, gehalten Testobjektes (Johansson and Westling, 1984). Dabei konnten sie zwischen sieben Phasen differenzieren (Abb.2). Zunächst werden die Finger bis zur Berührung an das Objekt herangeführt. In der ersten

Phase(a) wird die Griffkraft sukzessive erhöht (preloading) und anschließend steigt in einer zweiten Phase (b) die Hebekraft parallel zur Griffkraft an (loading) In dieser Phase wird das Objekt entsprechend der an den Griffflächen wirkenden Hubkraft nach oben gezogen. Übersteigt die Hubkraft nach oben die Gewichtskraft (c), hebt das Objekt von der Unterlage ab (transitional phase). Während das Objekt in der gewünschten Position gehalten wird (d), ist die Griffkraft nahezu konstant (static phase). Nach dem Rücktransport des Objektes zur Unterlage (replacement) ohne wesentliche Kraftänderungen und einer Verzögerung (f) ändert sich die Griffkraft wiederum parallel zur Hubkraft (g). Die Griffkraft wird gesenkt (unloading) und die Versuchsperson löst den Präzisionsgriff. Die Koordination zwischen Griffkraft und Hubkraft bzw. Gesamtlast kann als Relation zwischen den beiden Kräften dargestellt werden (Abbildung 2b). Um ein Rutschen des Objektes zu verhindern, muss das Verhältnis zwischen Griffkraft und Gesamtlast, das minimal notwendige Verhältnis (slip ratio) zwischen den beiden Kräften, das durch den Reibungskoeffizienten zwischen Objektoberfläche und Haut bestimmt wird, übersteigen. Zur Bestimmung der slip ratio wurden die Versuchspersonen aufgefordert den Griff zu lockern und das Testobjekt aus der Hand rutschen zu lassen. Die slip ratio wird durch die Griffkraft bestimmt, bei der das Objekt wirkt, wenn dieses eben zu rutschen beginnt. Die Differenz zwischen der tatsächlich aufbrachten Griffkraft und der slip ratio repräsentiert eine „Sicherheitsmarge“ (safety margin) zur Vermeidung von Rutschbewegungen bei der Objektmanipulation z.B. durch Ermüdung der Fingerkräfte oder Änderung des Reibungskoeffizienten durch Schwitzen. In einer Studie über die Korrelation zwischen Griffkraft und Last bei Hebeversuchen mit normalen und anästhesierten Fingern von Johansson et al. (1984a) konnte festgestellt werden, dass der Bedarf an afferentem Input in Abhängigkeit von der Vorhersagbarkeit der Objekteigenschaften beträchtlich variiert. Trotz des Fehlens des afferenten Inputs erfolgte die Abstimmung der Griffkraft parallel zu den Variationen der Gesamtlast während der einzelnen Phasen des Versuches, was eine prädiktive Kontrolle der Griffkraft bei der Manipulation von Objekten mit bekannten physikalischen Eigenschaften belegt.

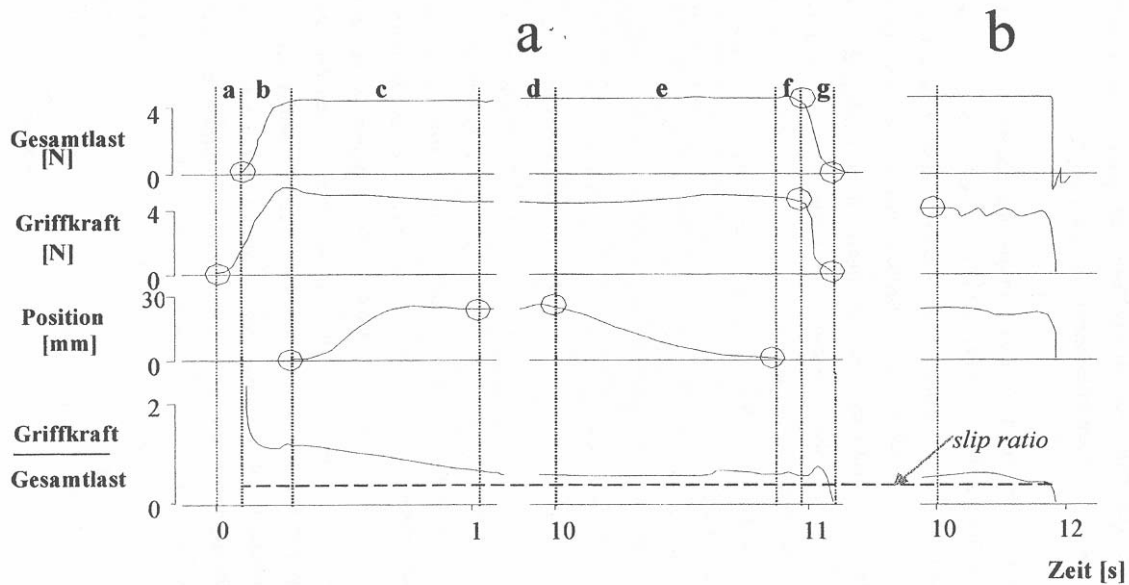


Abbildung 2: a) Gesamtlast (Hubkraft), Griffkraft, vertikale Position und Verhältnis zwischen Griffkraft und Gesamtlast eines einzelnen Hebeversuchs (Objektgewicht: 400g; Oberflächenstruktur: Sandpapier). Erläuterungen zu den sieben Phasen a – g im Text. b) Bestimmung der minimalen Griffkraft (slip force). Die vertikale gepunktete Linie kennzeichnet den Beginn der willentlichen Kraftreduktion. Die minimale Differenz zwischen Griffkraft und Gesamtlast (slip ratio) ist abhängig vom Reibungskoeffizienten zwischen Objektfläche und Haut. Modifiziert nach Johansson et al. (1994).

1.3.3 Griffkraftanpassung an Laständerungen bei dynamischer Objektmanipulation

Auf welche Weise interagieren nun Griffkraft und Gesamtlast bei dynamischen Armbewegungen mit in der Hand gehaltenen Gegenständen?

Flanagan et al. untersuchten die Griffkräfte während diskreten, zyklischen Bewegungen eines gegriffenen Testobjekts (Flanagan and Wing 1993; Flanagan et al. 1993). Ihr Versuchsansatz war einfach: Versuchspersonen ergriffen ein mit Kraftaufnehmer und Beschleunigungssensor ausgestattetes Manipulandum. Während diskreten, mit Pausen zwischen den einzelnen Bewegungen („Punkt zu Punkt“), und zyklischen, d.h. kontinuierlich wiederholten Auf- und Abbewegungen konnten die Griffkraft und Gesamtlast synchron registriert werden. Abbildung 3 zeigt die Abstimmung der Fingerkräfte auf die Gesamtlast während diskreten Auf- und Abbewegung sowie seitlichen Bewegungen des Testobjektes, wobei das Objekt zwischen den einzelnen Bewegungen ruhig in der Luft gehalten wurde. In der vertikalen Bewegungsrichtung wirken sowohl die Gewichtskraft (F_w) als auch Trägheit (FL) in Richtung der Bewegung. Die vertikale Last repräsentiert die Gesamtlast des Objektes. Bei der Bewegung nach oben erreicht die Gesamtlast ein initiales Maximum (wenn das Objekt nach oben beschleunigt wird), gefolgt von einem Minimum am Ende der Bewegung (wenn das Objekt abgebremst wird). Der synchrone Anstieg der Griffkraft kompensiert den Anstieg der

Gesamtlast. Während der Bewegung nach unten zeigt die Griffkraft wiederum ein Maximum zeitgleich mit dem Maximum der Gesamtlast, nun allerdings gegen Ende der Bewegung beim Abbremsen.

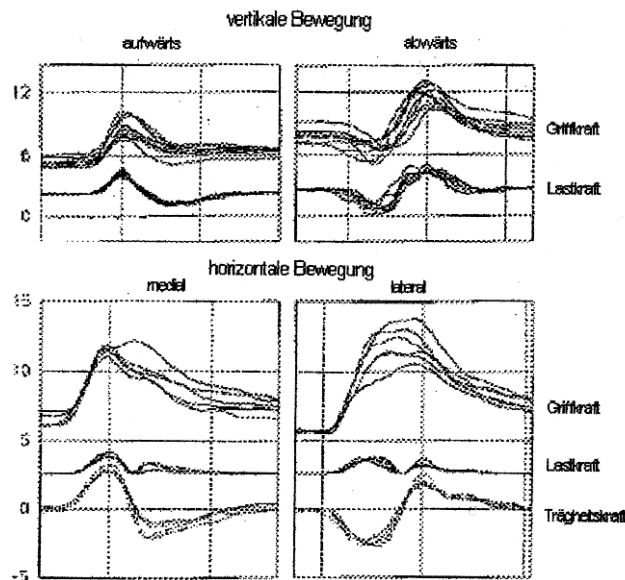


Abbildung 3: Diskrete vertikale und horizontale Bewegungs-Modulation von Griff- und Lastkraft. Aufgezeichnet sind mehrere Bewegungen eines Probanden. Bei den horizontalen Bewegungen ist zusätzlich die horizontal wirkende Trägheitskraft dargestellt. Modifiziert nach Flanagan et al. (1993).

Während horizontalen Bewegungen zeigt sich ein rascher Anstieg der Griffkraft unabhängig von der Bewegungsrichtung. Die Trägheitskräfte beim Beschleunigen des Objektes wirken in Richtung der Bewegung, während die Gewichtskraft senkrecht zur Bewegungsrichtung wirkt. Die Gesamtlast ergibt sich somit aus dem Vektorenprodukt der Gewichtskraft und der Trägheitskraft. Die erhöhten Griffkräfte sind also mit der initialen Beschleunigung und dem folgenden Abbremsen der Bewegung assoziiert. Obwohl die Frequenzen der vertikalen und horizontalen Bewegungen ähnlich sind (siehe Abbildung 4), entspricht die Frequenz der Oszillation der Gesamtlast mit der Gewichtskraft bei vertikalen Bewegungen etwa der Hälfte derer während der seitlichen Bewegungen. Bei vertikalen Bewegungen sind die Amplituden der Gesamtlast und Trägheitskraft (FI) ähnlich, wohingegen das Ausmaß der Gesamtlastmodulation bei horizontalen Bewegungen geringer als das der Trägheitskraft ist. Die Gesamtlast erreicht bei horizontalen Bewegungen niedrigere Amplituden, da die Gewichtskraft und die Trägheitskraft orthogonal zueinander ausgerichtet sind. Bei vertikalen Bewegungen wirken die Gewichtskraft und die Trägheitskraft des bewegten Objektes in der Bewegungsrichtung. Die Maxima der Gesamtlast sind bei vertikalen Bewegungen mit dem unteren Umkehrpunkt der Bewegung assoziiert. Bei horizontalen Bewegungen treten an

beiden Umkehrpunkten der Bewegung Maxima der Gesamtlast von annähernd gleicher Amplitude auf. Die Maxima der Griffkraft treten synchron mit den Maxima der Gesamtlast auf.

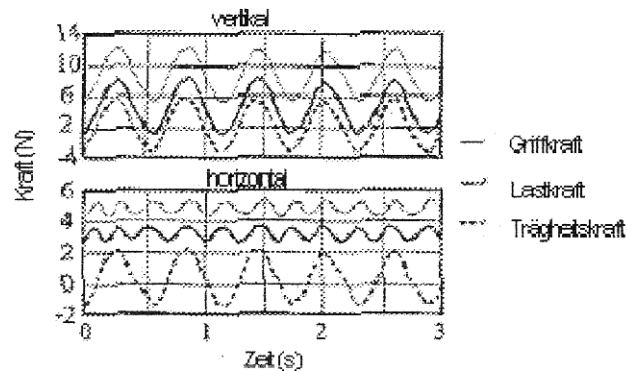


Abbildung 4: Zyklische vertikale und horizontale Bewegungen – Verlauf von Griffkraft, Lastkraft und Trägheitskraft. Modifiziert nach Flanagan et al. (1993).

Die beschriebenen Untersuchungen konnten eine strenge, fein abgestimmte Assoziation zwischen Griffkraft und physikalischen Objekteigenschaften wie Oberflächenbeschaffenheit der Grifffläche und Gesamtlast beim Greifen, Heben, Halten und Bewegen von Gegenständen nachweisen. Als Ursache vermuteten Johansson und Westling eine Ökonomisierung der Kräfte beim Greifen, Heben, Halten und Bewegen von Gegenständen (Johansson&Westling 1984a). Ebenso könnte eine feine Abstimmung der Griffkraft auf die gegenwärtigen Lastbedingungen einer verbesserten Sensibilität, vor allem bei der Gelenkstellung, vermittelt durch Scherkräfte zwischen Objektoberfläche und Haut, dienen. Eine konstant erhöhte Fingerkraft könnte zu einer Kompression der Fingerbeeren und somit zu einer Beeinträchtigung des peripheren sensorischen Systems führen (Johansson and Westling 1984b; Macefield et al 1996). Eine ökonomisierte Griffkraft könnte in allen Bewegungsphasen eine optimale Stimulierbarkeit von bewegungsabhängigen Rezeptoren ermöglichen. Die präzise Abstimmung der Griffkraft auf die zu- und abnehmende Gesamtlast während dynamischer Manipulation eines Objektes ist ein generelles Funktionsprinzip des motorischen Systems zur Kontrolle der Griffkraft. Flanagan and Wing konnten nachweisen, dass selbst bei willentlich erhöhter Griffkraft beim Bewegen eines gehaltenen Gegenstandes eine Modulation der Griffkraft vorhanden war (Flanagan and Wing 1995). Ebenso ist die zeitliche Phasenverschiebung zwischen Gesamtlast und Griffkraftreaktion kleiner als 10ms. Die für eine Feedback-Steuerung üblichen Latenzen zwischen 100 und 150 ms sind nicht nachweisbar. Diese Befunde lassen auf eine antizipatorische (und somit prädiktive) Steuerung

der Griffkraft schließen. Auch in einer Studie mit Lokalanästhesie der greifenden Finger blieb die temporal synchrone Modulation von Griff- und Lastkraft erhalten. Die Probanden produzierten allerdings signifikant erhöhte Griffkräfte, so dass auch ohne Modulation ein sicheres Halten gewährleistet gewesen wäre (Nowak et al. 2001; Augurelle et al. 2003).

1.3.4 Kontrolle der Griffkraft bei der Manipulation von aktiven Objekten

Bei der Manipulation von „passiven“ Objekten, mit stabilen und vorhersehbaren physikalischen Eigenschaften kann das motorische System ein sensomotorisches Gedächtnis etablieren. Dieses sensomotorische Gedächtnis nutzt eine interne Repräsentation von physikalischen Objekteigenschaften und Kräften, die bei früherer Objektmanipulation erfahren und gespeichert wurden. Bei der Manipulation „aktiver“ Objekte, die zu einer unerwarteten Laständerung führen, ist ein sensomotorisches Gedächtnis nicht nützlich. Afferente Signale der taktilen Sensibilität ermöglichen die Registrierung von Laständerungen, um die Griffkraft auf die aktuellen physikalischen Kräfte anzupassen. Die Griffkraftkontrolle in Anpassung an ein „aktives“ Objekt wurde von Johansson et al. (1992c) untersucht. Auf ein Manipulandum wurde per Linearmotor eine plötzliche Laständerung übertragen, die wiederum eine tangential zur Grifffläche wirkende Kraft produzierte, die das Objekt aus der greifenden Hand zog. Nach Beginn der Lasterhöhung erfolgten eine rasche Anpassung der Griffkraft (catch-up response) und eine weitere Phase der kontinuierlichen Griffkraftabstimmung (tracking response). Die Dauer der Latenzphase bis zur ersten Griffkraftreaktion verhielt sich dabei umgekehrt proportional zur Geschwindigkeit der Laständerung (Johansson et al. 1992a, 1992b; Cole and Johansson 1993).

Bei der Untersuchung dieser Fragestellung unter Anästhesie der Finger war die Reaktion der Griffkraft auf Änderungen der Gesamtlast nur gering ausgeprägt oder ganz erloschen. Die Reaktion, wenn vorhanden, setzte mit deutlicher zeitlicher Verzögerung ein (Johansson et al. 1992c). Die initiale Griffkraftreaktion entsprach der charakteristischen Auffangreaktion (catch-up response), wobei die nachfolgende Feinabstimmung (tracking response) der Griffkraft auf die Gesamtlast nicht nachweisbar war. Daher wird vermutet, dass intakte Mechanorezeptoren der Fingerkuppen entscheidend sind für die Feinabstimmung der Fingerkräfte, d.h. dass eine intakte Fingersensibilität die kontinuierliche Abfrage unerwarteter Laständerungen während der Manipulation von „aktiven“ Objekten ermöglicht (Johansson et al. 1992c).

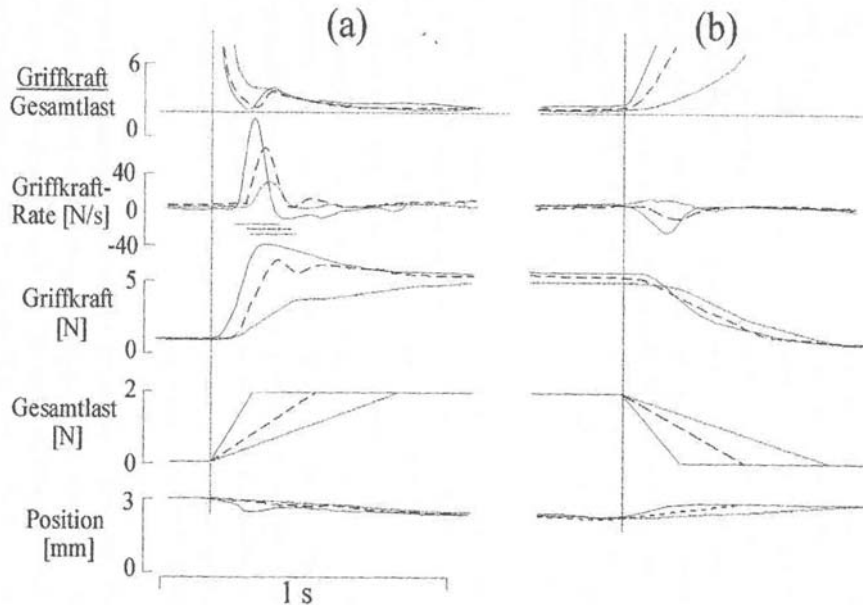


Abbildung 5: Die Gesamtlast des gehaltenen Objekts wird um konstant 2N mit variierender Anstiegsgeschwindigkeit (2N/s – gepunktete Linie, 4N/S – gestrichelte Linie, 8N/s – durchgezogene Linie) beladen. a) Lade- und Plateauphase. Die horizontalen Linien kennzeichnen die Dauer der catch-up response. B) Entlade- und Entlade-Phase. Die vertikalen Linien zeigen den Beginn der Lade- und Entlade-Phase. Modifiziert nach Johansson et al. (1992b).

1.4 Griffkraftkontrolle bei unterschiedlichen neurologischen Erkrankungen

Um genauere Erkenntnisse über die Beteiligung neuronaler Strukturen bei entsprechenden neurologischen Erkrankungen bzw. über das Zusammenwirken dieser bei den Steuerungsprozessen der Griffkraft zu gewinnen, wurde das oben detailliert beschriebene Paradigma bei Patienten mit verschiedenen neurologischen Erkrankungen untersucht.

1.4.1 Morbus Parkinson

In mehreren Arbeiten beschäftigten die Autoren sich mit dem Griffkraftparadigma bei pathologischen Veränderungen der Basalganglien, z.B. bei Parkinson -Patienten. In einer Studie, in der der Anhebe- und Halteversuch bei Parkinson-Patienten mit/ohne Medikation untersucht wurde, ergab sich, dass die Zeitspanne zwischen erstem Kontakt von Hand und Objekt und Beginn der Abhebebewegung deutlich verlängert war. Dies wurde einem fortgeschrittenen Krankheitsstadium zugeschrieben. Bei den meisten Patienten zeigte sich unter Medikation eine deutlich verbesserte Leistung. Die Patienten produzierten deutlich erhöhte Griffkräfte; allerdings erwies sich die parallele Modulation zwischen Griff- und Lastkraft bei unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften wie z.B. Reibung, Gewicht etc. erhalten. Bei plötzlichen Laständerungen zeigten die Patienten eine entsprechend reflexive Anpassung, was eine Intaktheit des sensomotorischen Systems indiziert (Ingvarsson et al.

1997; Fellows et al. 1998). Ähnliche Ergebnisse wurden auch von Fellows et al. (1998) gezeigt, wobei in dieser Studie darüber hinaus stark erhöhte Griffkräfte im Vergleich mit gesunden Kontrollpersonen festgestellt wurden. Deren Schlussfolgerung bezog sich auch auf eine Intaktheit der internen Prozesse zur Regulation der Griffkraftkontrolle. Des Weiteren wurde noch das Defizit in Form einer überschießenden Krafrate erwähnt. Diese Dyskinesien erscheinen medikamentöser Natur zu sein und nicht auf die pathologischen Prozesse der Parkinsonschen Erkrankung selbst zurückzuführen, wie der Artikel von Wenzelburger et al. (2002) aufdeckte. In seiner Studie untersuchten Wenzelburger et al. ebenfalls das Anheb-Halte-Paradigma an Parkinson-Patienten mit und ohne Levodopa- Therapie und erkannte eine deutliche Korrelation zwischen überschießender Griffkraft und aufgetretenen Dyskinesien unter L-Dopa Therapie. Objektmanipulation bei vertikalen Armbewegungen bei Parkinson-Patienten im OFF wurde von Nowak und Hermsdörfer (2002) untersucht, die weder eine Griffkraftehöhung noch abnorme Modulation zwischen Griffkraft und Last beschrieben. Aufgrund deutlicher Bradykinesie wurden verlangsamte Armbewegungen sowie Oszillationen in Griff- und Beschleunigungssignal, auf einen Tremor zurückführbar, als Beeinträchtigung festgestellt.

1.4.2 Chorea Huntington

In dem breiten Spektrum von afferenten sensorischen Informationen, die für den Kortex verfügbar sind, spielen nur spezifische Substrukturen des sensorischen Input eine relevante Rolle bei der Planung und Ausführung von willkürlichen motorischen Bewegungen. Wie oben erwähnt, wurde vermutet, dass die Basalganglien eine bedeutende Rolle bezüglich des sensorischen kortikalen Input spielen (Lidinsky et al. 1985). Bei Erkrankungen mit Beteiligung der Basalganglien, wie bei Chorea Huntington, finden sich meist Störungen von seriell angeordneten komplexen Bewegungen. Dies induziert, dass die Basalganglien eine wichtige Rolle bei der automatischen Ausführung von komplexen Bewegungen, die oft manuelle manipulative Aktionen der Hand involvieren, spielen. Anhand des Anheb-Halte-Versuches fand man erhöhte Griffkräfte in sowohl der Anhebe- als auch der Haltephase bei Patienten im Vergleich zu gesunden Kontrollpersonen. Es zeigten sich auch verlängerte Anhebezeiten und eine verlängerte, aber normal modulierte Griffkraftreaktion auf plötzliche Laständerung, wobei die Adaptation an Gewicht und Reibung intakt war. Die Anhebezeit war verlängert, vor allem beim Anheben von Objekten leichteren Gewichts, was als Unterschiedshinweis zu Parkinsonpatienten zu werten ist, da diese Patienten eine verlängerte Anhebezeit aufweisen, unabhängig von dem Objektgewicht (Schwarz et al. 2000).

Wie oben erwähnt, wurde als Ursache für die erhöhte Griffkraft zum einen eine gestörte Verarbeitung sensorischer Informationen, und zum anderen eine strategische Erhöhung der Griffkraft zur Gewährleistung eines sicheren Haltens bei Tremor oder choreatischen Bewegungen, diskutiert (Gordon et al. 2000; Schwarz et al. 2001; Serrien et al. 2000).

1.4.3 Zerebelläre Erkrankungen

Müller and Dichgans (1994) untersuchten die Auswirkungen von zerebellären Läsionen auf die Produktion von Griffkraft und die Griffkraft-Last-Koordination. Bei den untersuchten Patienten mit Kleinhirnschädigung fand man als Ergebnis zu Beginn der Anhebebewegung eine Griffkraftherhöhung. Die synchrone Anpassung der Griffkraft an wechselnde Lastbedingungen und auch die Reaktion auf plötzliche Laständerung zeigte sich auch in dieser Patientengruppe unbeeinträchtigt (Müller&Dichgans, 1994). Müller&Dichgans beobachteten in der Anhebephase eine gestörte Kraftproduktion, die in der Studie von Fellows et al. 2001 nicht bestätigt werden konnte. Im Gegensatz zu den oben beschriebenen „leichten“ Defiziten, wurden massive Defizite in der Griffkraftsteuerung bei diskreten vertikalen Bewegungen eines Objektes bei Patienten mit degenerativer Kleinhirnerkrankung betrachtet. Der von Babin-Ratté et al. (1999) untersuchte Patient wies eine Griffkraftherhöhung während des gesamten Bewegungszyklus auf; auch die zeitliche Modulation der Griffkraft unterschied sich nicht bei Auf- und Abbewegungen. Er zeigte ein starres Griffkraftmuster. Dies lässt vermuten, dass dieser Patient aufgrund der Degeneration die Fähigkeit verloren hatte, bewegungs- induzierte Laständerungen in sein motorisches Programm zu integrieren und daher ein stereotypes Muster zur Griffkraftkontrolle verwendete. Diese Fakten werden von den Beobachtungen von Miall, Wolpert et al. unterstützt. Es wurde die Hypothese erhoben, dass das Kleinhirn der Sitz der inneren prädiktiven Modellprozessierung darstellt, wodurch eine antizipatorische Steuerung der Griffkraft ermöglicht wird (Miall et al. 1993; Wolpert et al. 1998). Eine aktuellere Studie von Nowak et al. untersuchte 5 Patienten mit Kleinhirnatrophie mit dem Griffkraftkontroll-Paradigma. Die Autoren beschrieben, wie oben bereits erwähnt, überhöhte Griffkräfte sowie diskrete Abweichungen der zeitlichen Kopplung zwischen Griffkraft und Last. Nowak et al. (2002) vermuteten hinter der gesteigerten Griffkraft eine allgemeine Strategie um zerebrale Bewegungsstörungen, wie etwa Ataxien, zu kompensieren. Bezüglich der Beeinträchtigung zeitlicher Aspekte der Griffkraftkontrolle wurde als Ursache eine stadiumsabhängige Störung diskutiert. Die Arbeitsgruppe um Mai beschäftigte sich mit elementaren Kraftkontrollaspekten bei Patienten mit chronischer Kleinhirnschädigung (Mai et al. 1985). Die untersuchten Aufgaben beinhalteten das

Aufrechterhalten von konstanter Kraft auf unterschiedlichen Kraftniveaus mit und ohne visuelles Feedback, schnelle Kraftwechsel, Verfolgung eines visualisierten Zieles und Messung der maximalen Griffkraft. Bei allen Patienten erwies sich die maximale Muskelkraft als normal, wobei alle anderen Aufgaben klare Defizite aufwiesen (Mai et al. 1988). Bei plötzlich auftretenden Laständerungen eines Objektes, das im Präzisionsgriff gehalten wurde, traten die Griffkraftreaktion mit erheblicher zeitlicher Latenz auf oder fehlten gänzlich bei Patienten mit Friedreich's Ataxie, während Patienten mit diffuser zerebellärer Atrophie normale oder eventuell Antworten von geringer Latenz zeigten (Hermsdörfer et al. 1984b). Als Ursache wurde von den Autoren eine Bindung der reaktiven Griffkraftkontrolle an intakte afferente Signale diskutiert, da bei der Diagnose Friedreich's Ataxie vornehmlich eine Pathologie der Afferenzen zum Kleinhirn vorliegt. Die oben beschriebenen Studien verdeutlichen die wichtige Rolle, die das Kleinhirn bei der Kontrolle der Griffkraft spielt; allerdings scheint es aufgrund der unterschiedlichen Ergebnisse differenzierte Störungsmuster bei Affektion unterschiedlicher Bahnen zu geben.

1.4.4 Schlaganfall

Während mehrere Studien die Griffkraft bei Kleinhirn- und Basalganglienerkrankungen untersuchten, existieren relativ wenige differenzierte Studien bezüglich Griffkraft und kortikale Läsionen, wie sie z.B. nach zerebralen Ischämien oder Blutungen auftreten.

Mai & Hermsdörfer (1989) testeten elementare Aspekte der Kraftkontrolle, u. a. sollten Patienten mit Hemiparese zunächst eine präzise Halteaufgabe mit und ohne visuelles Feedback durchführen, anschließend präzises manuelles Verfolgen einer sich ändernden Kraft und Produktion möglichst schneller Kraftwechsel. Die zuletzt genannte Aufgabe erwies sich als besonders sensibler Marker für gestörte Handfunktion (Mai 1989; Mai & Hermsdörfer 1996; Hermsdörfer et al. 1998). Beim Greifen und konstanten Halten eines Objektes zeigten Schlaganfall-Patienten mit Hemiparese deutlich überhöhte Griffkräfte in klarer Assoziation mit Störungen der taktilen Sensibilität (Hermsdörfer et al. 1998). Entsprechende Ergebnisse konnten Nowak et al (2003) in ihrer Studie bei Patienten in der Akutphase nach Schlaganfall anhand einer Untersuchung der Griffkraft beim Anheben, Halten und diskreten vertikalen Bewegungen eines Objektes erheben. Die Patienten, beschrieben mit moderater motorischer Hemiparese und sensiblen Defiziten, zeigten sowohl beim Halten als auch beim Bewegen des Objektes deutlich erhöhte Griffkraft auf der betroffenen Seite, wobei die zeitliche Kopplung von Griff- und Lastkraft nur diskret beeinträchtigt war (Nowak et al 2003). In der neuesten Studie von Hermsdörfer et al. (2003) wurden Patienten nach Schlaganfall bezüglich manueller

Griffkraftmanipulation untersucht. Viele Patienten produzierten übersteigerte Griffkräfte mit ihrer betroffenen Hand in allen Aufgaben der Objektmanipulation. Die Auslenkung der Finger bei der Störungsaufgabe erwies sich als hoch sensitiver Parameter um Griffkraftherhöhung vorauszusagen. Des Weiteren zeigte sich die präzise Griffkraft-Last-Modulation gestört, allerdings konnten nur selten zeitliche Verzögerung zwischen Griff- und Lastkraftprofil bei der dynamischen Aufgabe festgestellt werden. Der elementare Feed-Forward-Mechanismus der Griffkraftkontrolle, durch interne Modelle prozessiert, scheint bei den Schlaganfallpatienten erhalten und somit nicht kortikalen, sondern eher subkortikalen oder zerebellären Ursprungs, zu sein, wie schon vermutet,.

1.4.5 Periphere Schäden des sensomotorischen Systems

Ist das menschliche Gehirn in der Lage Defizite bei Beeinträchtigung der sensiblen afferenten Information durch entsprechende neurophysiologische Mechanismen zu kompensieren? Zur Beantwortung dieser Fragen wurden diverse Studien an Patienten mit peripherer Polyneuropathie oder Karpaltunnelsyndrom durchgeführt. Des Weiteren wurden Studien zur Lokalanästhesie der greifenden Finger an gesunden Probanden durchgeführt. Bezüglich der Messung erhöhter Griffkräfte wurden kontroverse Ergebnisse erzielt, denn sowohl Thonnard et al. (1997), Lowe&Freivalds (1999) und Nowak&Hermsdörfer et al. (2003) fanden erhöhte Griffkräfte bei Objektmanipulation, wohingegen Thonnard et al. 1999 und Nowak et al. 2003a diese Ergebnisse nicht bestätigen konnten. Die zeitliche Griffkraft-Last-Kopplung zeigte sich in keinem der zitierten Studien beeinträchtigt. Bei der Beschreibung einer Einzelfallstudie eines Patienten mit chronischem Verlust der taktilen Sensibilität und Propriozeption (Nowak et al. 2003c) wurde bei der Durchführung vertikaler und horizontaler Armbewegungen massivste Störungen der Objektmanipulation im Sinne einer enormen Griffkraftherhöhung und fehlender Adaptation der Griffkraft an die Last festgestellt. Daraus lässt sich Schluss folgern, dass eine zumindest intermittierende sensorische Rückmeldung für die antizipatorische Steuerung der Griffkraft notwendig ist. Einige Studien von Kriz & Hermsdörfer (1995) gingen der Frage nach, ob sich die Untersuchungsmethode bezüglich der Griffkraftkontrolle nicht nur für diagnostische sondern auch für den therapeutischen Einsatz eignet. Die untersuchten Patienten nach Schlaganfall mit Hemiparese absolvierten mehrere Trainingseinheiten und zeigten eine deutliche Verbesserung der Kraftpräzision beim manuellen Verfolgen einer Zielvorgabe. Ein ganz besonderer Erfolg konnte bei einem Patienten mit gravierenden sensorischen Defiziten verzeichnet werden, der

beim Abheben und Halten zunächst massiv überhöhte Kräfte einsetzte und nach dem Training seine Griffkraft auf der betroffenen Seite nahezu normalisiert hatte (Arbeitsbericht EKN)

1.4.6 Neurophysiologische Studien

Um weitere Einblicke in das komplexe Zusammenspiel neuronaler Strukturen beim Greifen zu erhalten, wurden diverse aktuelle Studien mittels moderner bildgebender Methoden (PET, fMRT) durchgeführt. Mehrere Arbeitsgruppen untersuchten das Greifparadigma bei Affen über direkte Ableitung bzw. Stimulation kortikaler Neurone mittels eingebrachter Mikroelektroden (Hepp - Raymond et al. 1994; Salimi et al. 1999; Kazennikov et al. 1999; Monzee et al. 2004). Andere Gruppen beschäftigten sich mit modernen bildgebenden Verfahren der neuronalen Aktivität mittels funktioneller Magnetresonanztomographie und Positronenemissionstomographie (Ehrsson et al. 2000,2001; Blakemore et al. 2001; Kuhtz-Buschbeck 2001). Anhand dieser Studien konnte eine Beteiligung verschiedener anderer kortikaler Areale zusätzlich zu dem primär motorischen Kortex, dem prämotorischen, dem supplementären Kortex und dem Kleinhirn nachgewiesen werden. Interessanterweise ließ sich beim Präzisionsgriff eine verstärkte Aktivität in prämotorischen und parietalen Arealen beider Hemisphären nachweisen, welche bei Kraftgriffen vor allem kontralateral beobachtet werden konnten. Zur Feinabstimmung der Fingerkraft scheint eine Mitbeteiligung ipsilateraler Strukturen notwendig zu sein (Ehrsson et al. 2000,2001).

1.4.7 Modell der antizipatorischen Griffkraft-Steuerung

Zusammenfassend lässt sich aus den Ergebnissen der beschriebenen Studien folgendes prinzipielles Modell der Griffkraftkontrolle ableiten: Bei der Planung motorischer Befehle wie beim Greifen oder Bewegen eines Gegenstandes, liegen bereits fertige innere Modelle von Objekteigenschaften und Auswirkungen unserer Handlung auf dieses Objekt vor. Abhängig von der Art des Befehles und des Objektes, taktil oder visuell identifizierbar, wird das entsprechende Modell aus dem sensomotorischen Gedächtnis abgerufen und die Griffkraft antizipatorisch zur auftretenden Lastkraft moduliert. Während der Bewegungsausführung erfolgt eine permanente Rückmeldung der aktuellen Begebenheiten mittels sensorischer Afferenzen, v. a. der digitalen Hautrezeptoren und gegebenenfalls eine Korrektur des ablaufenden Programms (Johansson 1998; Flanagan and Johansson, 2004).

1.4.8 Schädel-Hirn-Trauma

Bisher wurden mannigfaltige Studien beschrieben, die sich mit der Änderung von Griffkraft bei den unterschiedlichsten neurologischen Krankheitsbildern beschäftigten. Neuropsychologische Studien bei SHT -Patienten haben sich vor allem auf kognitive, psychosoziale und emotionale Veränderungen konzentriert. Allerdings ist die Anzahl der Studien, die sich mit der Griffkraftkontrolle oder auch anderen motorischen Leistungen von posttraumatischen SHT - Patienten beschäftigt, äußerst rar gesät. Es gibt einige Ausnahmen, die die motorische Leistung als Teil einer umfangreichen Reihe von Untersuchungen im Sinne einer Testbatterie (Dikman, McLean, Temkin&Wyler 1986; Dikman, Reitan & Temkin 1983; Dye, Saxon & Milby 1981; Klove&Cleeland 1972) untersuchten. Zum Beispiel untersuchte Dikmen et al. (1986) das neuropsychologische Outcome 1 Monat nach SHT anhand einer Testbatterie, die Testungen bezüglich motorischer Funktion (Finger Tapping), Aufmerksamkeit & Konzentration, Gedächtnis, Sprachfähigkeit und Leistungsfähigkeit beinhalteten. Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass ein SHT mit Frühschäden assoziiert ist, die man anhand unterschiedlicher Tests erfassen kann, die ein breites Spektrum von Funktionen umfassen und einfache bis komplexe sowie motorische und abstrakte Aufgaben enthalten. 1 Monat nach SHT erwiesen sich alle Aufgaben mit schlechteren Ergebnissen als in der gesunden Kontrollgruppe und auch einfache motorische Aufgaben wie Finger Tapping waren deutlich betroffen. Somit wird die Notwendigkeit des Vergleiches mit einer gesunden Kontrollgruppe offensichtlich, um SHT-korrelierte Defizite zu determinieren. Eine weitere Schlussfolgerung von Dikmen et al. sagt, dass sowohl das Level neuropsychologischer Defizite von der Schwere des ursprünglichen SHT abhängt als auch die zeitliche Verzögerung auf sprachliche Aufforderung zu reagieren und die Komatiefe enger und systematischer mit der Angemessenheit des einmonatigen posttraumatischen Outcome zusammenhängen als retrospektiv erhobene Daten.

Eine weitere Studie von Dikmen et al. (1983) beschäftigte sich ebenfalls mit der neuropsychologischen Wiederherstellung in einer Gruppe von Erwachsenen mit mildem bis schwerem SHT, direkt nach Trauma sowie 12 und 18 Monate nach SHT. Es wurde die so genannte „Halstead Neuropsychologische Testbatterie“ und der „Trail Making Test“ verwendet, die beide einfache als auch sehr komplexe Aufgaben umfassen und sich als sensitiv für die Erfassung genereller oder spezialisierter Aspekte kortikaler Funktion erwiesen. Diese Tests spiegeln differenzierte Funktionen der rechten und linken Hemisphäre wieder. Es wurden einfache und komplexe motorische Funktionen wie Finger Tapping, Griffkraft der Hände (dominant versus nicht-dominant) und Tastfunktion erfasst. Des

Weiteren wurden Aufgaben zu Gedächtnis, Aufmerksamkeit, Flexibilität und Schnelligkeit von Denkprozessen und Logischer Analyse durchgeführt. Schlussfolgernd wurde festgestellt, dass hochgradige neuropsychologische Fähigkeiten vulnerabler sind als Funktionen, die auf niedrigerem Niveau angesiedelt sind. In Folge von Defiziten nach SHT entwickelt sich sowohl bei einfachen als auch bei komplexen motorischen Aufgaben eine Verbesserung über die Zeit. Verschiedenste Faktoren, um die bekannten bzw. postulierten zu nennen: Schwere des SHT, Prämorbidität, Alter, Geschlecht, Zeitspanne zwischen SHT und Untersuchung, beeinflussen offensichtlich das Ausmaß der Verbesserung neuropsychologischer Funktionen an einem fixierten Zeitpunkt nach SHT. Eine adäquate Diagnose schwerer motorischer Störungen ist essentiell für eine optimale Rehabilitation der direkten funktionalen Konsequenzen des Traumas, wobei subtile motorische Defizite auch tägliche Handgriffe und psychosoziale Funktionen beeinflussen können.

Unter anderem untersuchte Haaland et al. (1994) die Wiederherstellung einfacher motorischer Aufgaben wie Finger Tapping und händische Griffkraft 1 Monat und 1 Jahr nach SHT bei Erwachsenen im Vergleich zu einer Kontrollgruppe gesunder Probanden. Bei den SHT-Patienten ergab sich eine Verbesserung der Griffkraft im Vergleich der Untersuchungen 1 Monat respektive 1 Jahr nach Trauma, wohingegen die Kontrollen keine Verbesserung, sondern konstante Leistung zeigten. Im Vergleich der Griffkraft der bevorzugten mit der nicht-bevorzugten Hand ergab sich in der SHT-Gruppe ein signifikanter Unterschied 1 Monat nach Trauma im Sinne einer besseren Leistung der bevorzugt benutzten Hand. Dieser Effekt konnte 1 Jahr nach Trauma nicht wiederholt gezeigt werden. Die Tappingleistung war langsamer bei den SHT-Patienten zu beiden Untersuchungszeitpunkten, wobei sich kein Händeeffekt herausstellen ließ. Allerdings konnte eine Leistungssteigerung im Vergleich der Leistung 1 Monat versus 1 Jahr nach Trauma für beide Gruppen, SHT-Patienten und Kontrollen, und beide Hände verzeichnet werden.

Diese Befunde bedeuten, dass die Patienten 1 Jahr nach SHT immer noch motorische Defizite aufwiesen, wobei die Griffkraft sich sensitiver gegenüber Erholung der Leistung im ersten Post-Trauma Jahr zeigte und die Finger - Tapping - Leistung immer noch Defizite aufwies, vermutlich aufgrund der Geschwindigkeitsanforderung oder auch des repetitiven Charakters der Bewegung. Die Defizite beider Hände der SHT-Patienten deuten an, dass beide Hemisphären zu einem bestimmten Anteil nicht funktionabel sind, am ehesten aufgrund zusätzlichen diffusen, nicht erkennbaren Axonschadens (Graham, Adams, Genneralli et al., 1987). Die Datenlage lässt vermuten, dass trotz der einfachen Aufgaben Finger Tapping und Griffkraftproduktion diese Aufgaben sensitive Indikatoren für einen diffusen SHT-Effekt.

Es ist erstaunlich, dass in der Literatur eine weitaus größere Auswahl von Arbeiten mit Hauptfokus auf Feinmotorikstörungen nach SHT bei Kindern existiert (Kutzt-Buschbeck et al. 2003, 2003, Haley et al. 1990; Bowen et al. 1997; Emanuelson et al. 1998; Brink et al. 1970; Van der Schaaf et al. 1997; Rossi&Sullivan, 1997).

Kutzt – Buschbeck et al. (2003) untersuchten die Erholung sensomotorischer Leistung bei Kindern im Alter zwischen 4 und 15 Jahren nach SHT. mittels Ganganalyse, aber auch Testung grob (Grobmotorische Funktionsmessung)- und feinmotorischer Leistungen (Purdue Pegboard Test, Handfunktionsentwicklungstest). Im Vergleich mit Gangstudien an erwachsenen SHT - Patienten zeigte sich bei den Kindern kein signifikanter Unterschied der Schrittlänge beider Beine, vermutlich aufgrund einer geringeren Lateralisierung der Symptome in diesem Patientenkollektiv.

In vorhergehenden Studien konnte eine gewisse Verlangsamung der oberen Extremität sowie eine gewisse Ungeschicklichkeit bei Kindern nach SHT u. a. im Pegboard Test verzeichnet werden. Dies geht einher mit den Befunden dieser Studie, was wiederum mit schlechterem funktionellem und beruflichem Outcome assoziiert wurde. Jaffe et al. (1995) vermuteten in ihrem Artikel eine schlechtere Wiederherstellung der Hand- als der Gangfunktion; dies könnte mit der basalen Organisation des Gangmusters in neuronalen Kreisläufen auf spinaler und Hirnstammebene begründet werden, wohingegen die Feinmotorikkontrolle der Hand entscheidend von der Intaktheit kortikaler motorischer Areale und der Entstehung kortiko-motoneuraler Projektion abhängt. Daher erscheint das phylogenetisch neuer angelegte System der motorischen Kontrolle der Hand wesentlich anfälliger zu sein als das des Gangkontrollsystem. Ein weiterer Befund von Interesse ergab, dass niedrigere Werte des initialen GCS und auch eine größere Anzahl betroffener Hirnregionen mit stärkeren sensomotorischen Defiziten assoziiert waren. Trotz eindeutiger Verbesserung der Leistung mussten 8 Monate nach Trauma noch Defizite in Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge und Handfunktion verzeichnet werden, d.h. handmotorische Leistung verbesserte sich weniger als die Gangleistung. Bei Kindern nach SHT tritt ein Erholungsmechanismus auf, während unverletzte Kinder auf ihrem ungestörten Entwicklungskurs fortschreiten. Im Fall eines Gehirnschadens tritt eine Verlangsamung der Lernfähigkeit neuer Aufgaben ein und die Konsequenz wird vor allem für jüngere Kinder zerstörerisch sein, die die vorher erworbenen Fähigkeiten und Eigenschaften schlechter wiederherstellen können. Somit brauchen v. a. junge Kinder mindestens genauso potente rehabilitative Behandlung wie ältere Patienten nach SHT. In einer weiteren Arbeit der oben zitierten Arbeitsgruppe wurden ebenfalls Kinder nach SHT bezüglich einer Analyse des Ganges und der Objektmanipulation anhand einer

Transport-Aufgabe untersucht. Der letzte Aspekt von besonderem Interesse ergab eine deutliche Verlängerung der Reaktions-, als auch Bewegungszeit, reduzierte Geschwindigkeit als auch koordinative Defizite. Die motorische Leistung der Kinder nach SHT konnte mit Verlangsamung, instabilen motorischen Mustern und Koordinationsdefiziten beschrieben werden. Beim Greifen des Objektes konnte eine Erweiterung des Handgriffes beobachtet werden, der eventuell eingesetzt wurde um Instabilitäten beim Transportieren des Objektes selbst zu kompensieren.

1.4.8 Diffuser Axonschaden und sein Einfluss

Der Axonschaden und seine tief reichenden Konsequenzen bezüglich des Outcome bei Patienten nach SHT konnte erst kürzlich in seiner Schlüsselvorhersage benannt werden. Schwerer Axonschaden, meist verursacht durch Schermechanismen und Dehnkräfte, vor allem bei Rotationshochgeschwindigkeitstraumen, liegen dem persistierenden vegetativen Status der SHT-Patienten zu Grunde, die ein solches Trauma überleben (Graham et al., 1983, Adams et al., 1989, 1999). Generell umfasst das SHT ein breites Spektrum an fokalen und diffusen Pathologien. Fokale Gehirnläsionen sind meist mit einer starken Einwirkung auf den Kopf assoziiert, während diffuse Schäden meist aus Trägheitskräften resultieren, die vor allem bei Verkehrsunfällen, Sturz aus großer Höhe und /oder bei Sportunfällen auftreten (Genarelli et al., 1982; Geddes et al., 2000). Fokale Gehirntraumen können aufgrund von Einblutungen, Hämatomen oder Kontusion Masseneffekte erzeugen, die wiederum zu Hernierung und Hirnstammkompression führen können. Als Ergebnis kann die Folge dieser fokalen Läsionen, zwar nicht zu sofortigem, aber verzögert auftretenden Koma führen. In Tierstudien konnte gezeigt werden, dass bei diffuser Gehirnschädigung sofortige und verlängerte posttraumatische Bewusstlosigkeit auftritt ohne zugrunde liegende Masseneffekte (Genarelli et al., 1982). Nach mildem, moderatem oder schwerem SHT kann ein Axonschaden fast immer nachgewiesen werden, wobei das Outcome von milder Gehirnerschütterung bis zu tiefem Koma und vegetativem Status reichen kann. Der resultierende traumatische Axonschaden kann von milden Axonschadenfoci bis zur schwersten Form des diffusen traumatischen Axonschaden reichen, welcher ursprünglich als diffuser Axonschaden bezeichnet wurde und überall im Gehirn inklusive des Gehirnstammes verteilt ist. Selbst nach mildem SHT treten solche diffusen Axonschäden auf, wobei ein geringerer Axonschaden als Erklärung für Gehirnerschütterung, und für kognitive und Verhaltensänderungen posttraumatisch in minder schwerem SHT gewertet wird.

Zusammenfassend kann man sagen, dass der Axonschaden von großer Bedeutung ist zur Festsetzung des Outcomes nach SHT. Trotzdem muss nach wie vor die Frage beantwortet werden, ob der Axonschaden selbst inklusive Axonverlust, oder eine andere Ursache, die eng mit der Axonschädigung verbunden ist, für die Festlegung des Outcome verantwortlich ist. In schnell fortschreitenden, fatalen Erkrankungen wie SHT, ist der Axonschaden weit gestreut und auch, wie oben erwähnt, im Bereich der Hirnstammkerne zu finden, die notwendig sind um die entscheidenden Verbindungen zu und von den Nervenkerne zu gewährleisten, die lebensnotwendig sind.

2. FRAGESTELLUNG

Wie beschrieben, stellt das Schädel-Hirn-Trauma ein zunehmendes Gesundheits- und ökonomisches Problem, auch zunehmend ältere Generationen betreffend, dar. Ein großer Teil der Patienten, die ein schweres SHT überhaupt überleben, leiden für mindestens 6 Monate, viele sogar ihr Leben lang, an schweren Folgeschäden, in Form körperlicher und mentaler Defizite. Aus klinischen Untersuchungen ist bekannt, dass ein erheblicher Teil der Patienten, die ein Schädelhirntrauma erlitten, Störungen der motorischen Koordination und sensomotorischer Kontrolle entwickeln, wobei die grobe Kraft erhalten bleibt. Wie in Punkt 1.4.7 beschrieben, wurden feinmotorische Fähigkeiten bzw. deren Störung nach SHT bei Kindern in großem Umfang untersucht, und auch als Teilfokus im Rahmen einer Testbatterie festgesetzt (Dikman, McLean, Temkin and Wyler 1986; Dikman, Reitan and Temkin 1983; Dye, Saxon and Milby 1981; Klove and Cleeland 1972). Bei Erwachsenen nach SHT werden in der Literatur viele Studien beschrieben, in denen zur Erhebung des neuropsychologischen Defizits entsprechende Testbatterien untersucht wurden, meist mit dem Schwerpunkt auf der Erinnerung, dem Sprechen und der Befehlsverarbeitung (Lippert-Grüner et al. 2002; Levin et al. 1979) bzw. auch auf dem Einfluss bestimmter Faktoren auf das Outcome der SHT-Patienten (Heinemann et al. 1990). Viele Studien an Patienten nach SHT untersuchten die Abhängigkeit des Patienten, seine Selbständigkeit und auch Lebensqualität sowie wurden entsprechende Scores, z. B. Coma Remission Score, Barthel Index (zur Beschreibung der funktionellen Selbstständigkeit) erhoben (Oddy et al. 1978;). Wurden in den gerade zitierten Studien motorisches Outcome untersucht bzw. die Patientenmobilität, so wurde meist eine Ganganalyse bzw. die Leistung beim Treppensteigen evaluiert. Die Studien zur Ganganalyse zeigen Potential zur Erhebung der Defizite der unteren Extremität, sind allerdings weniger geeignet, Information über höher standardisierte mobile Fähigkeiten zu geben (Holden M et al, 1984; Baseford et al. 2003).

Die Reihe der beobachteten, und in der Literatur beschriebenen, neurophysiologischen Defizite betreffen grobe Bewegungsstörungen, z. B. Spastik, Bradykinesie, Ataxie und Tremor, wobei diese Erkrankungen zu deutlichen funktionellen Defiziten führen, die nach mildem, moderatem oder schwerem SHT auftreten können (Jankovic et al, 1994; Koller et al. 1989; Alexander M. 1995).

Störungen, die allerdings die „Feinmotorik“ der Hände betreffen, von deren Existenz man aus neurologisch- klinischen Untersuchungen von SHT-Patienten weiß, wurden bisher in der Literatur noch nicht ausreichend beschrieben, charakterisiert und auch nicht quantifiziert.

Daher war es Ziel unserer Studie mittels spezieller Untersuchungen, sensorische und motorische Aspekte der Feinmotorik bei Patienten nach Schädelhirntrauma zu quantifizieren und zu analysieren. Die Patienten befanden sich in der Phase der Rehabilitation in stationärer oder ambulanter neuropsychologischer Behandlung im Krankenhaus München Bogenhausen. Bei der Aufnahme- bzw. Eingangsuntersuchung wurde von den Neurologen als auch von den Ergotherapeuten keine schwere motorische Problematik im Sinne einer Hemiplegie, Plegie, Ataxie, Spastik, aber doch gewisse Defizite bei feinmotorischen Aufgaben (Pegboard Test) festgestellt. Zur weiteren Abklärung und Quantifizierung dieser Störungen wurden die Patienten nach SHT (fokaler/diffus axonaler Schaden) im Rahmen dieser Studie untersucht.

In einem ersten Aufgabenteil (1) wurden die so genannten elementaren Leistungen untersucht werden: a) Testung der elementaren, maximalen Fingerkraft, b) Testung der Fähigkeit repetitiv schnelle Kraftwechsel an einem Manipulandum durchzuführen und c) Testung der sensomotorischen Fähigkeiten auf eine Störung der Handposition zu reagieren. Diese Untersuchungen wurden nach der Beschreibung von Hermsdörfer und Mai (Mai et al. 1988; Hermsdörfer und Mai 1996) durchgeführt.

Essentiell für eine ungestörte Handfunktion ist die Steuerung der Griffkraft. Beim ruhigen Halten eines Gegenstandes, wird die Griffkraft exakt an die physikalischen Eigenschaften des Objektes angepasst, und liegt nur um einen geringen Sicherheitsabstand höher als die minimal notwendige Griffkraft (Johansson & Westling, 1984). Mehrere Arbeiten beschrieben eine parallele Modulation von Griff- und Lastkraft des gegriffenen Objekts (Flanagan and Wing, 1993) mit der Implizierung einer antizipatorischen Steuerung der Griffkraft. Kommt es unerwartet zu plötzlichen Laständerungen, so kommt es über sensomotorische Regelkreise zu einer raschen Anpassung der Griffkraft (Johansson et al 1992 a). Wie in Kapitel 1.4 beschrieben, existiert eine Reihe von Arbeiten, die sich mit der Kontrolle der Griffkraft bei unterschiedlichen neurologischen Erkrankungen beschäftigen, wobei sich differenzierte Störungen nachweisen lassen. Daher war es Ziel der Studie in einem zweiten Untersuchungsteil die Steuerung der Griffkraft nach traumatischer Gehirnschädigung zu untersuchen. Wie oben beschrieben, zeigten die eingeschlossenen Patienten nach SHT v. a. noch feinmotorische Störungen der Handfunktion, wobei einige Patienten auch sensorische Defizite aufwiesen.

Von besonderem Interesse war es, ob zwischen elementaren Leistungen, wie Kraftproduktion, schnellen Kraftwechsel oder Kraftpräzision, und den funktionellen Aspekten, wie Halten oder Bewegen eines Gegenstandes, Zusammenhänge bestehen (2). Allerdings ist zu beachten, dass Kraftproduktion oder schnelle Kraftwechsel nur bedingt Faktoren oder Voraussetzungen für

geschicktes Handling eines eher leichten Gegenstandes darstellen, so dass Korrelationen nicht zwangsläufig zu erwarten sind. Andererseits stellen gerade diese Parameter sensitive Marker für motorische Defizite dar, die ihren Ausdruck v. a. im täglichen Gebrauch von Gegenständen finden, so dass eventuell doch Korrelationen auftreten können.

Bei den manipulativen Aufgaben wurde die Griffkraft-Kontrolle anhand dreier grundlegender Kriterien analysiert (3): 1) Analyse der Anpassung der Griffkraft an das Lastkraftniveau hinsichtlich des Kraftniveaus, 2) Analyse der zeitlichen Korrelation im Sinne der Präzision, und 3) die Überprüfung des Funktionierens des „feed-forward“-Mechanismus im Sinne des sensomotorischen Gedächtnisses beim Bewegen aktiver Objekte.

Es wurde auch Wert auf die Auswirkung sensorischer Defizite auf die 3 oben beschriebenen Leistungen gelegt. Zur objektiven Einschätzung der sensorischen Leistung wurde in der 3. Aufgabe, zum ersten, elementaren Aufgabenteil gehörend, die Reaktion auf eine unerwartet auftretende Störung einer konstanten Fingerposition gemessen. Die Reaktion der Finger bis eine Gegenreaktion auftrat, hatte sich als sensitiver Parameter sensorischer Defizite erwiesen (Hermsdörfer et al. 1992, 1994b). Studien an gesunden Probanden mit Lokalanästhesie der greifenden Finger hatten eindrücklich gezeigt, dass ein Sensibilitätsverlust zur exzessive erhöhten Griffkräften beim Halten und Bewegen eines Objektes führt (Johansson & Westling, 1984, Monzee et al. 2003, Nowak et al. 2001, Augurelle et al. 2003). Man könnte demzufolge erwarten, dass Patienten mit sensiblen Defiziten eine Griffkrafterhöhung aufweisen. Allerdings konnte an Patienten mit diskreten afferenten, peripheren Störungen wie Karpaltunnelsyndrom, Polyneuropathie, durchaus normale Griffkräfte gemessen werden (Nowak et al. 2003c; Thonnard et al. 1999). Es könnte also auch der Fall eintreten, dass Patienten mit nur moderaten sensiblen Defiziten normale Griffkräfte beim Manipulieren einsetzen oder aber z. T. die sensorischen Defizite durch erhaltene afferente Signale z. B. durch Gelenkrezeptoren kompensiert werden. Hinsichtlich der zeitlichen Griffkraft-Last Korrelation zeigte sich in Studien unter Lokalanästhesie als auch mit peripheren sensorischen Defiziten die Kopplung zwischen Griffkraft und Last unbeeinträchtigt (Augurelle et al. 2003, Nowak et al. 2001, 2003b; Nowak and Hermsdörfer 2003). Diskrete Dissoziation zwischen Griffkraft und Last wurden beim Halten eines Objektes unter digitaler Anästhesie in der Anhebe-Phase beschrieben (Johansson and Westling 1984; Monzée et al 2003). Daher kann man vermuten, dass trotz Sensibilitätsdefiziten die Griffkraft mit der Last moduliert wird, eventuell aber diskrete Störungen in der Feinabstimmung beider Kräfte auftreten.

Im Weiteren stellt sich die Frage, ob bei kortikalen und subkortikalen Läsionen nach SHT eine antizipatorische Steuerung der Griffkraft bestehen bleibt. Es wird postuliert, dass für alle motorischen Programme, wie auch für Griffkraftsteuerung, interne Modelle im zentralen Nervensystem gespeichert sind, und entsprechend bei Bedarf abgerufen werden können. In multiplen Studien wurde das Kleinhirn als Sitz der internen Modelle vermutet (Miall et al. 1983; Wolpert et al. 1988; Blank et al 2001), so dass bei der untersuchten Patientengruppe mit kortikalen und subkortikalen Läsionen ohne Einbeziehung des Kleinhirns die internen Modelle und damit die antizipatorische Griffkraft-Steuerung erhalten sein müsste (siehe Kapitel 1.4.4).

Während frühere Studien die Objektmanipulation zumeist anhand eines Aufgabentypus untersuchten bei vielen neurologischen Erkrankungen außer bei SHT, wurde in dieser Studie die Griffkraft bei verschiedenen Objektmanipulationen untersucht, um, wie bei den elementaren Aufgaben, verschiedene Aspekte der Griffkraftsteuerung und Patientenspezifische Defizite zu analysieren: Anheben und Halten des Objektes, Transportieren des Objektes über eine kurze Strecke, zyklische vertikale Bewegungen in drei unterschiedlichen Geschwindigkeiten: langsam-mittel-schnell. Während beim ruhigen Halten die Griffkraft unter statischen Bedingungen beobachtet wird, werden beim Bewegen eines Objektes aufgrund der dynamischen Komponente mit Auftreten von Trägheitskräften andere Griffkraft-Steuerungs-Aspekte erfasst. Es ist zu vermuten, dass unter statischen Bedingungen, wenn mehr Zeit für die Signalverarbeitung zur Verfügung steht, eine kleinere „Sicherheitsmarge“ eingehalten wird, als unter dynamischen Bedingungen. Eventuell wenden Patienten bei dynamischen Aufgaben kompensatorisch mehr Kraft auf, aus Angst, das Objekt fallen zu lassen, als Gesunde und führen die Bewegung langsamer aus. Andererseits könnte man vermuten, dass Patienten mit Sensibilitätsdefiziten unter dynamischen Bedingungen die Griffkraft besser an die Last anpassen können, als unter statischen, da in Bewegung fortlaufend propriozeptive Signale von Gelenken und Muskeln einfließen.

Die Griffkraft wird auch mit bestimmt durch die Reibung, die zwischen Hautoberfläche der greifenden Finger und Objektoberfläche besteht. Daher wurde zu Beginn der Untersuchung die minimale Haltekraft bestimmt. Die Patienten wurden instruiert, die Griffkraft so lange zu reduzieren bis das Objekt begann aus der Hand zu rutschen. Die Reibung hängt zum einen von der Beschaffenheit der Objektoberfläche und zum anderen von der Beschaffenheit der Hautoberfläche ab.

Wie in der Einleitung beschrieben, wird SHT unterschiedlich eingeteilt. Eine gängige Differenzierung ist die Unterscheidung zwischen fokalem intrazerebralen Schaden und

diffusem Axonschaden bzw. die Kombination aus beiden Formen. Bei den Patienten als auch den gesunden Kontrollprobanden wurde mittels eines Händetests die mehr- und die weniger betroffene Hand ermittelt. Bei Vorliegen eines fokalen, unilateralen intrazerebralen Schadens und im Vergleich zu den Kontrollen schlechter Leistung der unifokalen, weniger-betroffenen Hand, kann der Verdacht geäußert werden, dass zusätzlich zu dem kontralateralen feinmotorischen Defizit der mehr-betroffenen Hand, verursacht durch die fokale Läsion, ein diffuser Axonschaden vorliegt, der in der Bildgebung nur im Sinne indirekter Zeichen in der MRT verifiziert werden kann. In dieser Studie wurden die Ergebnisse der SHT-Patienten in 3 Gruppen aufgeteilt:

- 1) nur fokale intrazerebrale Läsion mit klarem Defizit der mehr-betroffenen Hand
- 2) nur diffuser Axonschaden mit feinmotorischen Defiziten beider Hände
- 3) fokale Läsion mit schlechter Leistung der mehr-, aber auch der weniger-betroffenen Hand mit Verdacht auf zusätzliches Vorliegen eines diffusen Axonschadens.

Um die untersuchten Aufgaben der SHT-Patienten mit einem Patientenkollektiv zu vergleichen, das ein homogeneres Erscheinungsbild und auch Ergebnisbild liefert, wurde zusätzlich eine kleinere Gruppe von Schlaganfallpatienten untersucht und als Vergleichskollektiv eingeschlossen.

Das Krankheitsbild des Schlaganfalles wurde in Hinblick einer definitiveren Form von fokaler, homogener unilateraler Schädigung als Vergleich zu SHT gewählt.

Eine weitere Frage beschäftigte sich mit dem Verlauf der gemessenen Leistung der SHT-Patienten, wobei 5 ausgewählte Patienten 3 Monate nach der ersten Feinmotorikuntersuchung erneut in den gleichen Aufgaben hinsichtlich einer Leistungsänderung untersucht wurden. Es wurde vermutet, dass elementare Aspekte eine diskrete Verbesserung im Verlauf zeigen würden, wohingegen die komplexeren Aufgaben der Objektmanipulation eher stabile oder leicht verschlechterte Leistung aufweisen würden, hinsichtlich des oben angeführten Aspektes einer eventuellen Kompensation der fehlenden afferenten Signale durch erhaltene Rezeptoren.

3. MATERIAL UND METHODEN

3.1 Elementare Leistung der feinmotorischen Kraftkontrolle

3.1.1 Meßsystem

Zur Erfassung feinmotorischer Griffkräfte wurde die von Hermsdörfer et al. (1994) entwickelte Messapparatur (FCA = Finger Control Analysis) verwendet. Dieses System besteht aus einem 2cm langen zylindrisch geformten Manipulandum, das von den Probanden zwischen Daumen und Zeigefinger im Präzisionsgriff gehalten wurde. Die auf den Zylinder ausgeübte Griffkraft wird von einem eingebauten Sensor als Signal erfasst, verstärkt und in digitalisierter Form einem Personal Computer zugeführt. Das übermittelte Kraftsignal wird in Form eines senkrechten Balkens, dessen Länge die aktuelle Griffkraft widerspiegelt, als visuelles Feedback auf dem Bildschirm dargestellt. Bei der Untersuchung saßen die Patienten in ca. 50-70cm Abstand vor dem in Augenhöhe positionierten Bildschirm, legten die zu untersuchend Hand in bequemer Stellung auf den Untersuchungstisch und hielten den Kraftsensor zwischen den distalen Phalangen des Daumen und Zeigefingers (Präzisionsgriff) frei (siehe Hermsdörfer et al. 1994a).



Abbildung 6: Meßsystem FCA: Der zylinderförmige Kraftsensor wird im Präzisionsgriff gehalten. Die resultierende aktuelle Griffkraft ist in Form eines vertikalen Balkens, die Zielkraft als dünne horizontale Linie auf dem Monitor dargestellt.

3.1.2 Aufgabenstellungen und Durchführung

Produktion maximaler Griffkraft

Die Versuchspersonen wurden aufgefordert auf das oben beschriebene Manipulandum maximale Kraft auszuüben. Dieser Vorgang wurde dreimal mit beiden Händen, beginnend mit der weniger betroffenen Hand, durchgeführt, wobei besonderer Wert darauf gelegt wurde, dass der Sensor freigehalten und die Kraft nur mit Daumen und Zeigefinger produziert wurde. Die produzierte Maximalkraft wurde auf den PC übertragen und auf dem Bildschirm als visuelles Feedback für die Probanden verfolgbar, abgebildet. Die Datenaufzeichnung pro Durchgang betrug vier Sekunden, wobei der eingesetzte Sensor eine Kraft von maximal 100 Newton registrieren konnte.

Schnelle Kraftwechsel

Der Hauptfokus einer weiteren Aufgabe der Untersuchung elementarer Feinmotorikleistungen lag auf der Fähigkeit mit maximaler Geschwindigkeit wechselnd Griffkraft zu erhöhen und wieder zu reduzieren, somit auf der Fähigkeit schnelle Kraftwechsel durchzuführen. Als Richtwert der Kraftamplitude wurde aus der in der vorherigen Aufgabe ermittelten Maximalkraft der 10%-bzw. der 20% Mittelwert als unterer bzw. oberer Begrenzungswert auf dem Bildschirm in Form horizontaler Balken markiert. Die Kraftwechsel sollten innerhalb dieser Begrenzungslinien bzw. mit minimaler Über- oder Unterschreitung, durchgeführt werden. Dabei lag die Betonung der Instruktion auf der Geschwindigkeit und nicht auf der Präzision um für alle Versuchspersonen vergleichbare Amplitudenverhältnisse zu schaffen. Diese Aufgabe wurde ebenfalls beidseits in drei Durchgängen à mindestens 20 Kraftwechsel bei einer maximalen Aufzeichnungsdauer von acht Sekunden registriert. Beide Aufgaben wurden in der beschriebenen Reihenfolge beidseitig geprüft, wobei bei den Patienten zuerst die Leistung der weniger - und anschließend die der mehr- betroffenen Hand untersucht wurde. In der Kontrollgruppe begannen 50% der Probanden mit der rechten, und 50% mit der linken Hand. Alle Teilnehmer der Untersuchung erhielten klar verständliche Instruktionen des Untersuchers bezüglich der Durchführung der Aufgabe. Der Untersucher führte einen Durchgang zur Demonstration vor. Die Probanden konnten den entsprechenden Aufgabentypus mehrmals vor der eigentlichen Aufzeichnung üben.

3.1.3 Datenanalyse

Die einzelnen Leistungen der Probanden wurden mit Hilfe des PC – Programms „FCA“ graphisch und statistisch analysiert. Das Programm verwendet zur Filterung, Glättung der Originaldaten sowie zur Berechnung der Krafrate entsprechende mathematische Verfahren der nicht-parametrischen Kernschätzung mit Bandbreiten 30 ms bezüglich der Kraft bzw. 50 ms bezüglich der Krafrate. Eine erste Beurteilung der ausgeübten Leistungen ist anhand der gedruckten Darstellung des zeitlichen Kraftverlaufs möglich. Für die beiden durchgeführten Experimente wurden Kennwerte zur Quantifizierung der verschiedenen Leistungen berechnet (siehe Tabelle 3.1). Bei der Aufgabe Maximalkraft F_{MAX} wurde anhand der graphischen Darstellung der drei Durchgänge die Maximalkraft ermittelt. War am Ende der vier Sekunden dauernden Aufzeichnungsdauer das Griffkraftmaximum noch nicht erreicht, d.h. noch eine stetige Kraftaufnahme zu erkennen, wurde dieser Durchgang von der Analyse ausgeschlossen. Dies war äußerst selten der Fall.

Zur Analyse der zweiten Aufgabe, der Durchführung schneller Kraftwechsel (FFC), wurde in der graphischen Darstellung der Kraftkurve ein Datenabschnitt von mindestens 15, wenn möglich von 18- 20 Kraftwechseln, unter Ausschluss der ersten 2-3 Kraftzyklen ausgewertet. Bei einigen Patienten musste allerdings das Zeitfenster aufgrund niedriger Bewegungsfrequenzen vergrößert werden. Mit dem Programm „FCA“ wurde die mittlere Frequenz (Frequ Hz) der Kraftwechsel ermittelt. Als ein Maß für die intra-individuelle Variabilität in der Ausführung wurde der Variationskoeffizient der Amplituden der Kraftwechsel ($VKF[\%] = \frac{SDAmpl}{Ampl}$) berechnet. Tabelle 3.1 zeigt eine Zusammenstellung der hier beschriebenen elementaren Feinmotorikaufgaben, der entsprechend erfassten Leistungsmerkmale sowie der zugehörigen Kennwerte.

3.2 Fingerreaktion bei Störung der Fingerposition

3.2.1 Meßsystem

In dieser Aufgabe kommt ebenfalls ein zylindrisch geformter Kraftaufnehmer zum Einsatz, der zwischen Daumen und Zeigefinger im so genannten Präzisionsgriff gehalten wird. Im Gegensatz zum FCA-System ist dieser Zylinder mit Druckluft aufblasbar, über einen Druckschlauch mit einem Druckregler verbunden und flexibel regulierbar, somit bis zu 20 mm komprimierbar und eignet sich daher zur Messung anisometrischer Kontraktionen. Dieser Zylinder registriert über interne Sensoren kontinuierlich auf den Sensor ausgeübte Fingerkraft und auch den Fingerabstand, verstärkt das Signal und übermittel die digitalisierte Form an

einen PC, der das Signal speichert und ebenfalls in Form eines senkrechten Balkens auf dem Bildschirm als visuelles Feedback darstellt (Details siehe Hermsdörfer et al. 1991).

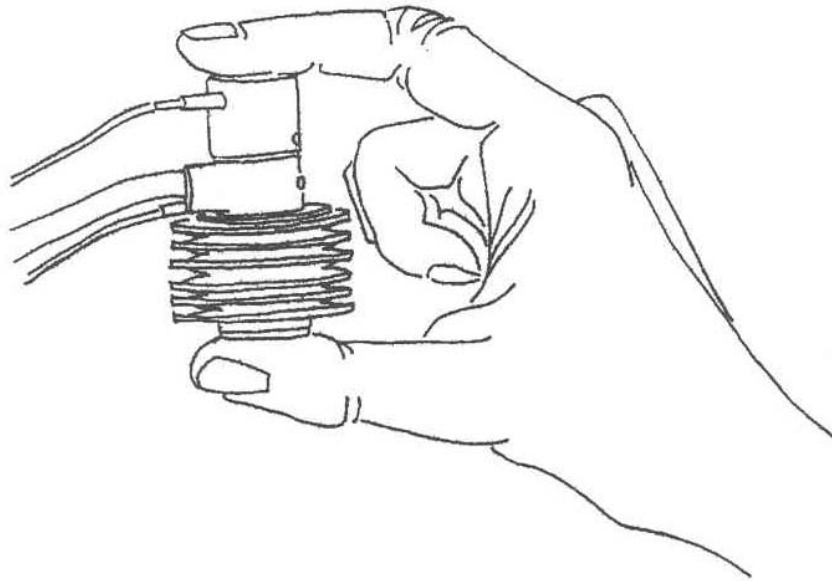


Abbildung 7: Komprimierbarer Zylinder zur Messung anisometrischer Griffkräfte (Abbildung Hermsdörfer et al., 1991)

3.2.2 Aufgabenstellung und Durchführung

Zu Beginn dieser Aufgabe war der Proband zunächst aufgefordert, den aufblasbaren Sensor mit Daumen und Zeigefinger im Präzisionsgriff auf einen Fingerabstand von 65 mm zu komprimieren und diese Fingerposition konstant aufrecht zu erhalten. Die Fingerposition war in Form eines vertikalen Balkens auf dem Bildschirm als visuelles Feedback sowie ein horizontaler Balken als Zielmarkierung abgebildet. Nach 5 Sekunden Halten der Fingerposition wurde das Feedback abgeschaltet und 1-2 Sekunden später wurde eine Lasterhöhung von 2,5 auf 7,5N im Inneren des Sensors, mittels Druckluft produziert, wodurch die Finger der Probanden spontan ausgelenkt wurden. Die Probanden wurden instruiert die ursprüngliche Fingerposition beizubehalten, d.h. möglichst schnell die Lasterhöhung mit reaktiver Griffkrafterhöhung zu kompensieren. Es war den Probanden nicht möglich ihre Fingerreaktion visuell zu kontrollieren, da die Sicht auf die Hand mit dem Manipulandum durch eine Abdeckung verhindert wurde. Pro Hand wurden 11 Durchgänge durchgeführt und aufgezeichnet, wobei von den aufgezeichneten Durchgängen drei ohne Störung zur Übung und anschließend fünf mit und drei ohne Störung der Fingerposition durchgeführt wurden. Die Abfolge des zweiten Blocks erfolgte in einer pseudorandomisierten Art und Weise. Die pseudorandomisiert eingestreuten störungsfreien Kontrolldurchgänge dienten der Verhinderung einer prophylaktischen Gegenreaktion in Erwartung einer Störung. Vor der

eigentlichen Untersuchungsaufzeichnung erhielten die Probanden exakte Instruktionen zur Durchführung und eine Demonstration des Aufgabenablaufes und konnten in drei Durchgängen ohne Störung den Aufgabenablauf üben. Wie bei den oben beschriebenen Aufgaben begannen die Patienten mit der weniger-betroffenen Hand.

3.2.3 Datenanalyse

Als quantitativer Parameter dieser Aufgabe wurde die durch die Laständerung aufgetretene Auslenkung der Finger (dS) bis eine Reaktion in Richtung der Ausgangsposition erfolgte, bestimmt. Anhand der graphischen Darstellung der Fingerkraft und –position wurde die Fingerauslenkung ausgewertet. Abbildung 7 zeigte eine Vergrößerung eines Ausschnittes eines Durchganges mit Störung der Fingerposition.

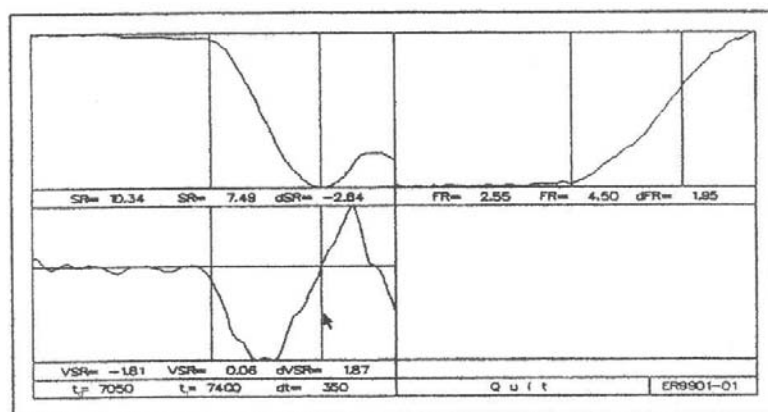


Abbildung 8: Unterteilte Graphik zur Auswertung der Aufgabe „Störung der Fingerposition“; modifiziert nach Hermsdörfer et al. (1991). Links oben: Fingerposition (SR), rechts oben: Griffkraft (FR); links unten: Geschwindigkeit der Positionsänderung (VSR).

Der Beginn der passiven Fingerauslenkung „t0“ wurde als der Zeitpunkt markiert, an dem der Verlauf der Fingerposition sein konstantes Niveau und die Bewegungsgeschwindigkeit das Niveau null verlässt (siehe linke Markierung in Abb.8). Als aktive Reaktion wurde der Beginn einer Gegensteuerung gewertet, wenn der Verlauf des Fingerabstandes sich in die Gegenrichtung bewegte oder eine konstante Fingerposition über eine Dauer von mindestens 100 ms gehalten werden konnte. Dieser Zeitpunkt wurde als „t1“ bezeichnet (rechte Markierung in Abb. 8), wobei in der Geschwindigkeitskurve ein Nulldurchgang registriert werden konnte. Als Kennwert dieser Aufgabe ging die Fingerauslenkung dS (mm) zwischen den Zeitpunkten „t0“ und „t1“ in die weitere Auswertung ein. In dem in Abbildung 8 gezeigten Beispiel betrug die Fingerauslenkung 2,84 mm.

Code	Beschreibung	Zielkraft	Dauer	Kennwert
Fmax	Produktion maximaler Griffkraft		3 * 4s	Maximalkraft Fmax (N)
FFC	Schnelle Kraftwechsel	10-20% /Fmax	3 * 8s	Frequenz (Hz) Varationskoeffizient VKF = SD ΔF/ΔF
FS	Reaktion auf Störung einer konstanten Fingerposition	Fingerabstand 65mm	8 * 10s	Auslenkung der Finger dS (mm)

Tabelle 3.1: Untersuchung elementarer Aspekte der Griffkraftkontrolle

3.3 Untersuchung der Griffkraftkontrolle bei Objektmanipulation

3.3.1 Messsystem

Zur Erfassung von Griffkräften beim freien Bewegen eines Objektes im dreidimensionalen Raum, wurde ein von Jens Philipp (1998) entwickeltes instrumentalisiertes Objekt verwendet, das im weiteren Verlauf als „Thunfischdose“ bezeichnet wird. Das zylindrische, aus Aluminium geformte Objekt mit einem Durchmesser von 95 mm und einer Höhe von 40 mm und einer Masse von 372g vereint in seinem Inneren elektronische Bausteine für Signalerfassung, Signalverarbeitung, Datenspeicherung und Stromversorgung. Es handelt sich hierbei um ein Objekt, das aufgrund der internen Messtechnik ohne die Verwendung von Kabelanschluss an einen PC benutzt werden kann um die freie Objektmanipulation nicht zu behindern. Dieses Objekt enthält einen Kraftsensor, der die auf beide mit Plastikmaterial bedeckten Griffflächen ausgeübte Griffkraft registriert, als auch Beschleunigungssensoren, die lineare Beschleunigungen in allen Dimensionen des Raumes aufzeichnen können. Die in der Thunfischdose aufgezeichneten Daten werden verstärkt, gefiltert und über einen Analog/Digital-Wandler mit einer Auflösung von 12 Bit und einer Abtastrate von 100 Hz in digitale Signale gewandelt. Zur Griffkraftaufzeichnung besitzt das Objekt zwei Aufzeichnungskanäle mit unterschiedlich großen Messbereichen von 0 bis 100 N bzw. von 0 bis 25 N (sowie entsprechend unterschiedlichen Empfindlichkeitsstufen bezüglich der Auflösung). Es steht ein interner Datenspeicher von zwei Megabyte zur Verfügung mit Einzeldatenspeicherkapazität von maximal 250 Messdurchgängen (Details siehe Philipp 1998). Mit einer speziell von Jens Philipp entwickelten Software wurden eine Kalibrierung der Kraft- und auch der Beschleunigungssensoren vor jeder Versuchssitzung durchgeführt. Nach Beendigung der Versuchsreihe jeder Versuchsperson wurden die im Objekt

gespeicherten Daten auf einen PC übertragen, gespeichert, und anschließend wurden die Daten des Objektes in Vorbereitung der nächsten Messsitzung gelöscht. Bei allen Aufgaben mit der Thunfischdose wurde das Objekt zwischen dem Daumen auf der einen Seite und den anderen vier Fingern in Opposition mittig gehalten, um zu gewährleisten, dass der Objektschwerpunkt in der Mitte der Verbindungslinien zwischen den Angriffsflächen der Fingerkräfte lag und Drehmomente somit zu vernachlässigen waren.



Abbildung 9: Die „Thunfischdose“ – das Messsystem zur kabellosen Untersuchung der Griffkraft

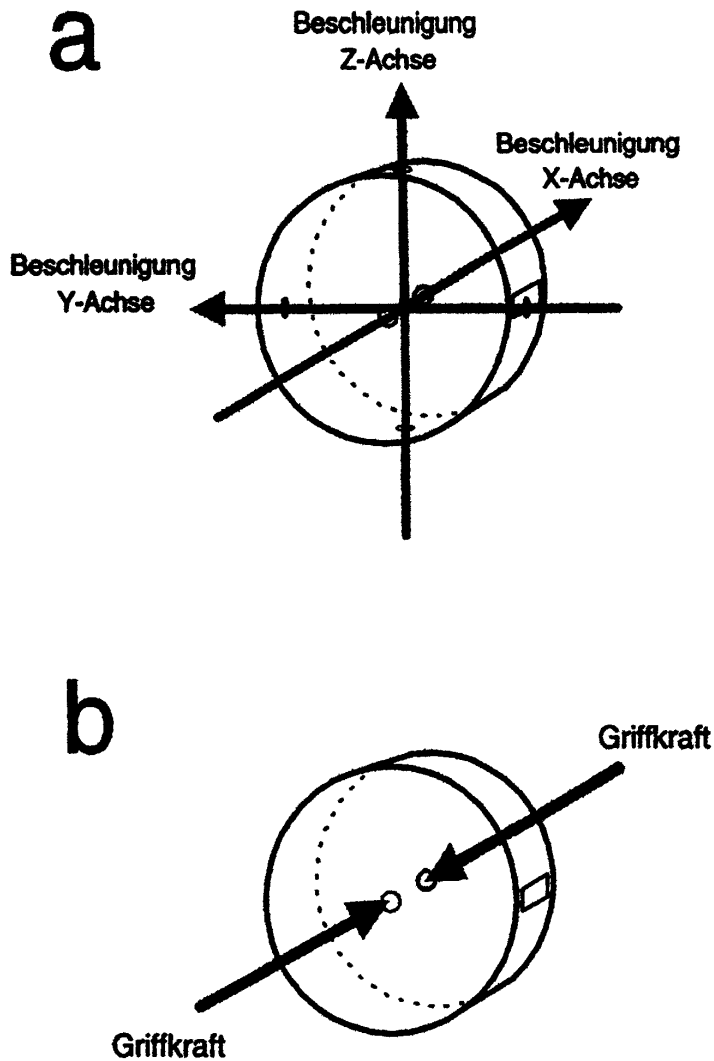


Abbildung 10: a) Messrichtung der Beschleunigungssensoren. X-Achse: „Links – Rechts“; Y-Achse: „Vor – Zurück“ Z-Achse: „Oben – Unten“. b) Der Kraftsensor registriert die Griffkraft, die über die beiden Griffflächen auf das Objekt wirkt.

3.3.2 Aufgabenstellung und Durchführung

Zur Durchführung der Aufgaben mit dem instrumentalisierten Objekt zur Objektmanipulation nahmen die Patienten an einem Tisch, dem Untersucher gegenüber, in aufrechter Position Platz, wobei das Objekt auf dem Tisch, bequem für den Probanden mit der zu untersuchenden Hand erreichbar, positioniert war. Jede Messung wurde per Knopfdruck am Objekt zur Datenaufnahme vom Untersucher gestartet und auch gestoppt. Zu Beginn jeder Untersuchung wurde der Patient mit dem Untersuchungsobjekt vertraut gemacht und über die Robustheit des Objektes gegenüber Sturz oder anderen äußeren Einwirkungen aufgeklärt, um einen möglichst natürlichen Umgang mit dem Objekt zu ermöglichen.

Die Aufgaben wurden in der unten beschriebenen Reihenfolge, bei den Patienten beginnend mit der weniger - betroffenen Hand, durchgeführt. Der Untersucher demonstrierte vor Aufgabenbeginn jeden Aufgabenteil und ließ Übungsdurchgänge durchführen.

Bestimmung minimale Haltekraft

Die minimale Griffkraft, die notwendig ist, um das Testobjekt zu halten, entspricht der Kraftschwelle, ab der das Objekt aus der Hand zu gleiten beginnt. Diese Minimalkraft hängt einerseits vom Objektgewicht und andererseits von der Reibung zwischen Hautoberfläche der Hand und der Objektgriffflächen ab und kann somit individuell variieren. Zur Bestimmung der Kraftschwelle wurde das von Johansson et al etablierte Verfahren verwendet. Die Probanden wurden aufgefordert das Objekt anzuheben, ca. 5 Sekunden ruhig statisch in der Luft zu halten und anschließend langsam die Griffkraft zu reduzieren bis das Objekt aus der Hand glitt. Pro Seite wurden drei Durchgänge durchgeführt und aufgezeichnet.

Halten des Objektes

Bei dieser Aufgabe erhielten die Probanden die Instruktion das Objekt ca. 8 cm, die Höhe durch einen Pfeil markiert, über die Tischoberfläche anzuheben und für ca. 8 Sekunden lang ruhig statisch zu halten und anschließend wieder auf dem Tisch abzusetzen. Das Objekt sollte möglichst frei, ohne Unterstützung des Ellenbogens, gehalten werden. Insgesamt wurden 5 Durchgänge mit jeder Hand durchgeführt.

Transportieren des Objektes

In einer weiteren Aufgabe wurden die Probanden aufgefordert, das Messobjekt über eine Strecke von 30 cm zu transportieren. Das zu transportierende Objekt befand sich mittig, leicht gegen die Sagittalebene gedreht, auf einem runden 4,7 cm hohen Podest, bequem für den zu untersuchenden Arm des Probanden erreichbar. Auf dem Tisch befand sich ein weiteres Podest, in 30 cm Abstand zu dem erst genannten, proximal des Probanden, auf dem die Hand ruhte. Beide Podeste waren in der sagittalen Schulterebene angeordnet. Auf Kommando des Untersuchers war der Proband gefordert das Objekt auf der distalen Plattform zu greifen, zur proximalen Plattform zu transportieren und dort abzusetzen. (siehe Abb. 11). Die Probanden wurden instruiert, die Aufgabe bezüglich der Geschwindigkeit möglichst alltagsgetreu auszuführen (z.B. Transport eines Glases etc). Die Aufgabe wurde mit beiden Händen, mit der weniger - betroffenen beginnend, in acht Durchgängen durchgeführt und aufgezeichnet.



Abbildung 11: Ergreifen und Transportieren der „Thunfischdose“. Die Abbildung zeigt das Ergreifen des Objektes, welches bei der Aufgabe von dem distalen zum proximalen Podest transportiert wurde.

Zyklisch vertikale Bewegungen des Objektes

Bei dieser Aufgabe wurden die Versuchspersonen instruiert, sich mit dem Stuhl etwas vom Tisch wegzubewegen und in gerader Sitzposition das Objekt mit parallel zum Körper ausgerichteten Griffflächen vor dem Oberkörper auf und ab zu bewegen (Haltung des Objektes siehe Abb. 12). Die Amplitude der Bewegung sollte ca. 30 cm betragen, kontrolliert durch ein Lineal, das während der ersten Bewegungen daneben gehalten wurde. Die Bewegungen sollten, wie vom Untersucher demonstriert und in Übungsdurchgängen eingeübt, in drei ansteigenden Geschwindigkeiten (0,5Hz, 1,5Hz, 3 Hz) à 10-12 Bewegungszyklen (Gesamt: 30-40 Bewegungszyklen) flüssig durchgeführt werden. Die Aufgabe wurde in drei Durchgängen mit beiden Händen, wie immer beginnend mit der weniger- betroffenen Hand, durchgeführt und aufgezeichnet. Die Probanden wurden während der gesamten Untersuchung beobachtet und bei Verlangsamung oder Beschleunigung konnte von Seiten des Untersuchers reglementierend eingegriffen werden.

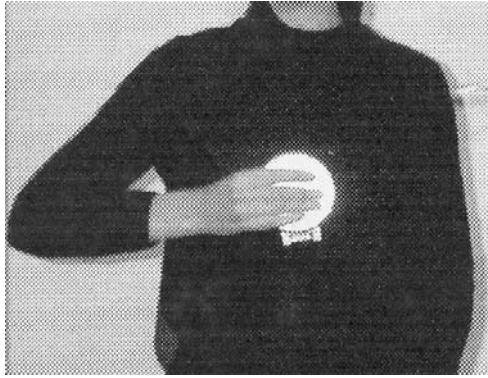


Abbildung 12: Zyklische Auf- und Abbewegungen des Objektes in vertikaler Richtung. Das Objekt wurde parallel zum Körper des Probanden/Patienten auf- und abbewegt. Die Abbildung zeigt das Objekt am unteren Wendepunkt der Bewegung.

3.3.3 Datenanalyse

Die Auswertung der Aufgaben zur Objektmanipulation erfolgte mit Hilfe des Programm „GF“ anhand der graphischen Darstellung der Griffkraft- und der Beschleunigungssignale über der Zeit. Bei der „Bestimmung der minimalen Haltekraft“ wurde die Griffkraft bei der das Objekt begann aus der Hand zu gleiten als minimale Haltekraft „ F_{GSLIP} “ definiert. Der Beginn des Rutschens war an der abrupten Abnahme der Beschleunigungssignale in vertikaler Richtung erkennbar. In Abbildung 13 sind das Griffkraft und Beschleunigungssignal schematisch graphisch dargestellt. Bei der Auswertung der Patientenleistung war es oft schwierig den eindeutigen Zeitpunkt des Beginns des Rutschens zu lokalisieren, so dass bei einigen Patienten nur zwei oder sogar nur ein Durchgang analysiert werden konnte. Bei Durchgängen, bei denen das Objekt aus der Hand gefallen und nicht durch langsame Reduktion der Kräfte gerutscht war, wurden von der Analyse ausgeschlossen.

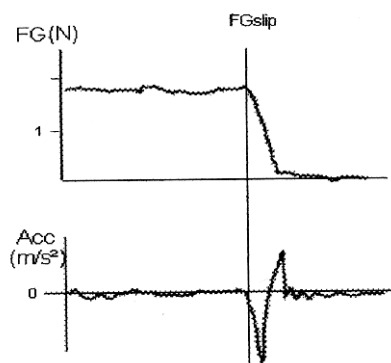


Abb. 13: Schematische Darstellung zur Bestimmung der minimalen Haltekraft F_{GSLIP} . Am Beschleunigungssignal Acc ist der Beginn des Rutschens des Objektes zu erkennen, wobei die korrespondierende zugeordnete Griffkraft der Mindesthaltekraft F_{GSLIP} entspricht.

Halten des Objektes: Abbildung 15 zeigt einen typischen Kurvenverlauf beim Anheben und Halten des Objektes: Die Griffkraft wurde schnell erhöht. Das Anheben und das Abbremsen des Objektes bei Erreichen der vorgegebenen Höhe sind in der vertikalen Beschleunigungsspur entlang der Z-Achse deutlich zu sehen. Anschließend wurde das Objekt mehrere Sekunden lang ruhig statisch in der Luft frei gehalten, wobei sich nur minimale Schwankungen in der Beschleunigungsspur zeigen. In diesem Beispiel wurde die Griffkraft nahezu konstant bei 7N gehalten. Das Absetzen des Objektes wurde zunächst durch eine Änderung im Beschleunigungssignal und dann durch eine Kraftabnahme bei Loslassen des Objektes gekennzeichnet. Bei der Auswertung der Aufgabe wurde 2 s nach dem Anheben und Stabilisieren des Objektes in der konstanten Halteposition eine Markierung gesetzt und über einen Zeitabschnitt von 4 s die mittlere Griffkraft ($F_{G\text{hold}}$) und die Standardabweichung der vertikalen Beschleunigung (AccZ_SD) berechnet (entspricht dem markierten Bereich in Abbildung 14). Die Standardabweichung des Beschleunigungssignals wird als Maß für die Stabilität der Armposition im Raum angesehen. Sowohl in der Patienten- wie auch in der Kontrollgruppe kam es zu Einzeldurchgängen, in denen das Objekt nicht lange genug ruhig in der Luft gehalten wurde, und somit das auszuwertende Zeitfenster entsprechend kleiner gewählt werden musste (2 – 2,5 s). War allerdings die Mittelung der Griffkraft nicht über ein Intervall von 2 s möglich, wurde der Durchgang von der Auswertung ausgeschlossen. Das Absetzen des Objektes ist durch „Spikes“ in den Beschleunigungssignalen erkennbar.

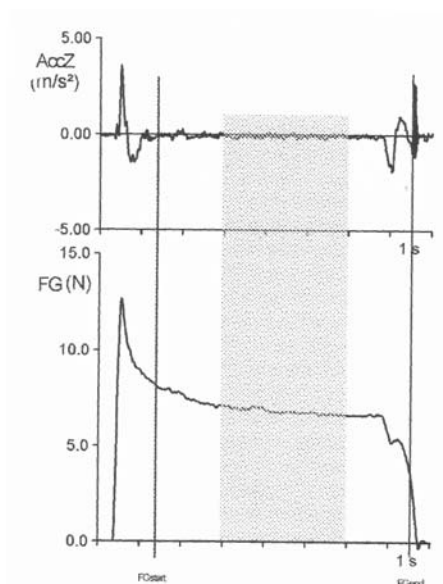


Abbildung 14: Kurvenverlauf der Aufgabe „Halten des Objektes“. AccZ = vertikales Beschleunigungssignal, F_G = Griffkraft; $F_{G\text{start}}$ = Griffkraft zu Beginn der statischen Phase; $F_{G\text{end}}$ = Griffkraft kurz vor dem Absetzen des Objektes.

Beispiel der Halteaufgabe eines gesunden 64-jährigen Probanden. Innerhalb des markierten Bereiches wurde die mittlere Griffkraft $F_{G\text{hold}}$ und AccZ_sd =Variable der Beschleunigung bestimmt.

Transportieren des Objektes: Bei der Auswertung der Aufgabe „Transportieren des Objektes“ war neben dem Griffkraftprofil auch die zeitliche Struktur des Vorganges von Bedeutung. Abbildung 15 zeigt den Transportvorgang einer Kontrollperson (weiblich, 41J, linke Hand), wobei die vertikalen Beschleunigungssignale entlang der Y (AccY)- und Z-Achse (AccZ) sowie das Griffkraftprofil (F_G) dargestellt sind.

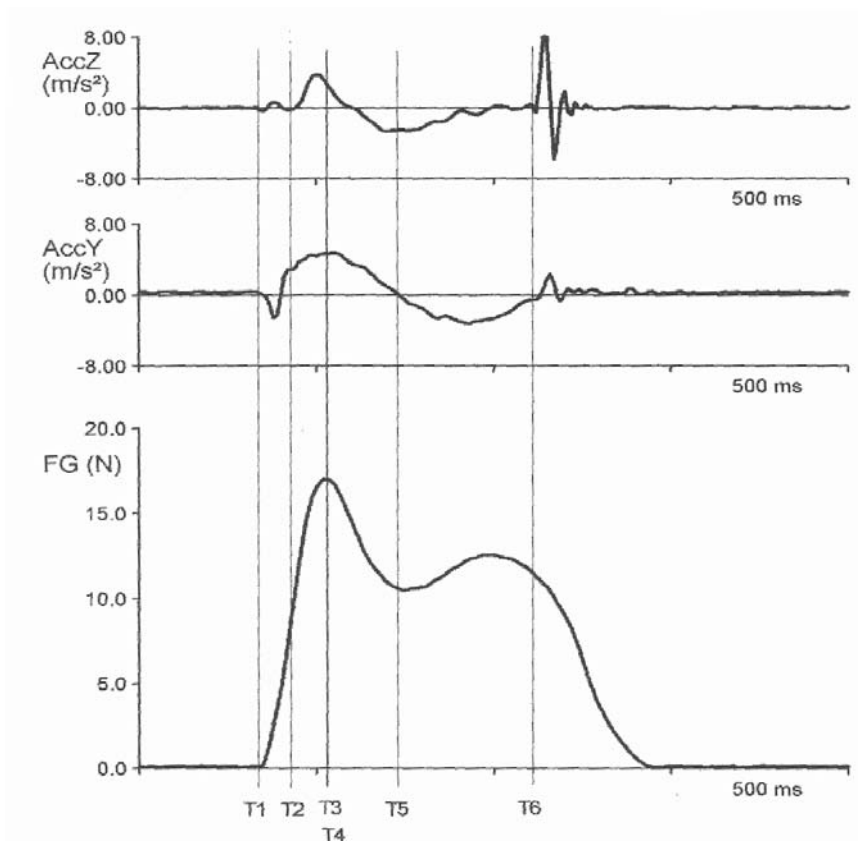


Abbildung 15: Transportieren des Objektes; AccZ=vertikale Beschleunigung; AccY= sagittale Beschleunigung; F_G =Griffkraft.

Beispiel einer weiblichen gesunden 41-jährigen Kontrollperson beim Transportieren des Objektes. T1 – T6 entsprechen den in der Analyse ausgewerteten Zeitpunkten.

Die Griffkraft wurde zügig erhöht. Gleichzeitig wurde auch die Hebekraft erhöht bis sie die Objektgewichtskraft überstieg und das Objekt von der Unterlage abhob. Entsprechend der Untergliederung des Transportes von Johansson und Westling (1984) in sieben Phasen, entspricht dies der „preload“ und „loading“ Phase (vgl. Abbildung 2 T1-T2). Das Anheben (T2) wird durch einen Anstieg in der vertikalen Beschleunigungsspur (AccZ) gekennzeichnet. Das Objekt zeigte auch horizontale Bewegung in Richtung der proximalen Plattform erkennbar in der horizontalen Beschleunigungsspur (AccY). Vor dem tatsächlichen Abheben des Objektes von der Unterlage, fand bei der ersten Berührung zwischen Fingern und Greifflächen eine leichte Bewegung bzw. Kippung des Objektes, erkennbar an den

entsprechenden Signalen in den beiden Beschleunigungsspuren, statt. Laut Johansson und Westling beginnt nach dem tatsächlichen Abheben die „transitional phase“; innerhalb dieser Bewegungsphase erreicht die Griffkraft einen Kraftpeak (T3), um anschließend im Intervall zwischen Beschleunigung und Abbremsung der Bewegung wieder abzunehmen (T5). Zeitlich eng vor den Absetzenvorgang gekoppelt ist ein zweiter Kraftgipfel zu erkennen. Das Absetzen (T6) selbst wiederum ist durch deutliche „Spikes“ in den Beschleunigungssignalen gekennzeichnet. Danach wurde die Griffkraft zunehmend reduziert bis vollständige Unterstützung des Objektes durch die Unterlage gewährleistet war und die Probanden das Objekt vollständig losließen, nach Johansson und Westling die „unloading phase“. Die folgenden Zeitpunkte mit entsprechender Griffkraft und Beschleunigungen wurden anhand der graphischen Verlaufkurven eines einzelnen Durchganges markiert und bestimmt (Abkürzungen siehe Abb.15):

- T1 erste sichtbare Signaländerung in der Griffkraft
- T2 Anstieg in der vertikalen Beschleunigungsspur (AccZ) (Abheben des Objektes)
- T3 absolutes Griffkraftmaximum
- T4 absolutes Lastmaximum
- T5 Zeitpunkt zwischen Beschleunigung und Abbremsen, wenn $AccY = 0$
- T6 Spikes in den Beschleunigungsspuren (Absetzen des Objektes)

In die weitere quantitative Analyse gingen folgende ausgewählten Parameter ein:

- Kraftparameter:* Fgmax: maximale Griffkraft (T3)
- Force ratio:* maximale Griffkraft/maximale Last (T3/T4)
- Zeitparameter:*
 - t-isom: Zeit des Kraftanstiegs von der ersten Berührung bis zum Abheben (T2-T1)
 - t-trans: Zeit für den Transport (Tges – T2)
 - t-ges: Gesamtzeit des Transportvorganges, erster Kontakt bis zum Absetzen des Objektes (T1-T6)

Bei allen Probanden wurde über die acht Durchgänge jeder Hand bezüglich der beschriebenen Leistungsaspekte gemittelt. Für die maximale Griffkraft wurden darüber hinaus die Standardabweichung und der Variationskoeffizient bestimmt.

Zum besseren Verständnis folgt ein Schema zur Darstellung der Lasten, die beim, Bewegen des Objektes auftreten bzw. einwirken (vgl. Abb. 1). Der in dem Objekt integrierte Beschleunigungssensor in Z-Richtung misst bei Bewegung die Summe aus kinematische vertikaler Beschleunigung und Erdbeschleunigung, somit errechnet sich die kinematische Beschleunigung in vertikaler Richtung (AccZ) durch Subtraktion der Erdbeschleunigung g ($g=9,81\text{m/s}^2$) vom gemessenen Beschleunigungssignal. Positive vertikale Beschleunigungen waren entsprechend nach oben gerichtet. Beim stationären Halten eines Objektes entspricht die Last der Gewichtskraft, die sich wiederum aus dem Produkt aus Objektmasse und Erdanziehungskraft g berechnet. Das in unserer Studie verwendete Objekt hat ein Masse von 372 Gramm und somit eine Gewicht von 3,65N. Beim Bewegen eines Gegenstandes wiederum setzt sich die Lastkraft aus der Gewichtskraft (F_w) und der Trägheitskraft (F_i), die der Beschleunigung entgegen wirkt, und aus der Objektmasse und der kinematischen Beschleunigung errechnet wird, zusammen. Bei „idealen“ Auf- und Abbewegungen könnte nur eine Beschleunigung in vertikaler Richtung gemessen werden, wohingegen im Normalfall auch minimale Beschleunigungen entlang der anderen Raumachsen auftreten. Daher geht in die Berechnung der Lastkraft auch die Beschleunigung entlang der Y-Achse, die wie die horizontal Beschleunigung tangential zu den Griffflächen des Objektes wirkt, ein. Allerdings konnte die Beschleunigung in X-Richtung bei der Berechnung der Last vernachlässigt werden, da sie senkrecht und nicht tangential zu den Griffflächen gerichtet ist. Daher berechnet sich die Gesamtlast bei Objektmanipulation in Form vertikaler Bewegungen wie folgt:

$$F_L = m * \sqrt{(\text{AccZ}+G)^2 + \text{AccY}^2}$$

Zyklisch vertikale Bewegungen:

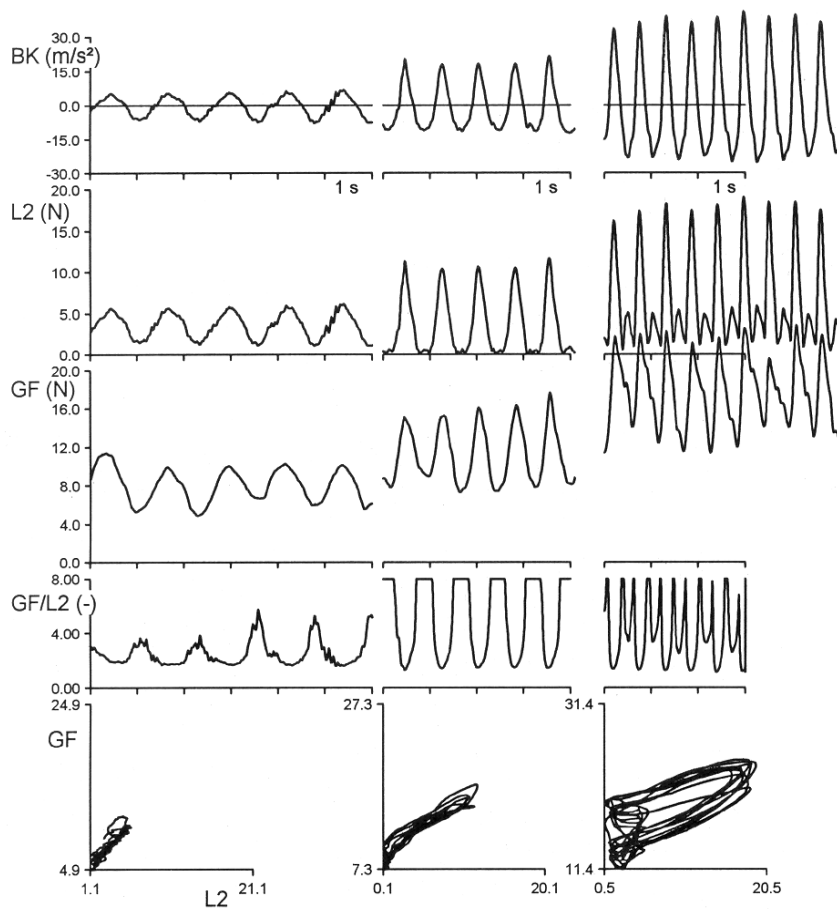


Abbildung 16: *Zyklisch vertikale Bewegungen des Objektes. Beispiel einer gesunden männlichen 45-jährigen Kontrollperson. BK=vertikale Beschleunigung, L2= Lastkraft, GF= Griffkraft, GF/LF= Ratio Griffkraft/Lastkraft, Die unterste Darstellung zeigt die Griff- gegen die Lastkraft aufgetragen.*

Bei den zyklischen Bewegungen gehen die Abbrems- und Beschleunigungsphasen an den Wendepunkten in einander über. Am unteren Wendepunkt, an dem das Objekt aus der Abwärtsbewegung abgebremst und nach oben beschleunigt wird, erreicht die vertikale Beschleunigung ein Maximum, am oberen Wendepunkt, an dem das Objekt aus der Aufwärtsbewegung abgebremst und nach unten beschleunigt wird, ein korrespondierendes Minimum. Die minimale Lastkraft befindet sich am oberen und das Lastkraftmaximum am unteren Wendepunkt, da Gewichtskraft und Trägheitskraft sich am unteren Wendepunkt addieren, während sie am oberen Wendepunkt entgegengesetzt sind und sich somit subtrahieren. Übersteigt nun die Trägheitskraft bei entsprechend hoher Beschleunigungsrate die Gewichtskraft am oberen Wendepunkt, steigt die Lastkraft kurzfristig in die Gegenrichtung an, wodurch kleine „Extra- Peaks“ im Verlauf der Lastkurve entstehen (siehe Lastkurve in Abbildung 16). Wie Abbildung 16 zeigt, verhält sich die Griffkraft exakt synchron zur Lastkraft und erreicht daher am unteren Wendepunkt zeitgleich mit der Lastkraft ein

Maximum und entsprechend am oberen Wendepunkt ein Minimum. In Abbildung 16 wird auch das Verhältnis Griffkraft zur Last als so genannte Krafratio „GF/LF“ gezeigt. Die Ratio wird minimal, dann wenn die Lastkraft ein Maximum erreicht und erreicht Werte um Unendlich, wenn die Lastkraft gleich null wird, was am oberen Wendepunkt der Fall ist. Wird nun die Griffkraft gegen die Lastkraft aufgetragen (vgl. unterster Graph Abb. 16) wird die zeitlich exakte Abstimmung beider Kräfte besonders deutlich. Die Auswertung auch dieser Aufgabe erfolgte anhand der graphischen Darstellung der Leistung, wie oben dargestellt.

Aufgrund des Auftretens deutlicher Unregelmäßigkeiten bei den langsamsten und schnellsten Bewegungen, wurden zur Auswertung nur die Bewegungen der mittleren Frequenz herangezogen.

Außer den abgebildeten und beschriebenen Achsen wurden zur Auswertung zusätzlich die Beschleunigungssignale in X- und Y-Richtung zur Überprüfung der Bewegungsrichtung, die vornehmlich vertikal ausgerichtet sein sollte, dargestellt. Per PC wurde dann mit entsprechenden Algorithmen bei jedem Durchgang Minima und Maxima der vertikalen Beschleunigung, der Last- und Griffkraft sowie die Minima der Krafratio aufgesucht und markiert. Die Befunde wurden kontrolliert und anschließend am Bildschirm manuell ein Zeitabschnitt festgelegt, der einer weiteren Analyse unterzogen wurde. Jeder Zeitabschnitt sollte ca. acht Beschleunigungsmaxima und möglichst eine flüssige, regelmäßige Bewegungskurve beinhalten. Bezüglich der Maxima und Minima der vertikalen Beschleunigung, Lastkraft und Griffkraft und auch für die Minima der Krafratio wurden Mittelwert und Standardabweichung generiert. Aus den auf die beschriebene Weise errechneten Werten, gingen folgende Parameter in eine weitere Analyse ein:

- Vertikale Beschleunigung am oberen Umkehrpunkt (Accmin)
- Vertikale Beschleunigung am unteren Umkehrpunkt (Accmax)
- maximale Griffkraft (Gfmax)
- minimale Krafratio (GF/LF) mit Variationskoeffizient (VK)

Griff- und Lastkraft wurden darüber hinaus einer linearen Regression unterzogen, wobei sowohl Steigung (dGF/dLF) und y-Abschnitt (GF bei $LF = 0$) der Regressionsgeraden bestimmt wurden. Mit Hilfe des Computerprogramms „MatLab“ wurde eine Fourier'sche Analyse durchgeführt mit deren Hilfe die Frequenzen der vertikalen Beschleunigung, Last und Griffkraft berechnet und mittels Kreuzkorrelation von Griff- und Lastkraft der maximale Korrelationskoeffizient „r“ und die Phasenverschiebung beider Kraftkurven (t_{lag}) ermittelt

wurden. Der Korrelationskoeffizient oder mit X-Korrelation bezeichneter Parameter ist ein entscheidender Parameter zur Beurteilung der Griffkraftökonomie. Ein positiver Wert des t-lag stand für eine Griffkraftkurve die gegenüber der Lastkraftkurve zeitlich nach vorne verschoben war. Auf die beschriebene Weise wurde für alle Bewegungsdurchgänge verfahren. Tabelle 3.2. gibt eine kurze Zusammenfassung und Überblick bezüglich der Aufgaben der Objektmanipulation.

Code	Beschreibung	Durchgänge/Hand	Kennwerte (Auswahl)
G slip	Griffkraftreduktion bis Objektgleiten aus Hand	3	GF slip (N) Mindesthaltekraft
G hold	Statisches Objekthalten	5	GF hold (N) mittlere Griffkraft
G move	Transportieren des Objektes	8	Maximale Griffkraft G _{max} (N) Kraft-Ratio T _{isom} (ms) T _{trans} (ms) T _{ges} (ms)
G cycle	zyklisch vertikale Objektbewegungen	3*35 Zyklen	Maximale Griffkraft G _{max} (N) Kraft-Ratio () Kreuzkorrelation () t-lag (ms)

Tabelle 3.2: Untersuchungen der Griffkraft bei Objektmanipulation

3.4 Statistische Verfahren bei Ergebnisauswertung

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte mit Hilfe des Programmsystems SPSS. Der erste statistische Schritt beinhaltete die Berechnung der Mittelwerte der bei den einzelnen Aufgaben aufgeführten Leistungskennwerten eines jeden einzelnen Probanden. Dazu wurde zunächst über alle ausgewerteten Durchgänge, allerdings für beide Hände getrennt, gemittelt und falls in der Beschreibung erwähnt, Standardabweichung und Variationskoeffizient berechnet. Innerhalb der Kontrollgruppen wurden alle Parameter in T-Tests für gepaarte Stichproben auf Signifikanz bezüglich eines Leistungsunterschiedes zwischen betroffener und weniger-betroffener Hand getestet. Im Anschluss wurden die Parameter der Patientenhände, betroffen, und weniger- betroffen, mit T-Tests für unabhängige Stichproben mit den Ergebnissen der Kontrollgruppen auf statistische Signifikanz geprüft. Als Signifikanzniveau wurde ein P-Wert <0,05 definiert. Um entsprechend Einflüsse des Alters, der Händigkeit oder des Geschlechts auf die Ergebnisse der statistischen Analyse zu relativieren, wurde jedem Patient ein in Alter und Geschlecht passender Proband aus der Kontrollstichprobe zugeordnet.

In Abhängigkeit von der prämorbidem Händigkeit des Patienten in Kombination der Betroffenheit, wurde zum Vergleich die entsprechende Hand der Kontrollperson herangezogen und die andere Hand entsprechend mit der weniger betroffenen Seite des Patienten verglichen.

3.5 Untersuchungskollektiv

3.5.1 Schädel-Hirn-Trauma-Patienten und Kontrollgruppe

Das Hauptinteresse unserer Studie lag auf dem SHT-Patientenkollektiv, bestehend aus 14 Patienten, 10 Männer und 4 Frauen, Alter zwischen 18 und 64 Jahren (Mittelwert 37,4 Jahre; Standardabweichung 10,7 Jahre). Die Patienten wurden in der Abteilung für Neuropsychologie, Krankenhaus München-Bogenhausen rekrutiert, wo sich die Patienten in der weiteren Rehabilitationsphase, entweder in stationärer oder schon ambulanter Behandlung in der Tagesklinik befanden. Als Einschlusskriterien wurden definiert: 1) Zustand nach Schädelhirntrauma; 2) abgeschlossene Akut-, als auch frühe Rehabilitationsphase; 3) Alter > 18 Jahre; 4) Neurologische Aufnahmeuntersuchung in der Neuropsychologie Bogenhausen ohne Nachweis schwerer motorischer Defizite (Ataxie, Spastik, Tremor, Hemiplegie); 5) In neurologischer und ergotherapeutischer Aufnahmeuntersuchung Nachweis feinmotorischer Defizite der Hände. Dementsprechend wurden Patienten mit schweren motorischen Defiziten sowie Patienten in der Akut- bzw. Frühphase der Rehabilitation sowie in einem Alter unter 18 Jahren von vornherein ausgeschlossen.

In 12 der eingeschlossenen 14 SHT-Patienten lag, ein entsprechend dem initialen Glasgow Coma Skala, schweres SHT vor (GCS 3-8 Punkte). Nur in 2 Fällen handelte es sich um ein mittelschweres SHT (GCS 9-12 Punkte).

Hinsichtlich der Pathogenese wurden die Patienten entsprechend ihres Verletzungsmusters in drei Gruppen aufgeteilt: 1) Reiner diffuser Axonschaden (DAS) ohne Nachweis einer fokalen, umschriebenen intrazerebralen Läsion, 2) Reiner fokaler Schaden ohne Anhalt für indirekte Zeichen eines DAS in der Bildgebung, 3) Fokale Läsion in Kombination mit DAS (siehe Tabelle 3.4). Initial post-Trauma, wurde im primär versorgenden Krankenhaus eine kraniale Computertomographie zur Diagnosestellung bei allen eingeschlossenen Patienten angefertigt. Des Weiteren wurden zu späteren Zeitpunkten Verlaufs- CCT oder auch Kernspintomographie-Aufnahmen zur Darstellung des Verlaufs angefertigt. In Abbildung 17 sind die Aufnahmen der Läsionen schematisch dargestellt, wie sie im CCT oder MRT aufgetreten waren.

Bei allen eingeschlossenen Patienten wurde vor Beginn der Untersuchung ein Fragebogen durchgegangen. Dieser Fragebogen enthielt Fragen bezüglich Tätigkeiten des Alltags bzw. mit welcher Hand sie präferiert durchgeführt werden waren, um so die mehr-, und weniger-betroffene Hand objektiv differenzieren zu können. Die Patienten wurden auch durch den Untersucher gefragt, mit welcher Hand sie schlechter tägliche Aufgaben verrichten würden, um den subjektiven Eindruck der Patienten hinsichtlich mehr- bzw. weniger-betroffener Hand mit ein zu beziehen.

Ein Untersuchungsbogen, dem Material der EKN für die Rehabilitation entnommen, wurde zusätzlich abgefragt, um die Händigkeit festzustellen. 13 Patienten waren Rechtshänder und ein Patient Linkshänder. Die Untersuchung der Aufgaben zur Feinmotorik erstreckte sich über zwei Therapiestunden à 45 Minuten; um Ermüdungserscheinungen zu vermeiden, auf zwei Tage verteilt. Am ersten Tag fanden die Untersuchung elementarer Aspekte der Kraftkontrolle und die Reaktion auf Störung einer konstanten Fingerposition, am zweiten die Untersuchung der Aufgaben zur Objektmanipulation statt. Tabelle 3.3 gibt einen Überblick über die Alters- und Geschlechtsverteilung des SHT-Patientenkollektivs, sowie über Ätiologie, Lokalisation und Alter der Läsionen.

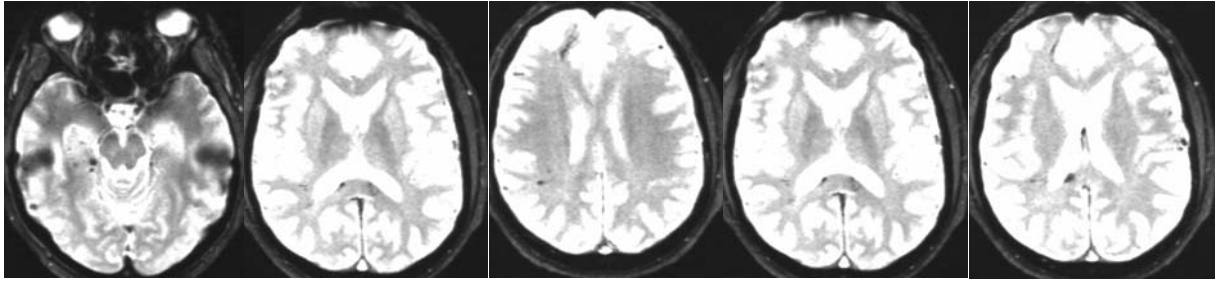
Zum Vergleich der Leistung wurde eine dem Patientenkollektiv in Alters- und Geschlechtsverteilung vergleichbare Kontrollstichprobe gewählt. Die Kontrollgruppe bestand aus 14 gesunden Personen (9 Männer, 5 Frauen; Alter 20 – 67 Jahre; Mittelwert 36,1 Jahre; Standardabweichung 13,8 Jahre; alle Rechtshänder laut Händigkeitstest) ohne akute Symptome oder Anamnese neuronaler Erkrankungen. Die Hände der Kontrollprobanden wurden entsprechend dem Händetest in eine dominante und nicht-dominante Hand unterteilt. Im direkten Vergleich der mehr- bzw. weniger –betroffenen Hand der Patienten mit den Händen der gesunden Kontrollen, wurde jeweils die mehr-betroffene Hand des Patienten mit der nicht-dominanten Hand der entsprechenden Kontrolle verglichen und entsprechend die Leistung der weniger-betroffenen Hand mit der der dominanten, gesunden Hand. Bei der Aussage hinsichtlich Ergebnissen im Vergleich der Hände zwischen den beiden Gruppen (Patienten-Gesunde), kann nur eine eingeschränkte Aussage getroffen werden, da 1 Patient Linkshänder war und entsprechend die Verhältnisse im Vergleich der Händen der Kontrollperson sich umgedreht als bei den anderen Patienten darstellten.

Patient	Alter (a)	Geschlecht	Händig.	Ätiologie	Lokalisation	Zeit seit Insult (Monate)	Betroff. Seite
Nr 2	25	m	r	DAS/SAB/Kont	CC,M l, WM r frontal	6	r
Nr.6	40	m	r	DAS/Kont-B, Ö	l f, r p; l	26	l
Nr 7	61	m	r	DAS/SAB/SDH/Kont-B	l r t, p-m	6	r
Nr 14	18	w	r	DAS	B-S	2	l
Nr 15	28	m	r	SAB/Kont	t-p, E r, contre-coup	2	l
Nr 19	32	m	l	DAS	t-p l, f l	5	r
Nr 20	47	m	r	Open SHT/SDH/Kont	midline shift, f-o	4	r
Nr 21	39	w	r	SDH/EDH/Kont	t r	4	l
Nr 22	36	m	r	DAS/SAB/Kont	f-t, T	5	r
Nr 23	37	w	r	EDH/Kont	f-p r	4	l
Nr 25	24	m	r	DAS/SAB/Kont	t-p l, E l	20	r
Nr 28	35	m	r	SDH/Kont	f l, H, o r	18	l
Nr 31	62	w	r	SDH/EDH/SAB	f-t r	4	r
Nr 32	53	m	r	SDH/EDH/Kont	t-o l, o-po l	6	r

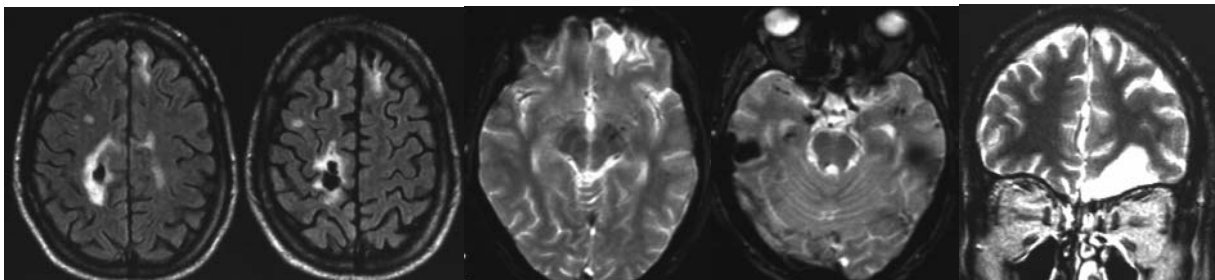
Tabelle 3.3: Alter, Geschlecht, Händigkeit, Lokalisation der Läsion und Erkrankungsdauer; Lokalisation: DAS=Diffuser Axonschaden; SAB=Subarachnoidalblutung; EDH=Epiduralhämatom; SDH=Subduralhämatom; Kont-B= Kontusionsblutung; Kont=Kontusion; Ö=Ödem; CC=Corpus Callosum; M=Mesencephalon; WM=White-Matter-Läsion; P-M=Ponto-Mesencephalon; T=Tentorium; B-S=Hirnstamm; H=Hippocampus; L=linkshemisphärisch; r=rechtshemisphärisch; f=frontal, p=parietal; t=temporal; o=okkipital; po=polar

Gruppe	Läsionsmuster	Patienten - Nr
1	nur DAS	Nr. 14, Nr. 19
2	DAS+ fokale Läsion	Nr. 2, Nr.6, Nr.7, Nr.15, Nr.22, Nr.25, Nr. 28
3	nur fokale Läsion	Nr.20, Nr.21, Nr.23, Nr. 31, Nr. 32

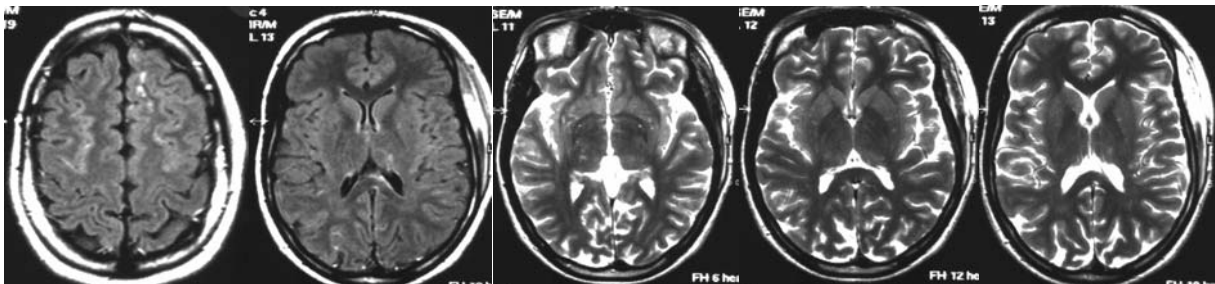
Tabelle 3.4: Gruppeneinteilung der SHT-Patienten dem Läsionsmuster entsprechend



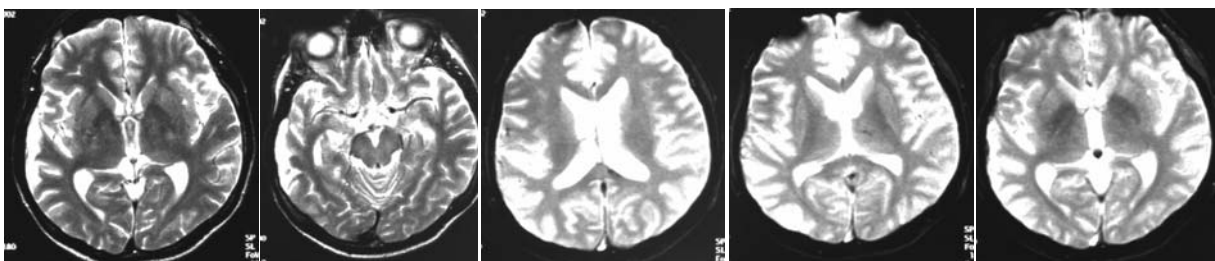
26-jähriger männlicher Patient, Z.n. nach SHT bei Verkehrsunfall als Fahrer des PKW. Z.n. SHT III, die Kontusionsherde rechts hochfrontal, Splenium Corpus callosi rechts sind nur mehr angedeutet erkennbar. In T2-gewichteten Aufnahmen zeigen sich multiple Signalauslöschungen an den Stellen petechialer Einblutungen, u.a. Pons links dorsal, rechts gruppiert hochfrontal, Splenium Corpus callosi und Gyrus parahippocampalis,



40-jähriger männlicher Patient, Z.n. SHT Fahrrad gegen PKW, MRT bzw CT- Darstellung der cerebralen Hauptbefunde 3 Monate nach Unfall. Es bestehen multiple Residuen nach Kontusion und Kontusionsblutungen mit Defektbildung: links frontobasal zeigt sich eine große Läsion, im Balken dorsokraniel, in der rechten Zona centralis. Des Weiteren kleinere Einblutungen und Läsionen links temporo-basal, rechter Thalamus, rechts occipital und links hochfrontal.



18-jährige weibliche Patientin, Z.n. SHT bei Verkehrsunfall als Beifahrerin, intracerebraler MRT- Befund 7 Tage nach Dezelerations-Akzelerationstrauma mit rotatorischer Komponente: Die kortikale Furchenzeichnung ist insgesamt deutlich, zu deutlich für das Alter der Patientin. Multiple Hämosiderinablagerungen in beiden Großhirnhemisphären, v.a. an Schnittstellen unterschiedlicher Gewebetexturen nachweisbar, am ehesten vereinbar mit typischen indirekten Zeichen für diffusen axonalen Schaden, nicht in der Maximalvariante.



28-jähriger männlicher Patient, Z.n. SHT bei Sturz aus 6 Meter Höhe, intracerebraler MRT-Befund ca. 8 Wochen nach Trauma. SHT III, Z.n. Rindenkontusion rechts temporal mit diskreter langstreckiger Narbe, die vorgeschriebene Subarachnoidalblutung zeigt sich resorbiert. Das kleine epidurale Hämatom links temporal ventral des Mastoids zeigt sich bis auf diskreten Rest resorbiert. Im Bereich des dorsalen Balkenanteils zeigen sich in der HAEM-Sequenzen Signalauslöschungen im Sinne von Einblutungen, v.a. links im Bereich des Thalamus, im subkortikalen Marklager links fronto-parietal sowie rechts temporal.

Abbildung 17: Bilderbeispiele von Patienten nach Schädelhirntrauma, Computertomographie- bzw. Kernspintomographiebilder

3.5.2 Schlaganfall-Patienten und Kontrollgruppe

Als zusätzliches Vergleichskollektiv zum Vergleich zweier klinisch unterschiedlicher Krankheitsbilder, wurde ein Kollektiv aus 11 Patienten (6 Männer, 5 Frauen, Alter zwischen 30 und 72 Jahren; Mittelwert: 53,4 Jahre, Standardabweichung: 14,7 Jahre) nach Schlaganfall mit Restparesen und zum Teil Sensibilitätsstörungen der oberen Extremität untersucht. Pathogenetisch lagen bei allen Patienten zerebrovaskuläre Ereignisse vor, die zu unilateralen Läsionen des Großhirns führten. Daher eignete sich dieses Patientenkollektiv zum interessanten Vergleich, da bei SHT- Patienten meist diffuse bilaterale Hirnschäden vorliegen. 9 Patienten zeigten links- und nur 2 rechtshemisphärische Läsionen. Die Patienten befanden sich alle im chronischen Stadium der Erkrankung und waren zur Rehabilitation in der neuropsychologischen Abteilung im Krankenhaus München Bogenhausen. Für diese Schlaganfall- Patienten wurde ein eigenes Kontrollkollektiv zu Vergleichszwecken akquiriert. Diese Kontrollgruppe bestand aus 9 gesunden Personen (5 Männer, 4 Frauen; Alter zwischen 21 und 71 Jahren; Mittelwert: 47 Jahre, Standardabweichung 21,7 Jahre).

Patient	Alter	Geschlecht	Händig.	Äthiologie	Seite	Lokalisation	Zeit seit Infarkt (Monate)
Nr 01	40	w	li	MIT	re	F/T	10
Nr 04	59	m	re	Pons	li	P/T	5
Nr 05	63	w	re	Infarkt	li	Cer, Th, MB	5
Nr 08	30	w	re	MIT	li	BG, T	12
Nr 09	50	m	re	rez MIT	li	F, T, Insel	64(1.Infarkt)
Nr 10	63	m	re	PTI	li	T,O, Th	5
Nr 12	63	m	re	MIT	re	Insel, T-P, P	4
Nr 16	57	m	re	PTI	li	T, O, Cer, Th	8
Nr 18	28	w	re	PTI	re	O,T	5
Nr 27	70	m	re	MIT	li	F,P, BG	3
Nr 30	46	w	re	CI, BS	li	BG	3

Tabelle: 3.5 Alter, Geschlecht, Händigkeit, Lokalisation der Läsion und Erkrankungsdauer, Lokalisation: F=Frontal; P=parietal; T=temporal; O=okkzipital; Cer=Cerebellum; Th=Thalamus; MB=Mittelhirn; BG=Basalganglien; GZ=Grenzzone; MIT=Mediateilinfarkt; PTI=Posterierteilinfarkt

Patient	Motorik	Oberflächen- sensibilität	Tiefen- sensibilität	Aphasie	Apraxie	Neglect	Hemianopsie
Nr 01	3	1	1	0	0	0	0
Nr 04	1	0	0	Artikulation	0	0	0
Nr 05	2	1	0	0	0	0	1
Nr 08	2	1	1	1	0	0	0
Nr 09	3	1	1	1	0	0	0
Nr 10	2	1	1	1	0	0	1
Nr 12	3	1	1	0	0	0	0
Nr 16	2	1	0	0	0	0	1
Nr 18	2	0	0	0	0	0	0
Nr 27	2	1	1	1	0	0	0
Nr 30	2	1	0	0	0	0	0

Tabelle 3.6 Klinische Symptomatik der Patienten; 0=nicht-vorhanden; 1= vorhanden; Motorik/Sensibilität: 0=keine, 1= geringe, 2=mittlere, 3=schwere Störung (Daten der klinischen Untersuchungsergebnisse der neuropsychologischen Abteilung KMB entnommen)

4. ERGEBNISSE

4.1 Gesamtergebnisse: SHT-Kollektiv im Vergleich mit Kontrollgruppe

4.1.1 Elementare Leistungen feinmotorischer Kraftkontrolle

Veranschaulichung der Ergebnisse durch ausgewählte Beispiele

Abbildung 18 stellt die typische Leistung einer gesunden Kontrollperson und das Störungsmuster eines Patienten mit Zustand nach SHT dar. Es sind sowohl die Leistung beider Hände des Patienten (links= weniger betroffen, rechts = mehr betroffen) als auch die Leistung der „gematchten“ Kontrollhände abgebildet. Eine genaue Beschreibung der Aufgabenstellung kann dem Kapitel 3.2.1. entnommen werden.

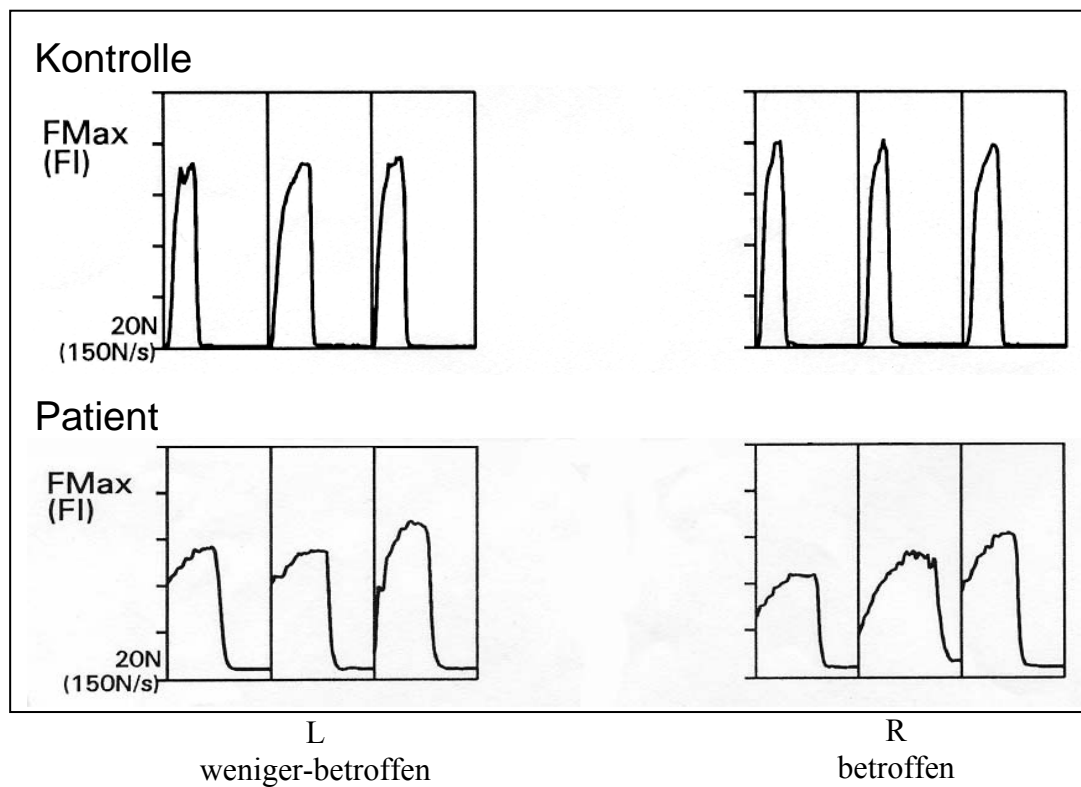


Abbildung 18: Darstellung der Leistung einer Kontrollperson (beide Hände, männlich, 30 Jahre alt) und eines SHT-Patienten (Patient-Nr. 2; 25 J, männlich, DAS, SAB Kontusionsblutung) bei der Produktion der Fingermaximalkraft

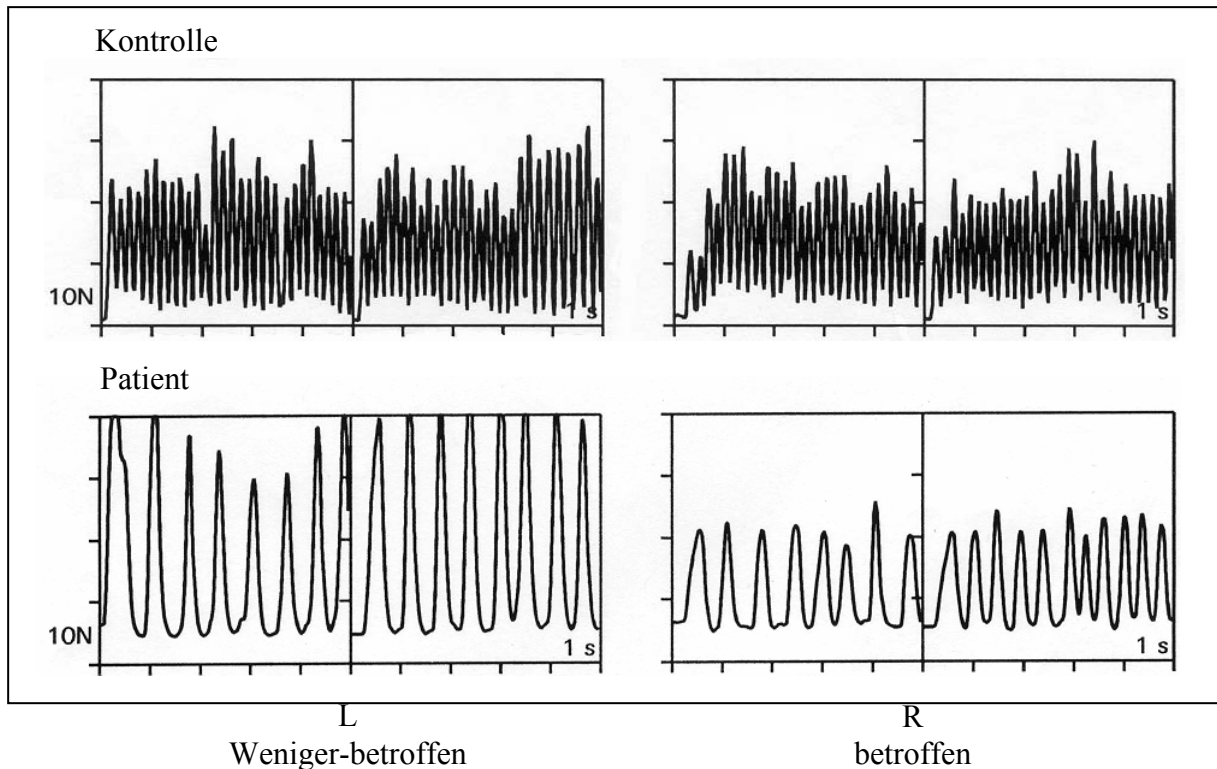


Abbildung 19 Darstellung der Leistung einer Kontrollperson (beide Hände, männlich, 32 Jahre alt) und eines SHT-Patienten (Patient-Nr. 15; 28 J, männlich, SAB, Kontusionsblutung) bei der Durchführung schneller Frequenzwechsel.

In Abbildung 18 sind 3 Durchgänge zur Ermittlung der Maximalkraft nebeneinander aufgetragen: die gesunde Kontrollperson erreichte mit der linken Hand im Mittel eine Kraft von 70 N und 80 N rechts. Der Patient nach SHT zeigte mit seiner rechten, dominanten Hand mit einem Durchschnitt von 35 N gegenüber links mit ca. 45 N eine geringe Reduktion, die im Vergleich mit der Kontrollperson deutlich ist.

In Abbildung 19 ist die Leistung bei der Produktion schneller Kraftwechsel beider Händen einer Kontrollperson dargestellt: es sind Ausschnitte zweier Durchgänge abgebildet, wobei die Kontrollperson mit links eine durchschnittliche Kraftwechselrate von 6/s und rechts ebenfalls von 6/s produzierte. Diese Leistung lag damit etwas über dem gesamten Durchschnitt der Kontrollgruppe. Aus dem Kurvenverlauf wird die Regelmäßigkeit, mit der die Kraftänderungen durchgeführt wurden, deutlich.

Bei dem SHT-Patienten war beidseits eine deutliche Verlangsamung beider Hände gegenüber der gesunden Kontrolle nachzuvollziehen, wobei das Kraftniveau der schnellen Wechsel der weniger-betroffenen linken Hand gegenüber der rechten Hand deutlich erhöht war, was eine gewisse Hypertonie bei der Durchführung der Kraftwechsel andeutet.

Ergebnisse SHT – Kontrollen

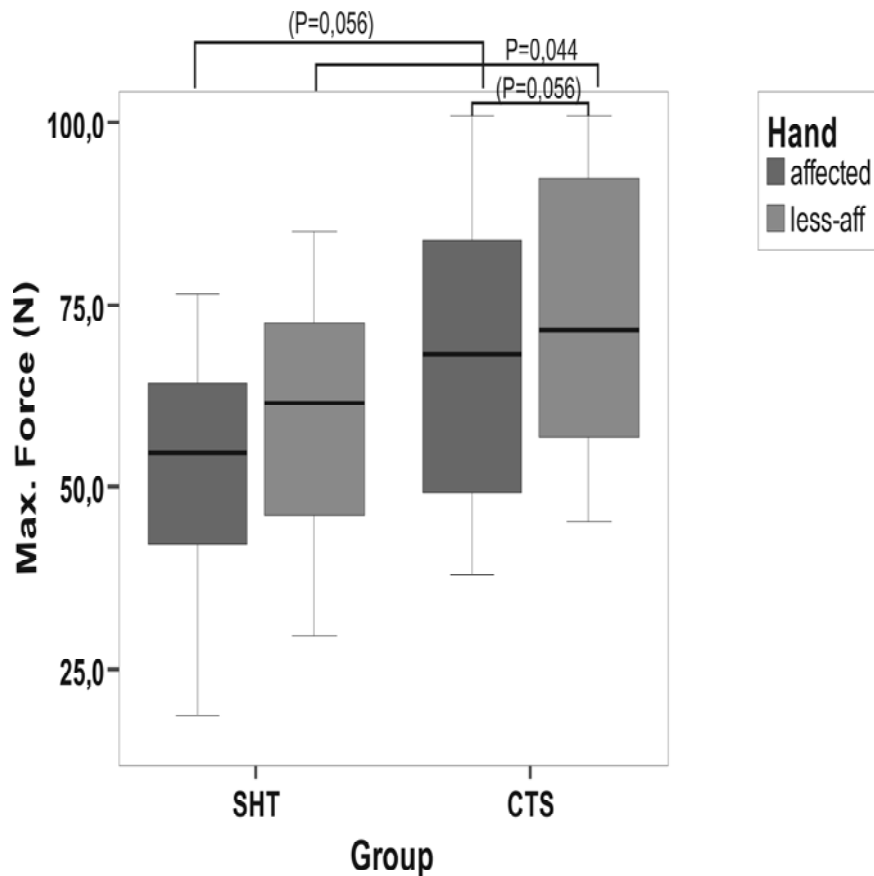


Abbildung 20: Darstellung der Ergebnisse der Maximalkraft beider untersuchter Hände im Gruppenvergleich als Boxplot mit Abbildung des Medians als schwarzer Balken innerhalb jeder Box. Im oberen Graphenanteil sind die schwarzen Verbindungen zwischen den Gruppen gezogen, bei denen sich ein statistisch signifikantes Ergebnis bzw. ein Trend dahingehend in der Testung abzeichnet. Affected= betroffen, less-aff=nicht betroffen

In den oben bzw. unten dargestellten Graphen sind die Ergebnisse der Patienten im Vergleich zur Kontrollgruppe in den einzelnen elementaren Aufgaben veranschaulicht. Die Diagramme der Ergebnisse zeigen Box-plots mit Medianwerten und Interquartilsergebnissen für jede Gruppe. Die schwarzen Verbindungslinien im oberen Anteil der Graphen stellen statistisch signifikante Unterschiede dar, wobei nur die eindeutig signifikanten Unterschiede auch als Zahlen abgebildet sind.

Bei der Bestimmung der maximalen Fingerkraft erzielten die männlichen Probanden (im Mittel 70N) erwartungsgemäß höhere Werte als die weiblichen Probanden (im Mittel 45N).

Bei der Produktion maximaler Griffkraft der Finger, ergab sich im Vergleich beider Hände innerhalb jeder Gruppe sowohl für die SHT als auch für die Kontrollgruppe kein signifikanter Leistungsunterschied (lediglich ein Trend in der Kontrollegruppe).

Im Vergleich der Hände beider Gruppen ergab sich kein signifikanter Unterschied im Vergleich der betroffenen Hände bezüglich einer geringeren Kraftproduktion der Patienten, wobei ein Trend hinsichtlich dieses Aspektes auszumachen war ($p=0,056$). Im Vergleich der weniger-betroffenen Hände zeigte sich ein signifikanter Unterschied ($p=0,046$) im Sinne einer geringeren Kraftproduktion der weniger-betroffenen Hand der Patienten.

Entsprechende Mittelwerte, Standardabweichungen und Spannweiten aller Ergebnisse der Patienten- und Kontrollgruppe sind in Tabelle 4.1.2.1 (im Anhang) dargestellt.

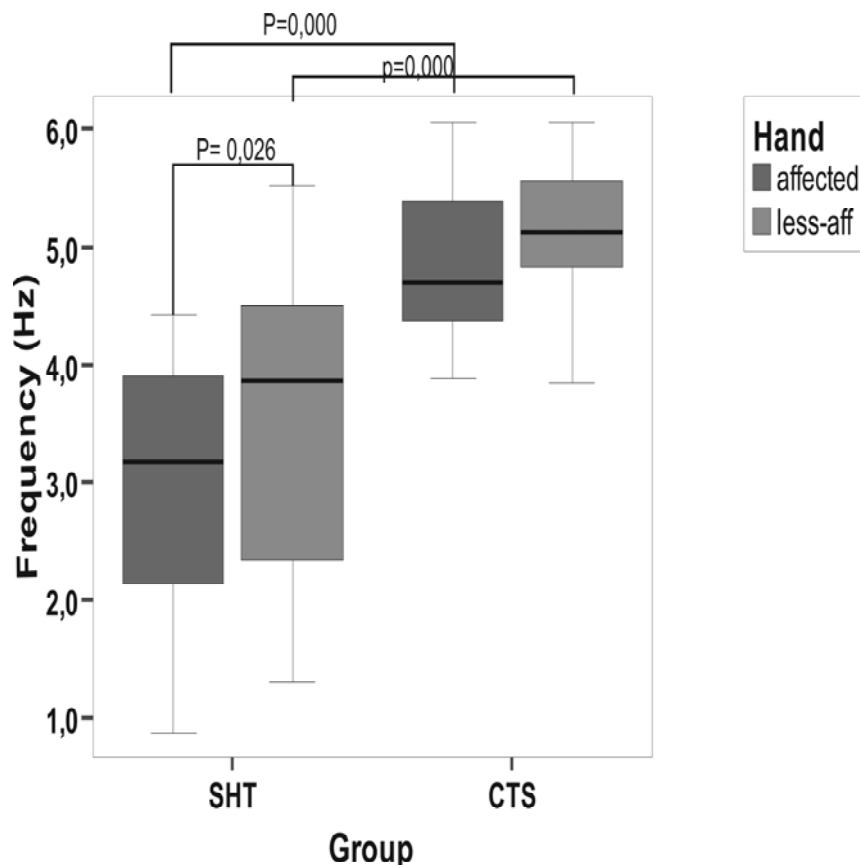


Abbildung 21: Darstellung der Ergebnisse schneller Kraftwechsel beider untersuchter Hände im Gruppenvergleich. (affected=betroffen, less-aff=nicht-betroffen; Frequency=Frequenz)

Bei der Produktion schneller Kraftwechsel ergab sich in der SHT-Gruppe ein signifikanter Unterschied in der Frequenz im Vergleich beider Hände ($p=0,026$). Im Vergleich der Hände beider Gruppen ergab sich ein signifikanter Unterschied im Vergleich der gemachten betroffenen ($p=0,000$) als auch der weniger-betroffenen Hände ($p=0,000$) im Sinne einer signifikant niedrigeren Frequenz der mehr-, als auch der weniger-betroffenen Hand der Patienten im Vergleich zu den Gesunden.

Ein weiterer Betrachtungspunkt dieser Aufgabe war die Regelmäßigkeit und die Amplitude, mit der die Kraftwechsel durchgeführt wurden. In Tabelle 4.1.2.2 (im Anhang) ist der Variationskoeffizient, der die mittlere Variabilität der Kraftamplituden beschreibt, dargestellt.

Die unten abgebildete Tabelle zeigt die Ergebnisse für die schnellen Kraftwechsel nach Unterteilung in die drei Untergruppen, wobei Gruppe 1, die Patienten mit rein diffusem Axonschaden einschließt, Gruppe 2, die Patienten mit fokalem und diffusem Axonschaden kombiniert umfasst und Gruppe 3 die Patienten mit nur fokalen, intrazerebralen Schäden repräsentiert, im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe. Angegeben sind der Mittelwert, sowie die Standardabweichung in Klammern.

	Gruppe 1 (DAS)	Gruppe 2 (Fokal+DAS)	Gruppe 3 (rein fokal)	Kontrolle
aff	3,065(0,30)	3,3 (0,98)	2,052 (1,21)	4,9
less-aff	4,38 (0,14)	3,97 (1,229)	2,518 (1,2)	5,1

4.1.2 Reaktion auf Störung der Fingerposition

Veranschaulichung der Ergebnisse durch ausgewählte Beispiele

In diesem Untersuchungsabschnitt sollten die Probanden das Manipulandum mit einer konstanten Kraft komprimieren und eine passive Auslenkung der Finger durch plötzliche Lasterhöhung möglichst schnell und adäquat kompensieren.

In Abbildung 22 ist der Verlauf der Fingerposition eines SHT-Patienten sowie darunter seiner gematchten Kontrollperson dargestellt.

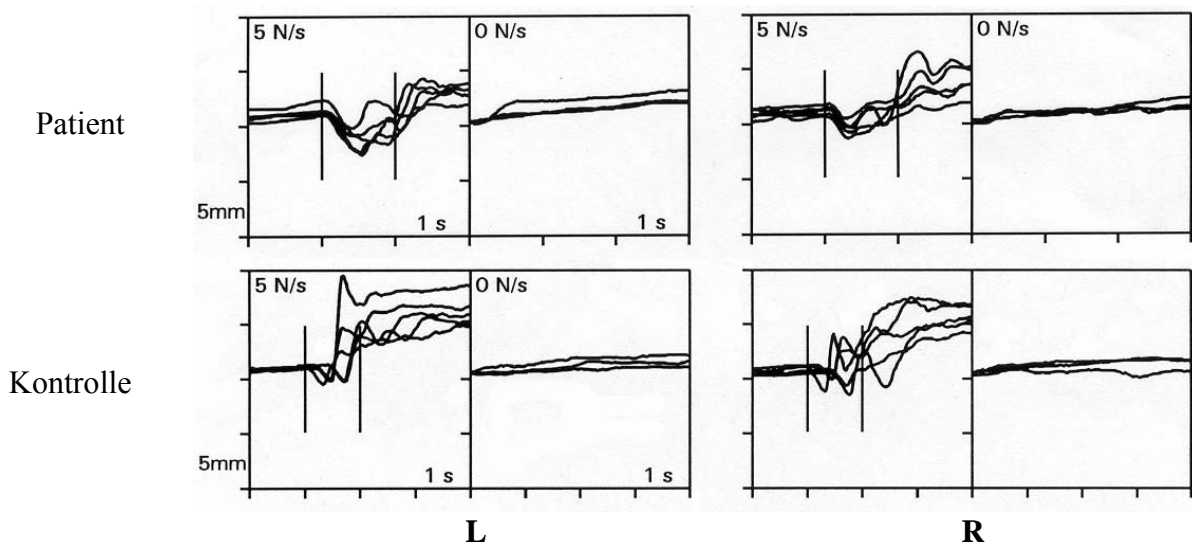


Abbildung 22: Störung der Fingerposition durch eine plötzliche Lasterhöhung von 2,5N auf 7,5N mit einer Geschwindigkeit von 5N/s. Die Störung erfolgte innerhalb der senkrechten Markierungen. Dargestellt ist der Verlauf der Fingerposition eines SHT-Patienten (Pat-Nr. 21, 39J, weiblich, DAS, EDH, Kontusionsblutung) und der zugeordneten Kontrollperson (35J, weiblich). Auf der linken Seite sind 5 Durchgänge mit Störung übereinander geplottet dargestellt, und auf der rechten Seite zeigen sich drei Probedurchgänge ohne Störung übereinander geplottet.

Zunächst wurde eine konstante Fingerposition aufrechterhalten. Durch den plötzlichen Lastkraftanstieg (erster senkrechter Strich) wurden die Finger aus der konstanten Position ausgelenkt. Der Patient reagierte mit seiner weniger-betroffenen Hand rechts schneller auf die Störung und wirkte dieser entsprechend entgegen. Die Auslenkung rechts betrug im Mittel 3 mm. Auslenkungen dieser Größe wurden in etwas geringerem Ausmaß bei den gesunden Probanden gemessen (im Mittel 2,5mm). Auf der betroffenen Seite dagegen erfolgte erst nach ca. 4 mm Auslenkung eine Kompensationsreaktion.

Ergebnisse SHT – Kontrollen

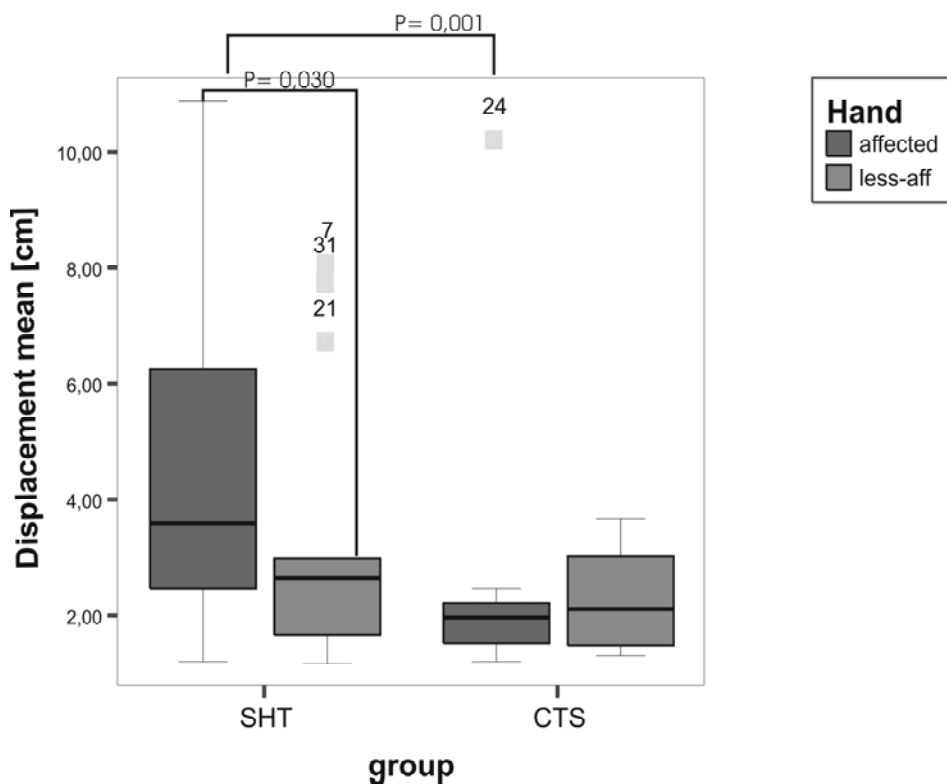


Abbildung 23: Darstellung der Ergebnisse der Auslenkung der Finger aus konstanter Position beider untersuchter Hände im Gruppenvergleich. (affected=betroffen, less-aff=nicht-betroffen; Displacement=Auslenkung)

Bei den untersuchten SHT-Patienten wurden sowohl der Mittelwert als auch der Median der fünf Durchgänge mit Störung berechnet. Im Vergleich der Hände der SHT-Patienten ergab sich ein signifikanter Unterschied bezüglich einer größeren Auslenkung der mehr- gegenüber der weniger-betroffenen Hand ($p=0,030$). Im Vergleich der Hände beider, der SHT- und

Kontrollgruppe, ergab sich für die mehr -betroffene Hand ein hoch signifikanter Unterschied bezüglich einer größeren Auslenkung ($p=0,001$).

Die Leistung der weniger-betroffenen Hand lag bei den meisten Patienten (Ausnahmen Pat-Nr. 7, 21, 31) gering über der Norm, und auch in den klinischen Untersuchungen zeigten sich meist nur geringe Sensibilitätsdefizite in der initialen neurologischen Aufnahmeuntersuchung. Die entsprechenden Mittelwerte sowie Standardabweichung sind der Tabelle 4.1.2 (im Anhang) angegeben.

Unten sind die Ergebnisse für die Aufgabe Störung einer konstanten Fingerposition für die 3 Gruppen aufgegliedert tabellarisch abgebildet. Angegeben sind der Mittelwert, sowie die Standardabweichung in Klammern.

	Gruppe 1 (DAS)	Gruppe 2 (Fokal+DAS)	Gruppe 3 (rein fokal)	Kontrolle
aff	2,44 (1,69)	6,67 (7,3)	6,12 (4,51)	2,4
less-aff	2,005 (1,18)	6,2 (8,5)	3,88 (2,62)	2

4.1.3 Kraftkontrolle bei Objektmanipulation

Bestimmung minimale Haltekraft

Die minimale Haltekraft „ F_{SLIP} “ wurde als die Kraft definiert, bei der das Objekt bei langsamer Reduktion der Griffkraft aus der Hand zu gleiten begann.

Ergebnisse SHT – Kontrollen

Die untersuchten Kontrollpersonen benötigten im Mittel eine Haltekraft von 1,85N (SD 0,75N). Auf der mehr-betroffenen Seite wurde von den Patienten im Mittel eine Kraft von 2,1N (SD 0,6N) und auf der weniger-betroffenen Seite im Mittel eine Kraft von 1,91N (SD 0,78N) aufgewandt. Im statistischen Vergleich unter Verwendung des Wilcoxon-, und Mann-Whitney-U-Testes ergab sich kein signifikanter Unterschied der minimalen Haltekraft zwischen Gesunden und Patienten ($p>0,05$).

Halten des Objektes

Veranschaulichung der Ergebnisse durch ausgewählte Beispiele

Abbildung 24 zeigt fünf Anhebe- und Haltevorgänge eines 38-jährigen Patienten nach SHT mit diffusem Axonschaden, Subarachnoidalblutung und Kontusionsblutung. Die oberen

Graphen stellen das vertikale Beschleunigungssignal und die unteren Graphen die produzierte Griffkraft F_G dar.

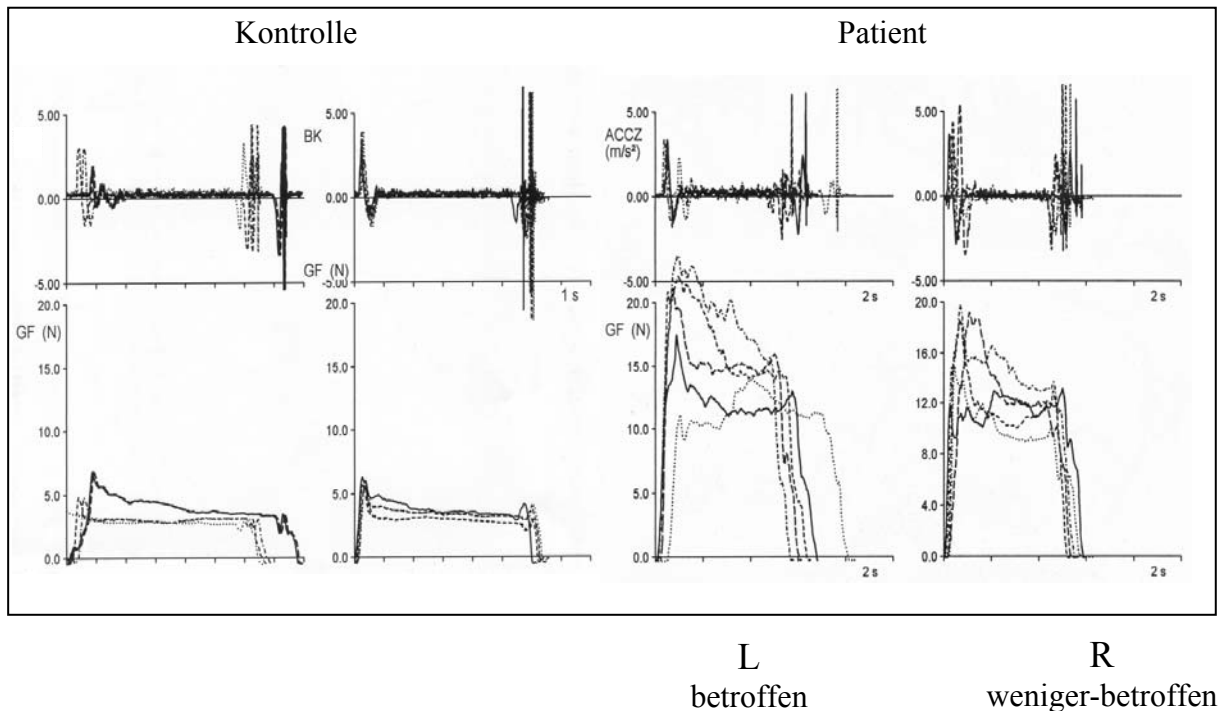


Abbildung 24: Anheben und Halten des Objektes. Dargestellt sind die vertikale Beschleunigung (AccZ) und die produzierte Griffkraft beider Hände eines Patienten (Pat-Nr 6, 38J, männlich, SAB, DAS, Kontusionsblutung) rechts und der gematchten Kontrollperson links. Hier sind fünf Durchgänge übereinander geplottet dargestellt.

Wie das vertikale Beschleunigungssignal zeigt, hielt der Patient nach weitgehend zügigem Abheben das Objekt beidseits über mehrere Sekunden ruhig in der Luft. Während rechts, in der weniger-betroffenen Hand, im Mittel 10N aufgewandt wurden, zeigt sich links die Griffkraft im Mittel auf 15 N erhöht. Damit produzierte dieser Patient mit der weniger-betroffenen und mehr noch mit der mehr-betroffenen Hand eine erhöhte Griffkraft. Trotz stabiler Halteposition konnte die Griffkraft nicht auf konstantem Niveau gehalten werden, denn mit zunehmender Haltedauer zeigte sich im Verlauf ein Anstieg der Griffkraft.

Ergebnisse SHT – Kontrollen

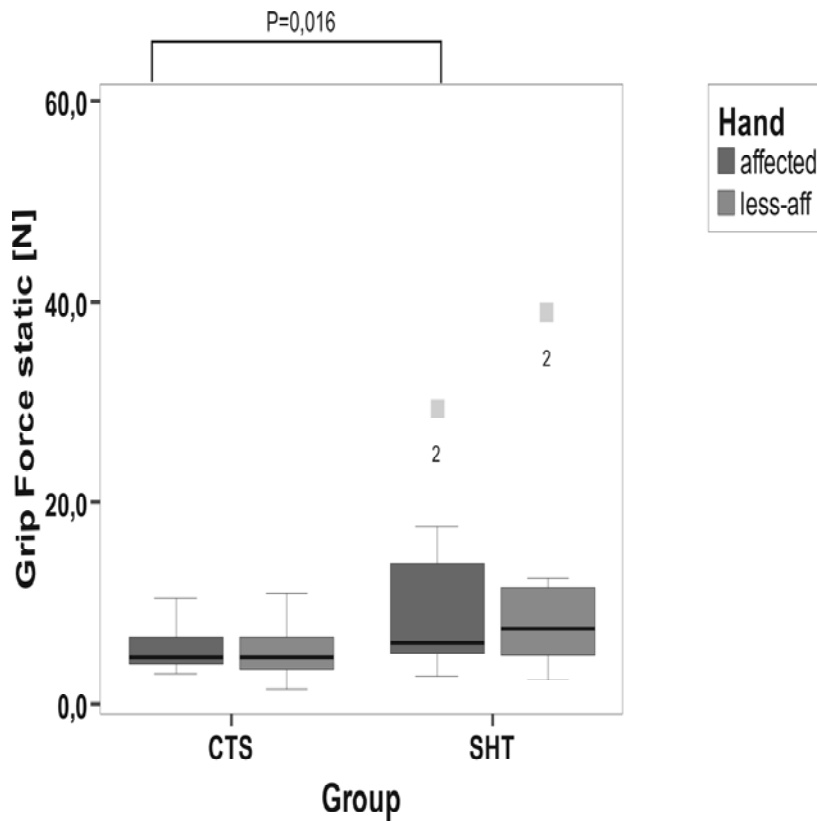


Abbildung 25: Darstellung der Ergebnisse des statischen Haltens im Rahmen der Aufgaben zur Objektmanipulation. (affected= betroffen, less-aff=nicht-betroffen; Grip Force static= statische Haltekraft)

Die SHT-Patienten produzierten im Mittel auf der mehr-betroffenen Seite 10,1N und übten mit der weniger-betroffenen Hand im Mittel 9,5 N auf das Objekt aus. Damit lag die Kraft beider Hände der Patienten über dem Mittelwert der jeweils gematchten Kontrollhände mit 5,3 bzw. 5,4 N (vgl. Tabelle 4.1.3).

In der statistischen Analyse zeigte sich nur ein signifikanter Kraftunterschied im Vergleich der „mehr-betroffenen“ Hände beider Gruppen ($p=0,016$) (vgl. Abb. 25).

Transportierten des Objektes

Veranschaulichung der Ergebnisse durch ausgewählte Beispiele

Der Verlauf von Griffkraft und der Beschleunigung in vertikaler und sagittaler Richtung „AccZ“ und „AccY“ beim Transportieren der „Thunfischdose“ sind am Beispiel eines 25-jährigen Patienten in Abbildung 26 dargestellt.

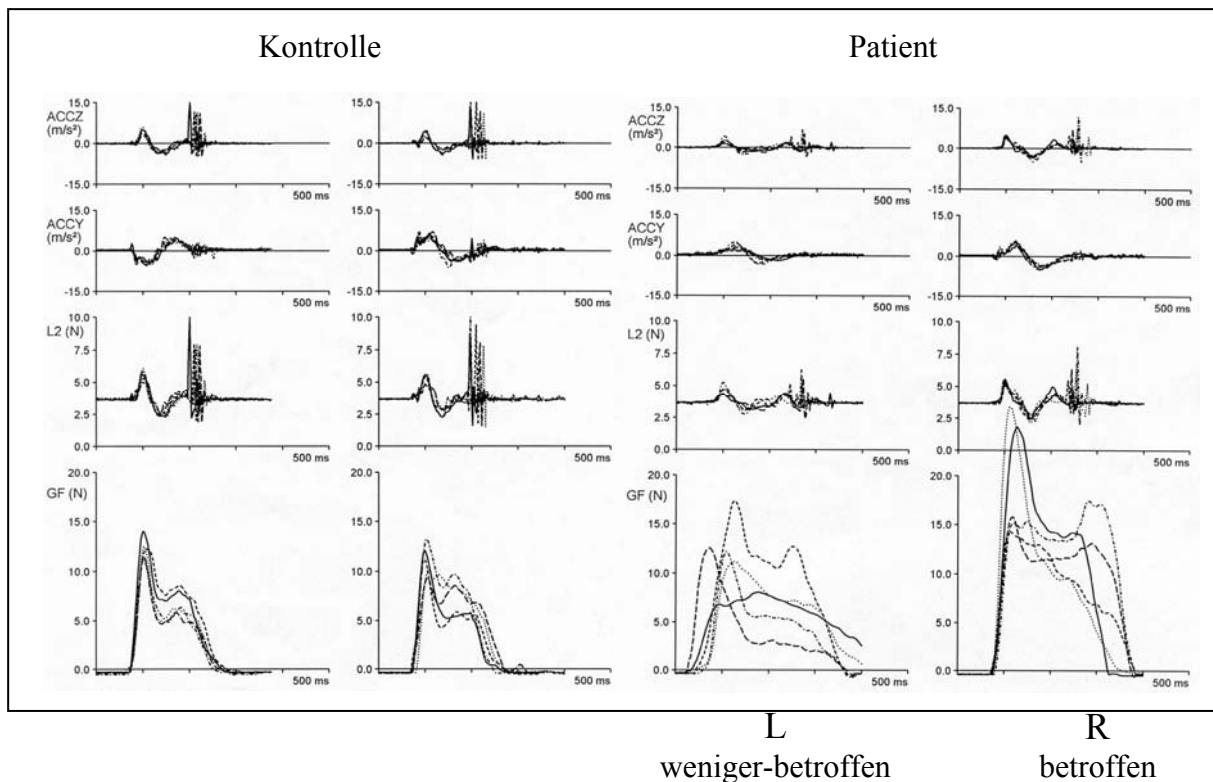


Abbildung 26: Anheben und Transportieren des Objekts am Beispiel eines SHT-Patienten (Pat-Nr 2, 25J, männlich, DAS, SAB, Kontusion) mit beiden Händen sowie die korrelierte gesunde Kontrolle. Es sind die vertikale (AccZ), sowie die sagittale (AccY) Beschleunigung, die Last (L2) und die Griffkraft GF(N) dargestellt. Es sind jeweils fünf Durchgänge übereinander geplottet.

Auf der weniger-betroffenen Seite (links) zeigt die Patientenleistung eine im Mittel produzierte Griffkraft von 8 N, der Leistung der entsprechenden Kontrolle entsprechend. Es ist ebenfalls die Regelmäßigkeit, mit der die Bewegung durchgeführt wurde, deutlich: Kraft- und Beschleunigungsprofile der fünf Durchgänge überlappen sich nicht vollständig. Auf der mehr- betroffenen rechten Seite setzte der Patient fast doppelt soviel Kraft ein, verglichen mit der weniger-betroffenen Seite. Für den Bewegungsablauf wurde etwas mehr Zeit benötigt für beide Hände der Patienten, mit schlechterer Leistung der weniger-betroffenen Hand, im Vergleich zu der gesunden Kontrolle. Aus den entsprechenden Signalen der Beschleunigung wird deutlich, dass die Bewegung beider Hände nicht so rund und regelmäßig durchgeführt wurde, ebenfalls mit schlechterer Leistung der weniger-betroffenen Hand.

Ergebnisse SHT – Kontrollen

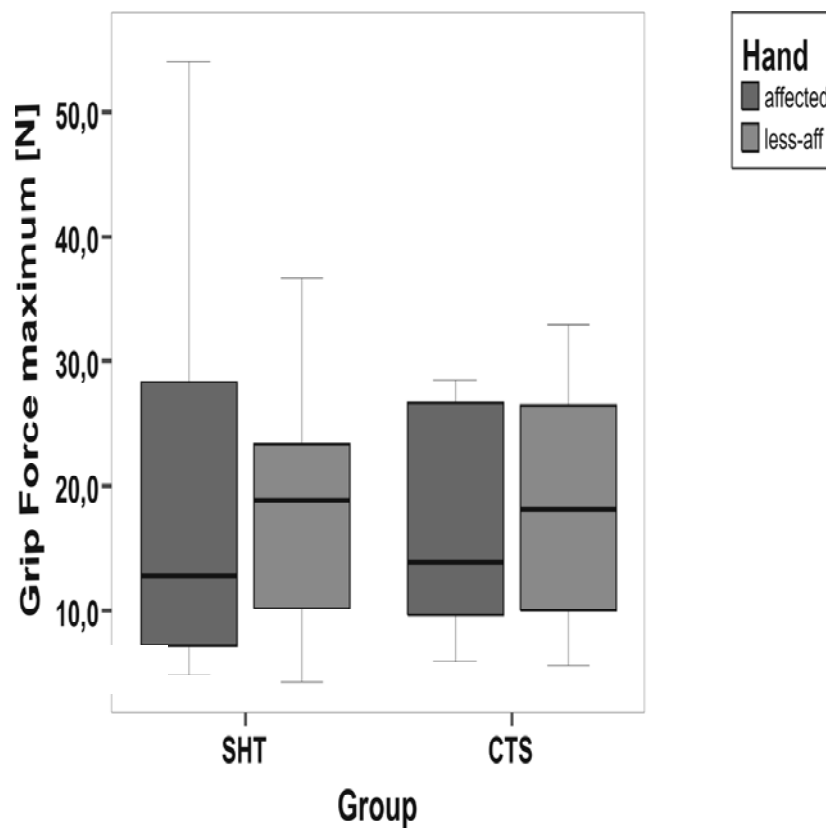


Abbildung 27: Ergebnisse der Transportaufgabe im Rahmen der Objektmanipulation (affected= betroffen, less-aff=nicht-betroffen; Grip Force Maximum=maximale Griffkraft)

Das Griffkraftmaximum, das bei der Transportaufgabe mit der mehr-betroffenen Hand der SHT-Patienten generiert wurde, lag im Mittel bei 21,4N im Vergleich zur weniger – betroffenen Hand mit im Mittel 19,1 N. Damit lagen beide Werte über den Mittelwerten der gematchten Hände der gesunden Kontrollpersonen, für die betroffene Hand 17,2 N als Vergleich und für die nicht-betroffene Hand 18,3 N. In den meisten Durchgängen fiel die Maximalkraft mit dem ersten Kraftanstieg beim Anheben des Objektes zusammen.

In der statistischen Analyse ergab sich weder ein signifikanter Leistungsunterschied im Sinne einer erhöhten Maximalkraft im Vergleich innerhalb der einzelnen Gruppen noch im Vergleich der Hände beider Gruppen miteinander (siehe Tabelle 4.1.4 im Anhang).

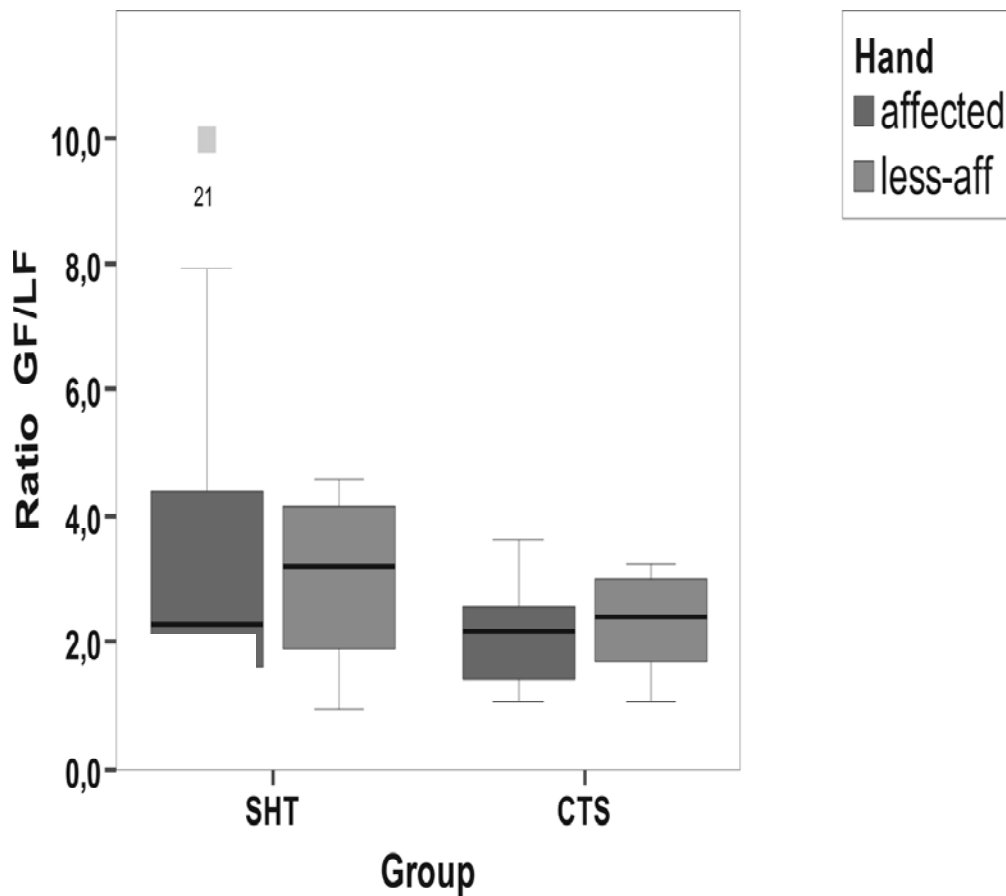


Abbildung 28: Darstellung der Ergebnisse des Griffkraft-Last-Verhältnis im Rahmen der Objektmanipulationsaufgaben. (affected= betroffen, less-aff= nicht-betroffen; Ratio GF/LF= Griffkraft-Last-Verhältnis)

Bei der Berechnung des Griffkraft - Last-Verhältnisses ergab sich für die betroffene Hand der Patienten ein Verhältnis von 3,6 im Vergleich zur gematchten Kontrollhand von 2,2. Bei der weniger-betroffenen Hand zeigte sich ein Verhältnis von 3,1 im Vergleich zu 2,3 bei den Gesunden (vgl. Tabelle 4.1.4).

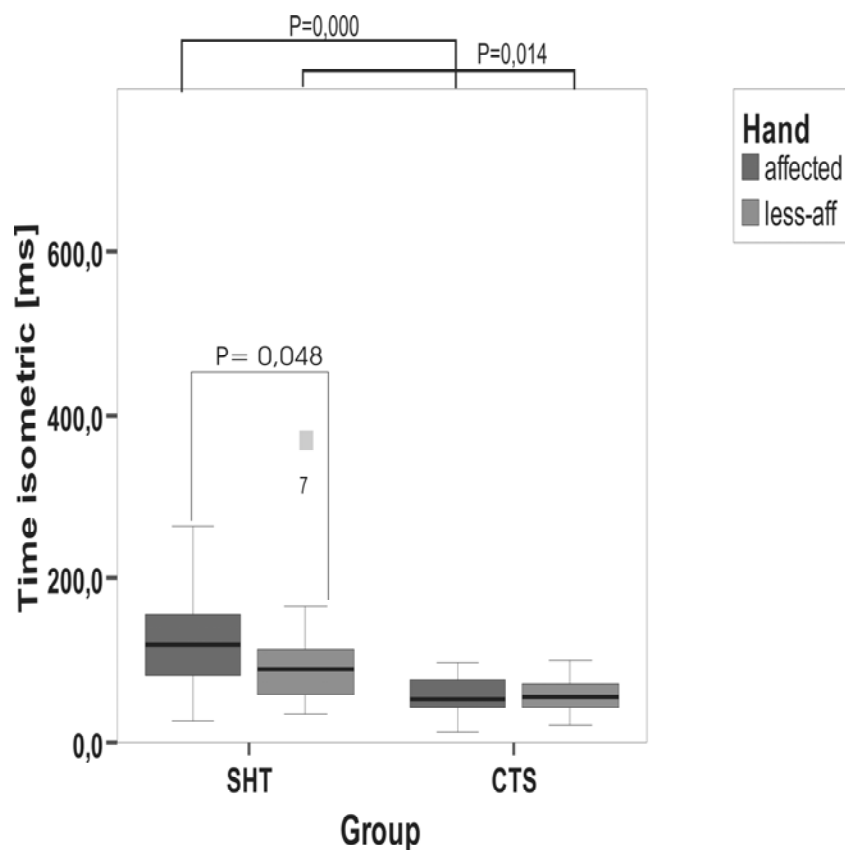


Abbildung 29: Ergebnisse der isometrischen Zeitspanne der Transportaufgabe bei Objektmanipulation. (affected= betroffen, less-aff=nicht-betroffen; Time isometric=isometrische Zeitspanne)

Die isometrische Zeit, die die Zeitspanne zwischen dem ersten Fingerkontakt und dem Anheben des Objektes umfasst, zeigte sich für beide Hände der Patienten gegenüber den Kontrollhänden deutlich verlängert, für die betroffene Hand im Mittel 129,7 mSekunden respektive 57 mSekunden bei den Kontrollen bzw. 109,3 im Vergleich zu 57,7 mSekunden der gesunden Kontrollen für die weniger-betroffene Hand.

Bei der statistischen Analyse ergab sich ein signifikanter Unterschied innerhalb der SHT-Gruppe. Im Vergleich der mehr-betroffenen Hände der Gruppen zeigte sich ein signifikanter Unterschied mit Signifikanzniveau von $p=0,000$, sowie im Vergleich der weniger-betroffenen Hände mit einem Signifikanzniveau von $p=0,014$ (siehe Tabelle 4.1.4 im Anhang).

Die unten abgebildete Tabelle spiegelt die Ergebnisse für den Zeitparameter, der isometrischen Zeit, bei der Transportaufgabe in Unterteilung der definierten drei SHT-Patientengruppen wider. Angegeben sind der Mittelwert, sowie die Standardabweichung in Klammern.

	Gruppe 1 (DAS)	Gruppe 2 (Fokal+DAS)	Gruppe 3 (rein fokal)	Kontrolle
aff	85,89 (16,4)	116,63 (78,4)	165,48 (44,91)	57
less-aff	58,13 (11,4)	115,29 (112,98)	121,5 (35,66)	57,7

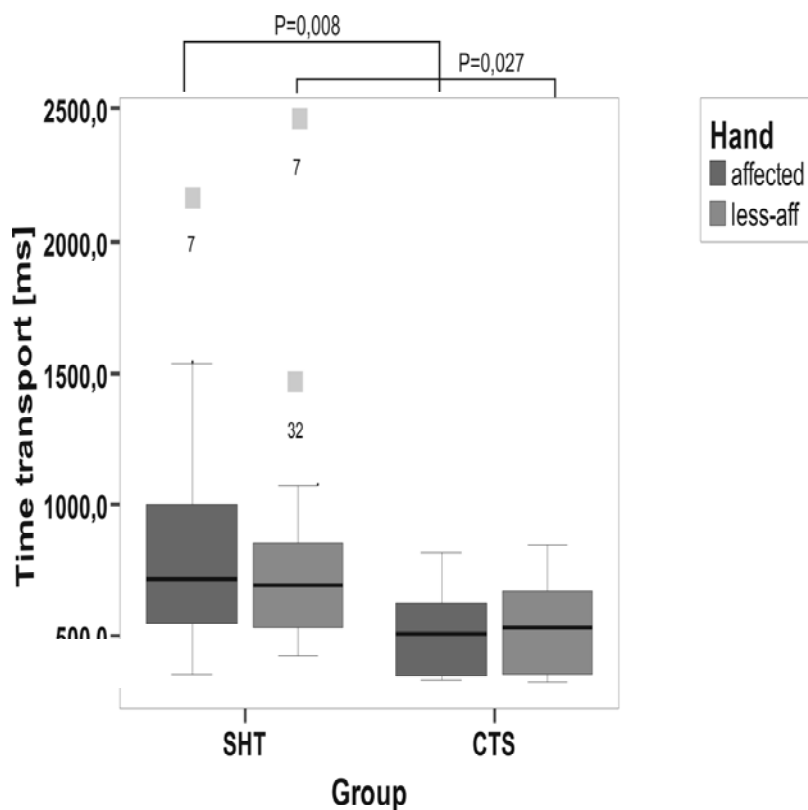


Abbildung 30: Ergebnisse der Transportzeit der Transportaufgabe bei Objektmanipulation. (affected=betroffen, less-aff= nicht-betroffen; Time transport=Transportzeit)

Als interessanter Parameter wurde bei der Transportaufgabe die Zeit analysiert, die für den Objekttransport, beginnend mit dem Abheben von der proximalen und dem Absetzen des Objektes auf der distal gelegenen Plattform, benötigt wurde. Wie bereits bei dem isometrischen Zeitparameter beschrieben, zeigte sich auch bei diesem Zeitparameter eine deutliche Verlangsamung im Mittel der mehr-, als auch der weniger-betroffenen Hand im Vergleich zu den gesunden gematchten Kontrollen.

Bei der statistischen Analyse im Vergleich der Hände beider Gruppen zeigte sich für beide Hände der SHT-Patienten ein signifikanter Unterschied im Sinne einer Verlangsamung der Bewegung (mehr-betroffen: $p=0,008$; weniger-betroffen: $p=0,027$).

Diese Tabelle zeigt erneut die SHT-gruppenspezifischen Ergebnisse der drei definierten Patientengruppen für den Parameter der Transportzeit der Transportaufgabe. Angegeben sind der Mittelwert, sowie die Standardabweichung in Klammern.

	Gruppe 1 (DAS)	Gruppe 2 (Fokal+DAS)	Gruppe 3 (rein fokal)	Kontrolle
aff	433,84 (116,5)	890,83 (569,98)	1066,85 (383,58)	512,2
less-aff	476,25 (79,5)	883,2 (697,48)	968,03 (325,7)	525,7

Alle gruppenstatistischen Ergebnisse für die Aufgabe „Heben und Transportieren“ sind in Tabelle 4.1.4 im Anhang zusammengefasst.

Zyklisches vertikales Bewegen des Objektes

Veranschaulichung der Ergebnisse durch ausgewählte Beispiele

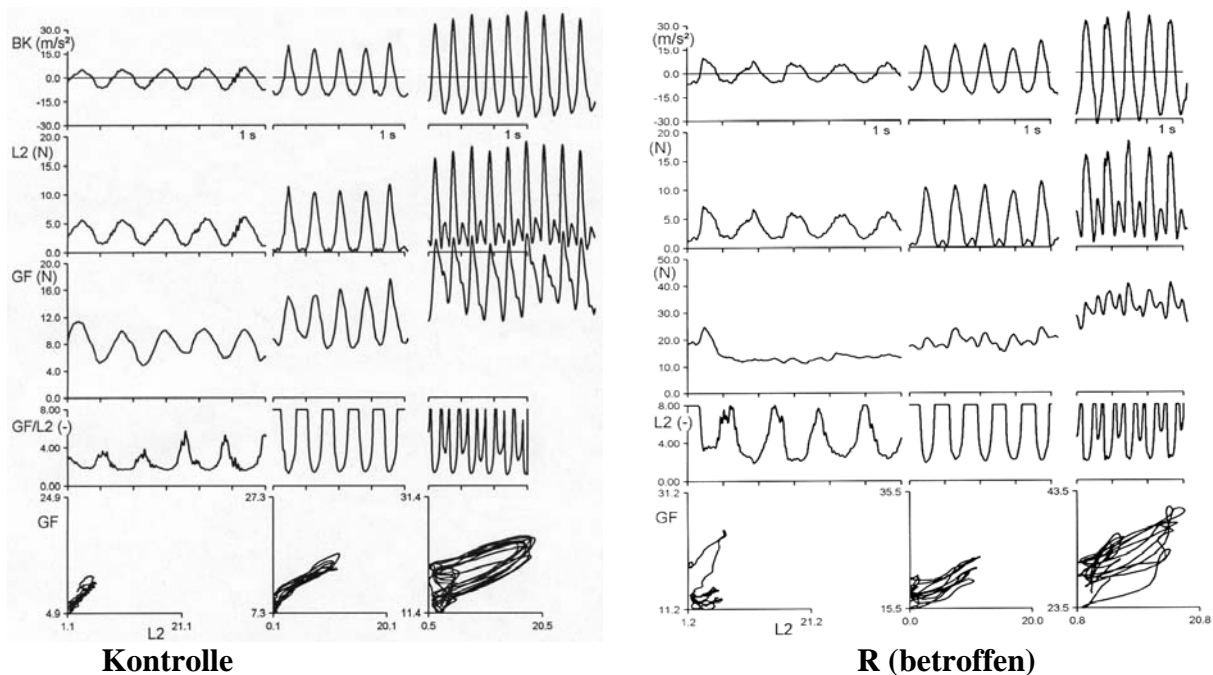


Abbildung 31: Zyklisches Auf- und Abbewegen der „Thunfischdose“; Aufzeichnung der Leistung der betroffenen rechten Hand eines 24-jährigen Patienten (Patient 25) mit diffusem Axonschaden, Subarachnoidalblutung und Kontusion im Vergleich zur gematchten Kontrollhand. Von oben nach unten: vertikale Beschleunigung (BK), Lastkraft (L2), Griffkraft (GF), Kraftverhältnis (GF/LFmax) und die Griffkraft gegen Last aufgetragen.

Abbildung 31 zeigt die Aufzeichnung einer zyklischen Auf- und Abbewegung in den 3 Geschwindigkeiten eines 24-jährigen Patienten mit Zustand nach SHT mit diffusem Axonschaden, Subarachnoidalblutung und Kontusionsverletzung sowie der gematchten Kontrollperson. Wie aus dem Beschleunigungssignal hervorgeht, führte der Patient mit seiner mehr-betroffenen rechten Hand, wie die Kontrolle, flüssige, regelmäßige Auf- und Abbewegungen aus. Parallel zur vertikalen Beschleunigung war die Last am unteren Umkehrpunkt maximal und am oberen minimal, da sich Trägheits- und Gewichtskraft am unteren Wendepunkt addieren, während sie sich am oberen entsprechend subtrahieren, da sie entgegengesetzt gerichtet sind. Die dritt -oberste Kurve zeigt, dass die Griffkraft während der Bewegung genau der Lastkraft folgte. Diese Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft erscheint, wie bei der gesunden Kontrolle, auch auf der betroffenen Seite des Patienten zumindest bei schnelleren Bewegungen intakt zu sein. Der entscheidende Unterschied zwischen betroffener Hand und Kontrollhand liegt im Kraftniveau: während die Griffkraft bei der gesunden Kontrolle in einem Bereich zwischen 6 und 20 N moduliert wurde, war bereits die minimale Griffkraft bei der betroffenen Hand des Patienten auf fast 20 N angehoben

(Achtung: unterschiedliche Skalierung in Abb. 31). Trotz dieser Griffkraftherhöhung, die ein sicheres Halten des Gegenstandes jederzeit garantiert, wurde die Griffkraft weitgehend regelmäßig mit der Last moduliert. Die deutliche Griffkraftherhöhung des Patienten ist auch anhand der Krafratio (4. Kurve) zu erkennen. In der untersten Darstellung ist die Griffkraft gegen die Last aufgetragen. Während bei der Kontrollperson bei allen Geschwindigkeiten eine gute Linearität zwischen beiden Parametern im Sinne einer guten Korrelation beider Kräfte erkennbar war, war in der betroffenen Hand des SHT-Patienten eine gute Linearität weitgehend nur bei der mittleren Geschwindigkeit erhalten. Beachtet man auch in dieser Darstellung die y-Achse, wird die deutliche Erhöhung der Griffkraft des Patienten noch einmal deutlich.

4.1.3.4.2 Ergebnisse SHT – Kontrollen

An beiden Umkehrpunkten führte der Großteil der Patienten die Bewegungen innerhalb vergleichbarer Beschleunigungsextrema durch. Dies konnte auch in der statistischen Analyse bestätigt werden, da sich weder innerhalb der Gruppen noch im Vergleich der Gruppen signifikant unterschiedliche Ergebnisse bei minimaler und maximaler Beschleunigung zeigten ($p > 0,1$). Allerdings herrschte sowohl innerhalb der Patienten-, als auch der Kontrollgruppe eine große Variabilität, wie z.T. aus Abbildung 31 hervorgeht bzw. den Werten für maximale und minimale Beschleunigung aus Tabelle 4.1.5 (siehe Anhang) zu entnehmen ist.

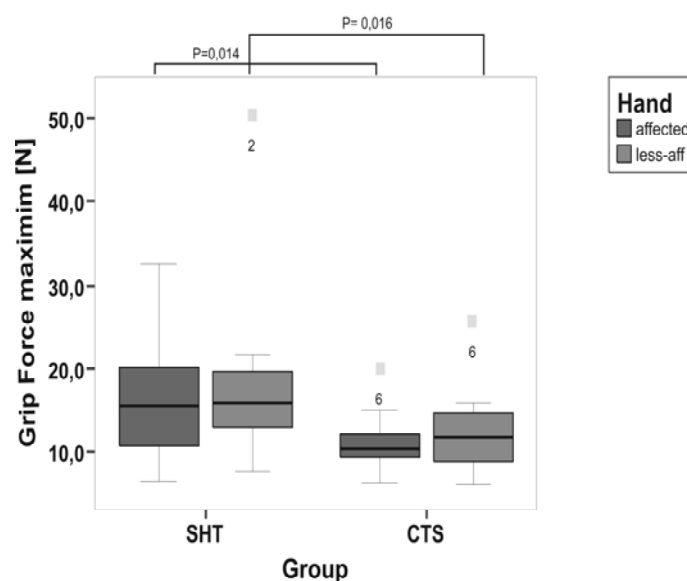


Abbildung 32: Darstellung der Ergebnisse der maximalen Griffkraft bei der Durchführung zyklischer Bewegungen im Rahmen der Objektmanipulation (affected= betroffen, less-aff= nicht-betroffen; Grip Force maximum= maximale Griffkraft)

Viele Patienten setzten beim zyklischen Bewegen des Objektes mehr Kraft ein als die gesunden Kontrollpersonen, wie aus oben ab gebildeten Graph hervorgeht. Das Kraftmaximum der betroffenen Hand betrug im Mittel 17,2 N, der weniger –betroffenen Hand 18,3 N. Im Vergleich produzierten die Gesunden für die gematchten betroffenen Hände 11 N respektive 11,9 N für die weniger –betroffenen gematchten Hände. Bei der statistischen Analyse zeigte sich kein signifikanter Händigkeitunterschied innerhalb der Gruppen, aber im Vergleich beider Gruppen zeigte sich sowohl für die betroffene Hand eine signifikant erhöhte Griffkraft ($p=0,016$) als auch für die nicht –betroffene Hand ($p=0,014$).

Ähnliche Ergebnisse zeigen sich auch für das Griffkraft-Last-Verhältnis hinsichtlich keines signifikanten Unterschiedes innerhalb der Gruppen. Auch hier wurde ein signifikanter Unterschied im Sinne einer höheren Krafratio sowohl für die betroffenen ($p=0,014$) als auch für die weniger-betroffenen Hände ($p=0,016$) zwischen den beiden Gruppen festgestellt.

Exemplarisch für die Ergebnisse der zyklischen Bewegungen im Rahmen der Objektmanipulation, sind in der unten abgebildeten Tabelle die Ergebnisse der drei definierten SHT-Patientengruppen für den Parameter der maximalen Griffkraft dargestellt. Angegeben sind der Mittelwert, sowie die Standardabweichung in Klammern.

	Gruppe 1 (DAS)	Gruppe 2 (Fokal+DAS)	Gruppe 3 (rein fokal)	Kontrolle
aff	15,98 (13,6)	19,51 (8,00)	14,38 (4,04)	11
less-aff	12,47 (8,15)	22,42 (11,71)	14,37 (4,4)	11,9

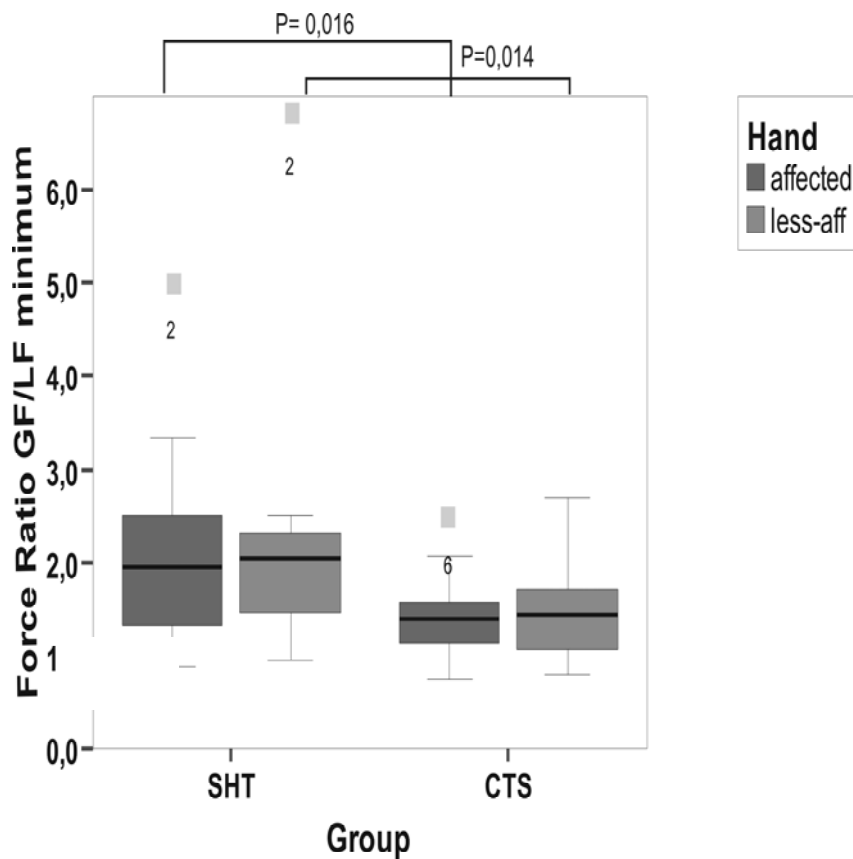


Abbildung 32: Darstellung der Ergebnisse des Griffkraft-Last-Verhältnis bei der Durchführung zyklischer Bewegungen im Rahmen der Objektmanipulation (affected= betroffen, less-aff= nicht-betroffen; Force Ratio GF/LF min=minimale Griffkraft-Last-Ratio)

Der Parameter X-Korrelation stellt einen äußerst sensitiven Parameter für die dynamische Griffkraftökonomie oder „Präzision der Kraftkopplung“ bzw. für die Parallelität der Griffkraft- und Lastsignalkurven dar. Je näher der entsprechende Wert an 1,0 heranreicht, umso mehr kann eine hohe Griffkraftökonomie angenommen werden.

Wie aus Abbildung 33 hervorgeht, zeigte sich gleiche dynamische Griffkraftökonomie zwischen beiden Händen in den einzelnen Gruppen. Auch im Händigkeitvergleich zwischen beiden Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied in der Präzision der SHT-Patienten und der Gesunden gefunden werden.

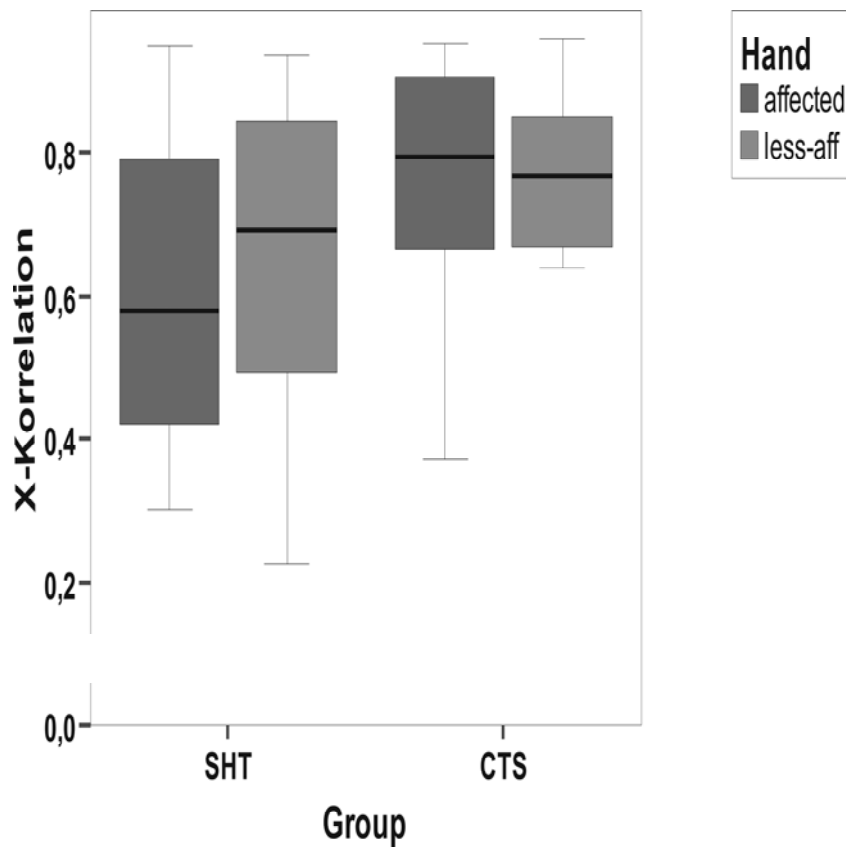


Abbildung 33: Maximaler Koeffizient der Kreuzkorrelation bei der Durchführung zyklischer Bewegungen bei der Objektmanipulation. (affected= betroffen, less-aff= nicht-betroffen; X-Korrelation=x-Korrelation)

Als zeitlicher Parameter bei der Durchführung der zyklischen Auf- und Abbewegungen wurde die zeitliche Verzögerung zwischen der Griffkraft- und der Lastkraftkurve analysiert. Wie aus Abbildung 34 hervorgeht, wurde innerhalb der Kontrollgruppe ein signifikant ($p=0,018$) verzögertes Auftreten der Lastkurve nach der Griffkraftkurve registriert. Auch im Vergleich der Gruppen zeigte sich bei dem Vergleich der mehr- betroffenen Hände ein signifikanter Unterschied ($p=0,027$). In aller Regel lag die zeitliche Verzögerung im Bereich des Abtastintervalls des Messsystems und sehr nahe bei null, was auf die gleichzeitige Produktion der Griffkraft und Lastkraft in nahezu allen Kontrollpersonen und Patienten hinweist.

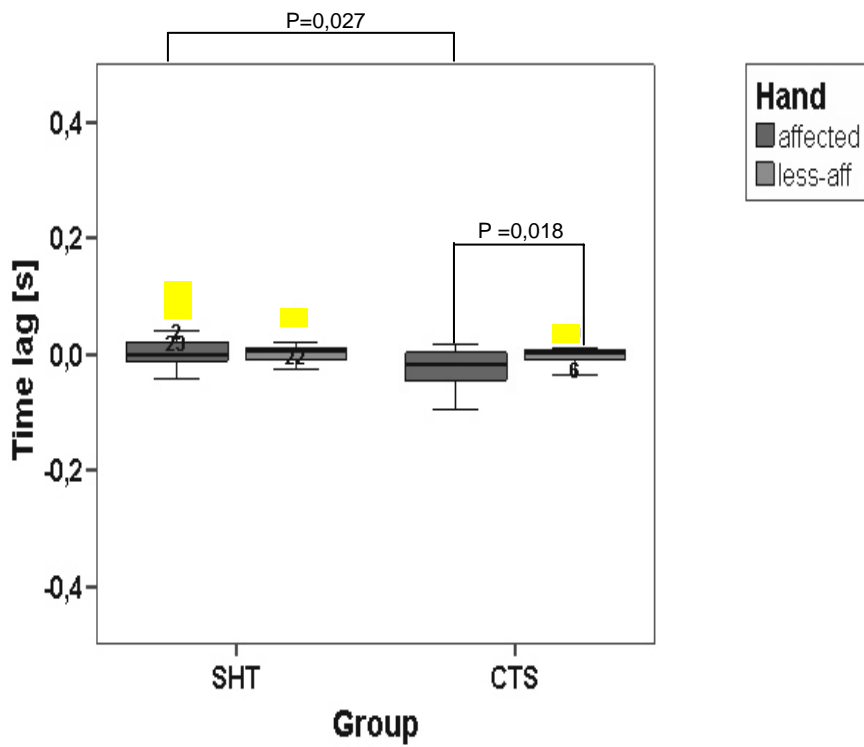


Abbildung 34: Ergebnisse der zeitlichen Verzögerung zwischen Griffkraft- und Lastmaximum bei der Durchführung zyklischer Bewegungen. (affected= betroffen, less-aff= nicht-betroffen; Time lag= Zeitabstand)

4.2 Vergleich SHT-Patientenkollektiv mit Schlaganfall-Patientenkollektiv

4.2.1 Elementare Leistungen

Veranschaulichung Schlaganfall-Ergebnisse durch ausgewählte Beispiele

Abbildung 35 zeigt die typische Leistung der betroffenen linken und der nicht betroffenen rechten Hand eines Patienten nach Schlaganfall.

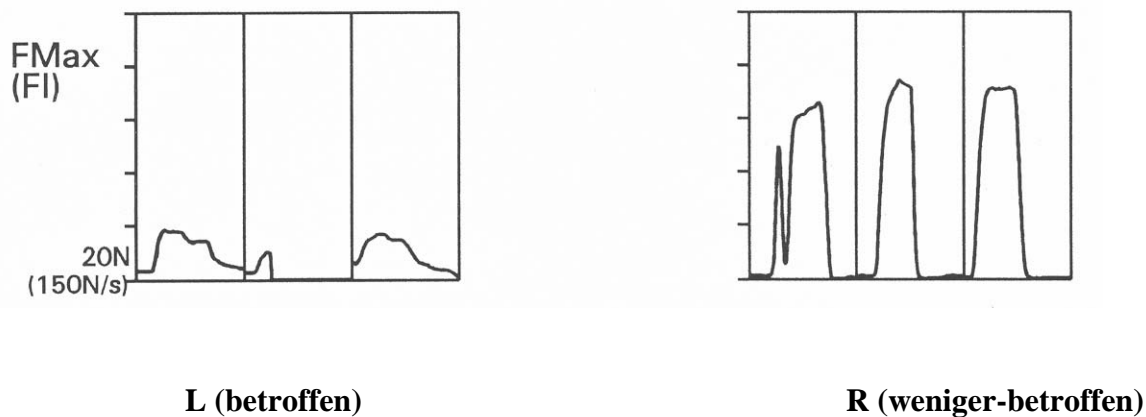


Abbildung 35: Graphischer Auszug der Leistungen einer Patientin mit rechts-hemisphärischem Mediainfarkt bei der Produktion der Fingermaximalkraft.

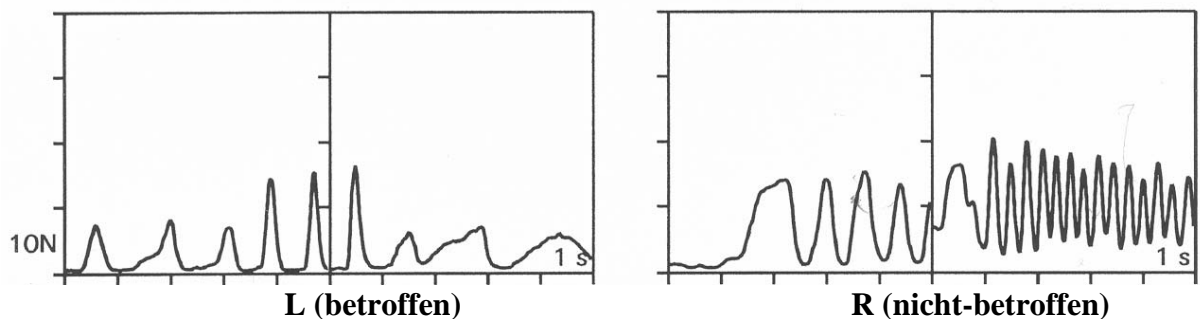


Abbildung 36: Graphischer Auszug der Leistungen einer 40-jährigen Patientin (Nr1) mit rechts-hemisphärischem Mediainfarkt bei der Durchführung schneller Kraftwechsel.

Die Leistungen einer 40-jährigen Patientin nach Erleiden eines Mediateilinfarktes rechtsseitig mit entsprechend beeinträchtigter linker Hand sind in Abbildung 35, 36 dargestellt. Zum Zeitpunkt der Untersuchung zeigte die Patientin noch eine Restparese der linken Seite mit Beeinträchtigung der Sensibilität. Die Maximalkraft war in der betroffenen linken Hand, ihrer dominanten Hand, mit 20N deutlich gegenüber der rechten Hand mit 65 N reduziert.

Bei den schnellen Kraftwechseln zeigte sich eine deutliche Verlangsamung der betroffenen linken Hand in Kombination mit ausgeprägten Unregelmäßigkeiten in der Bewegung. Nach anfänglichen Unregelmäßigkeiten, wie im linken der beiden rechten Bilder in Abb. 36 zu

erkennen, lag die Leistung der rechten Hand etwas unterhalb der von Gesunden, die Ausführung war deutlich flüssiger als mit der linken Hand.

Ergebnisse von SHT- und Schlaganfallpatienten im Vergleich

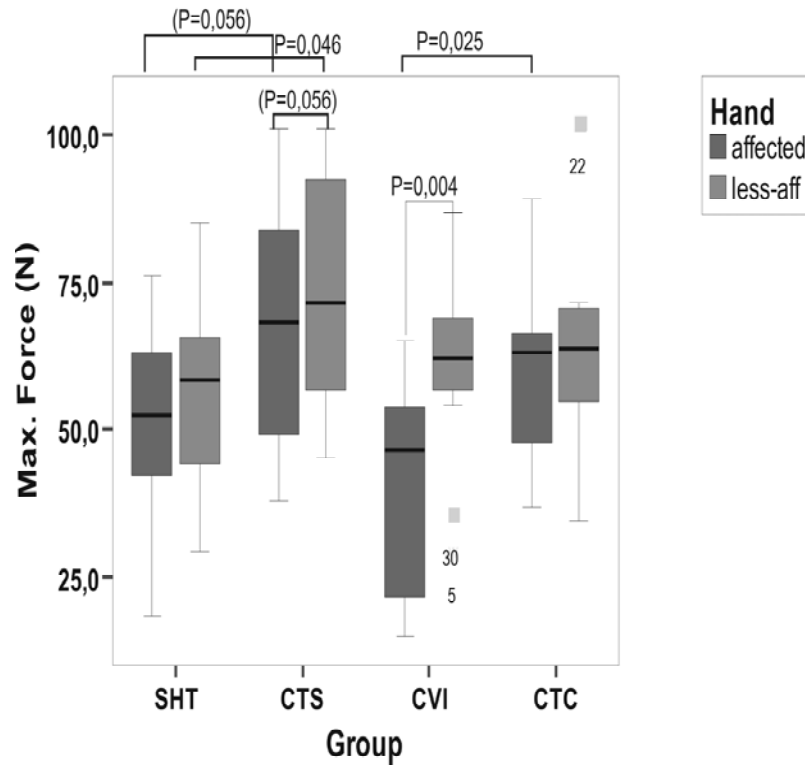


Abbildung 37: Ergebnisse der elementaren Aufgaben bei der Produktion der maximalen Fingerkraft aller untersuchten Gruppen (affected=betroffen, less-aff= nicht-betroffen; Max. Force= Maximalkraft)

Es zeigt sich im gesamten Patientenkollektiv eine im Mittel signifikant niedrigere Maximalkraft der Finger der betroffenen Hand im Vergleich zur weniger-betroffenen Hand ($p=0,004$) als auch zur gematchten Hand der Kontrollen ($p=0,025$).

Im Vergleich zu den SHT-Patienten zeigte sich die Maximalkraft der betroffenen Hand ebenfalls niedriger ausgeprägt (SHT: Mittel 55,4 N; CVI: Mittel 40,1 N). Auf einen statistischen Vergleich zwischen den beiden untersuchten Patientenkollektiven, SHT- und CVI-Patienten, wurde aufgrund der Unterschiede zwischen den Gruppen (z. B. Alter) verzichtet.

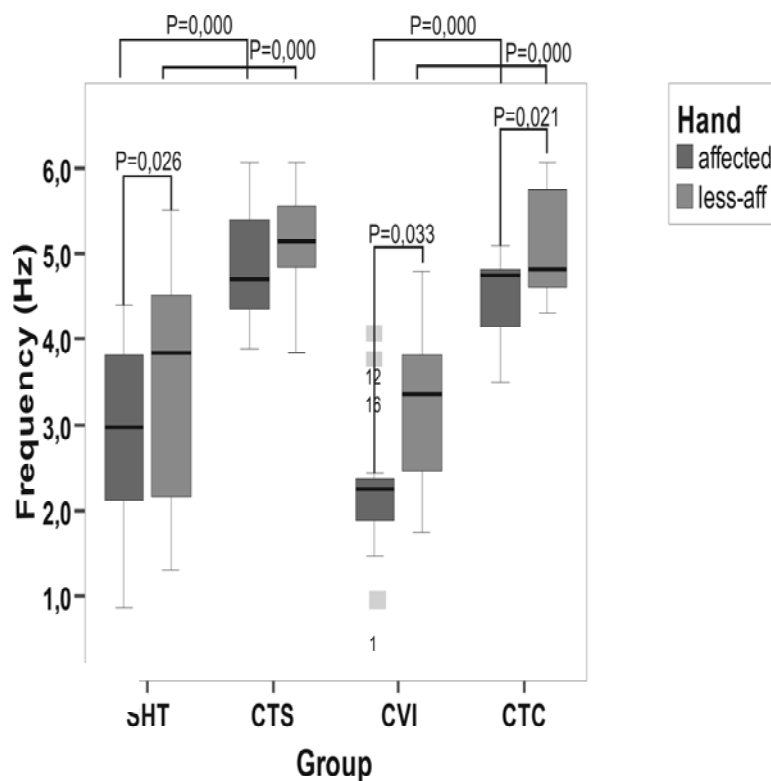


Abbildung 38: Darstellung der Ergebnisse schneller Kraftwechsel beider untersuchter Hände im Gruppenvergleich. (affected=betroffen, less-aff= nicht-betroffen; Frequency=Frequenz)

Bei der Produktion schneller Kraftwechsel ergab sich bei der Frequenz innerhalb der CVI-Gruppe ein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Leistung im Vergleich beider Hände im Sinne einer Verlangsamung der Bewegung der betroffenen Hand ($p=0,033$). Im Vergleich der Hände der Kontrollgruppe ergab sich ebenfalls eine signifikante Verlangsamung der Hand ($p=0,021$). Im Vergleich beider Gruppen bzw. der gematchten Hände ergab sich ein signifikanter Unterschied im Vergleich der gemachten betroffenen ($p<0,000$) als auch der weniger-betroffenen Hände ($p<0,000$). Im Vergleich zu den SHT-Patienten, zeigte sich für beide Hände, die betroffene und die nicht-betroffene Hand, der CVI-Patienten eine langsamere Frequenz der Bewegung (SHT: betroffen: 2,8 Hz, nicht-betroffen: 3,5Hz; CVI: betroffen: 2,3 Hz, nicht-betroffen: 3,2 Hz).

Ein weiterer Betrachtungspunkt dieser Aufgabe war die Regelmäßigkeit und Amplitude, mit der die Kraftwechsel durchgeführt wurden (vgl. Tabelle 4.2.1.2).

4.2.2 Reaktion auf Störung der Fingerposition

Veranschaulichung Schlaganfall-Ergebnisse durch ausgewählte Beispiele

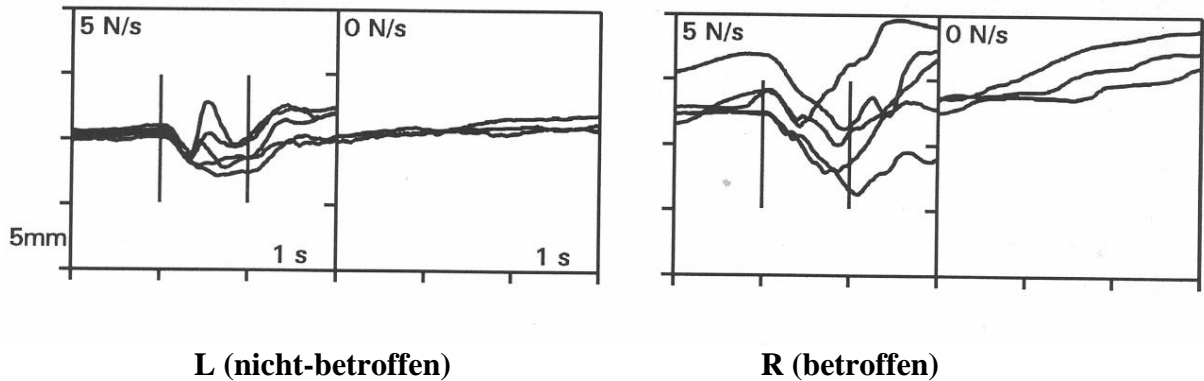


Abbildung 39: Störung der Fingerposition durch eine plötzliche Lastkraftehöhung von 2,5N auf 7,5N mit einer Geschwindigkeit von 5N/s. Die Störung erfolgte innerhalb der senkrechten Markierungen. Dargestellt ist der Verlauf der Fingerposition eines CVI-Patienten (Pat-Nr. 16, 57J, männlich, Posterierteilinfarkt links). Auf der linken Seite sind 5 Durchgänge übereinander geplottet dargestellt, und auf der rechten Seite zeigen sich drei Probedurchgänge ohne Störung über einander geplottet.

Zunächst wurde eine konstante Fingerposition aufrechterhalten. Durch den plötzlichen Lastkraftanstieg (erster senkrechter Strich) wurden die Finger aus der konstanten Position ausgelenkt. Der Patient reagierte mit seiner nicht- betroffenen Hand links schneller auf die Störung und wirkte dieser entsprechend entgegen. Die Auslenkung links betrug im Mittel 3 mm. Auf der betroffenen, rechten Seite dagegen erfolgte erst nach ca. 6-8 mm Auslenkung eine Kompensationsreaktion.

Ergebnisse SHT- und Schlaganfallpatienten im Vergleich

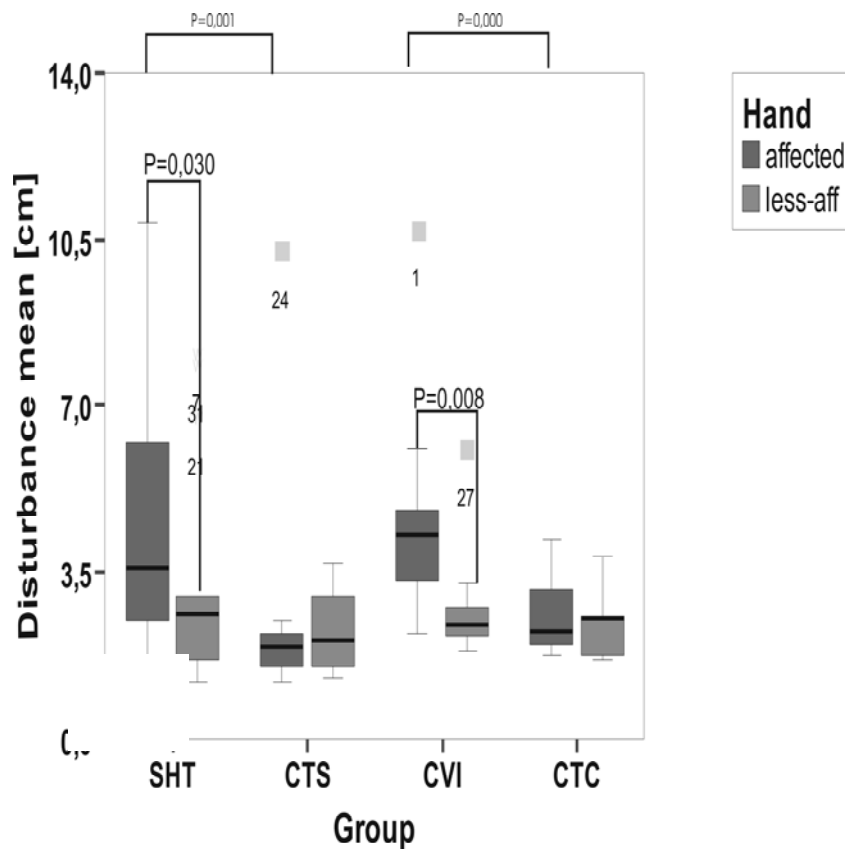


Abbildung 40: Darstellung der Ergebnisse der Auslenkung der Finger aus konstanter Position beider untersuchter Hände im Gruppenvergleich. (affected=betroffen, less-aff= nicht-betroffen; Displacement=Auslenkung)

Bei den untersuchten CVI-Patienten wurden sowohl der Mittelwert als auch der Median der fünf Durchgänge berechnet. Im Vergleich zu den Ergebnissen der oben angeführten Studie lagen die Ergebnisse der in dieser Studie untersuchten gesunden Kontrollen im Normbereich. Im Vergleich der CVI-Patienten miteinander ergab sich ein signifikanter Unterschied bezüglich einer größeren Auslenkung der betroffenen gegenüber der nicht-betroffenen Hand ($p=0,008$), wobei sich im Vergleich der Hände in der Kontrollgruppe kein signifikanter Unterschied zeigte. Im Vergleich der gematchten Hände zwischen CVI- und Kontrollgruppe ergab sich für die betroffene Hand ein hoch signifikanter Unterschied bezüglich einer größeren Auslenkung der CVI-Hände gegenüber den korrelierten Kontrollgruppenhänden ($p=0,000$).

Im Vergleich zu den Werten der SHT-Patienten zeigte sich für die betroffenen Hände (SHT:4,5 mm, CVI:4,5 mm) im Mittel keine unterschiedliche Auslenkung, bei den weniger-

betroffenen Händen zeigte sich für die SHT-Patienten eine größere Auslenkung nach Störung (SHT:3,3 mm; CVI: 2,7mm).

Die entsprechenden Mittelwerte sowie Standardabweichung sind der Tabelle 4.2.1.3 (siehe Anhang) angegeben.

4.2.3 Kraftkontrolle bei Objektmanipulation

Bestimmung minimale Griffkraft

Die minimale Haltekraft „F_{SLIP}“ wurde als die Kraft definiert, bei der das Objekt bei langsamer Reduktion der Griffkraft aus der Hand zu gleiten begann.

Ergebnisse SHT- und Schlaganfallpatienten im Vergleich

Die untersuchten Kontrollpersonen benötigten im Mittel eine Haltekraft von 1,95N (SD 0,75N), wobei ein Händeeffekt nicht nachgewiesen werden konnte. Auf der betroffenen Seite wurde von den Patienten im Mittel eine Kraft von 2,02 N (SD 0,9 N) und auf der weniger betroffenen Seite im Mittel eine Kraft von 1,87 N (SD 0,82 N) aufgewandt. Im statistischen Vergleich unter Verwendung des Wilcoxon-, und Mann-Whitney-U-Testes ergab sich kein signifikanter Unterschied der minimalen Haltekraft zwischen Gesunden und Patienten ($p > 0,05$).

Halten des Objektes

Veranschaulichung Schlaganfall-Ergebnisse durch ausgewählte Beispiele

Wie das vertikale Beschleunigungssignal in Abbildung 41 zeigt, hielt der Patient das Objekt zumindest mit der nicht-betroffenen Hand über mehrere Sekunden ruhig in der Luft, wohingegen das Beschleunigungssignal der betroffenen Hand deutliche Abweichungen um die Nulllinie aufweist, am ehesten im Sinne einer deutlichen Bewegungsunsicherheit zu werten. Während links, mit der nicht-betroffenen Hand, im Mittel unter 5 N aufgewandt wurden, zeigt sich rechts die Griffkraft massiv erhöht. Die untersten Graphen zeigen das Griffkraft-Last-Verhältnis für beide Hände, und spiegeln die oben beschriebenen Ergebnisse der Griffkraft wider.

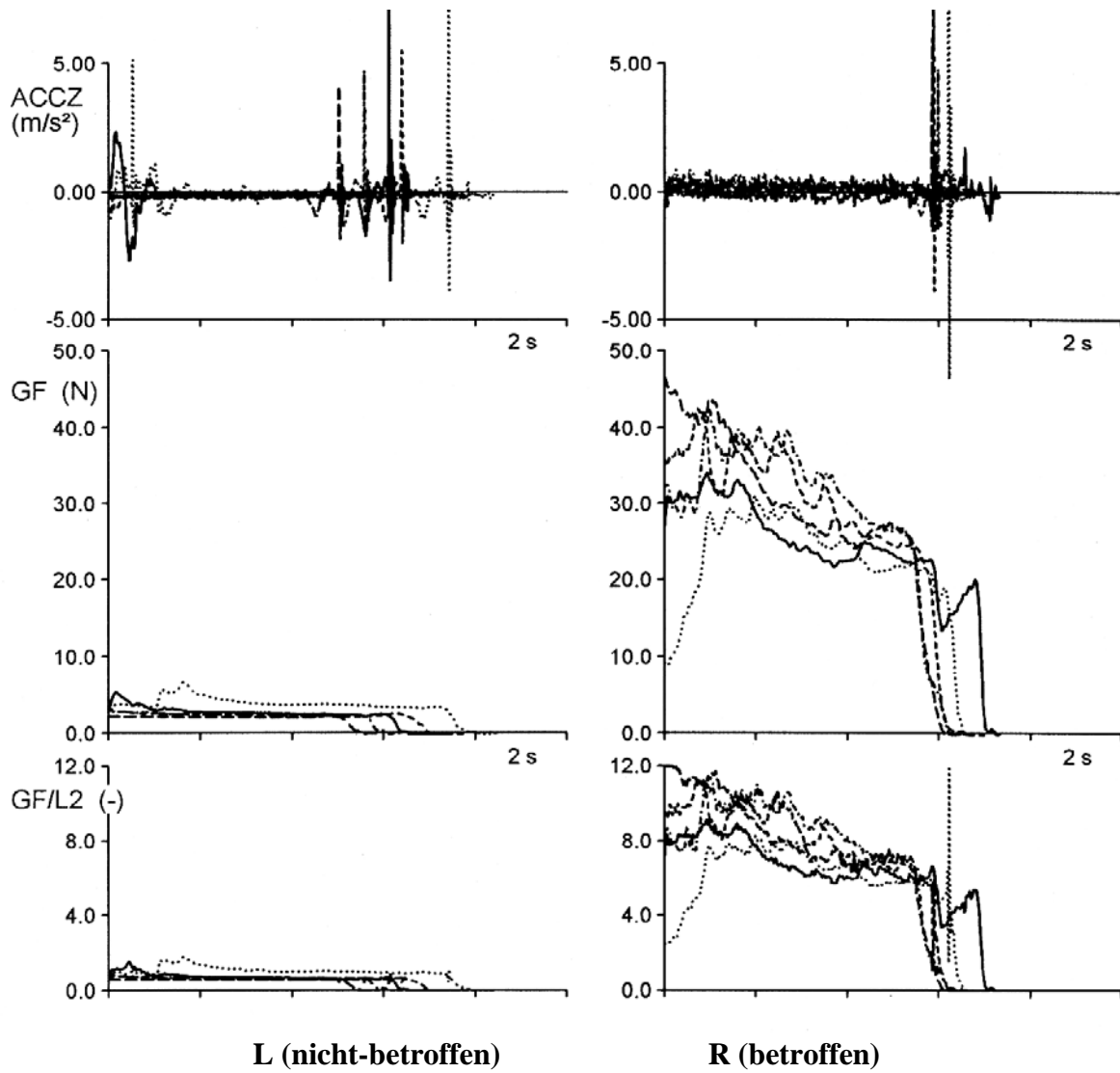


Abbildung 41: Anheben und Halten des Objektes. Dargestellt sind die vertikale Beschleunigung (AccZ) und Griffkraft (GF) eines Patienten (Pat-Nr 16, 57J, m, PTI li) auf der betroffenen und der nicht-betroffenen linken Seite (jeweils 5 Durchgänge übereinander dargestellt).

Ergebnisse SHT- und Schlaganfallpatienten im Vergleich

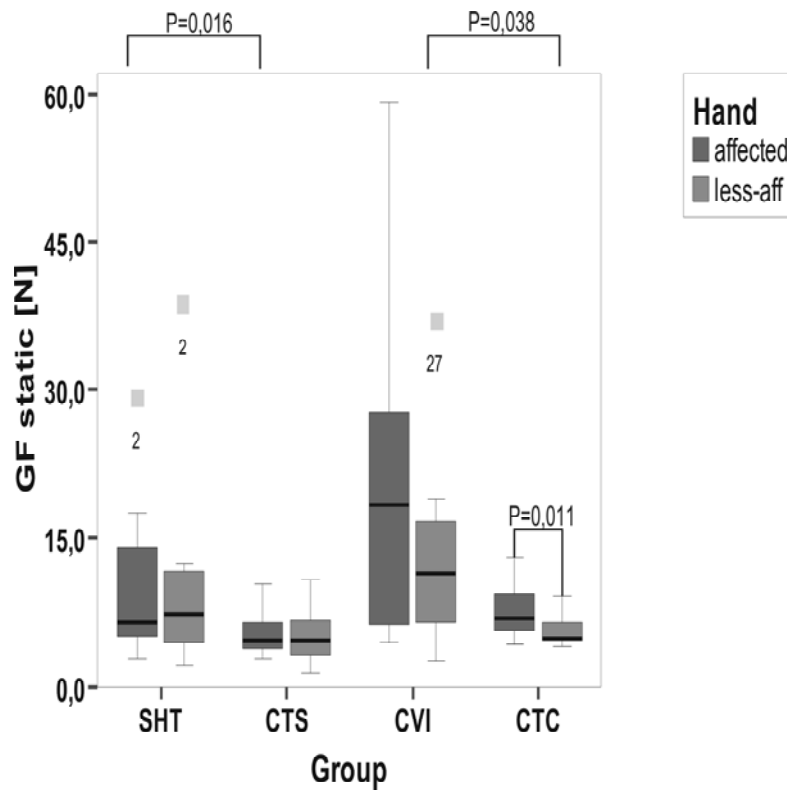


Abbildung 42: Darstellung der Ergebnisse des statischen Haltens im Rahmen der Aufgaben zur Objektmanipulation. (affected= betroffen, less-aff=nicht-betroffen; Grip Force static= statische Haltekraft)

Die CVI-Patienten produzierten auf der betroffenen Seite im Mittel 21,4 N und übten mit der nicht -betroffenen Hand im Mittel 13 N auf das Objekt aus. Damit lag die Kraft beider Hände der Patienten über dem Mittelwert der jeweils gematchten Kontrollhände 14,7 bzw. 7,4 N. In der statistischen Analyse zeigte sich ein signifikanter Kraftunterschied im Vergleich der betroffenen Hände ($p=0,038$). Im Vergleich der betroffenen Hände mit den gematchten Kontrollen zeigte sich zumindest ein Trend ($p=0,080$) hinsichtlich eines signifikanten Griffkraftunterschiedes. Im statistischen Vergleich innerhalb der Kontrollgruppe ergab sich ein signifikanter Unterschied ($p=0,011$). Dies lässt einen Händigkeitseffekt vermuten, was angesichts der aktuellen Literatur (Hermsdörfer et al. 2003) etwas überraschend erscheint, aber aufgrund der inhomogen gematchten betroffenen Hände möglich wäre. Bezüglich des Vergleiches der Ergebnisse der SHT- mit den CVI-Patienten, produzierten die betroffenen CVI-Hände im Mittel deutlich höhere Griffkraftwerte (SHT:10,1 N; CVI: 21,4 N), die nicht-betroffenen Hände ebenfalls höhere Griffkräfte (SHT:9,5 N; CVI: 13 N). In Tabelle 4.2.2.1 (siehe Anhang) sind die entsprechenden Ergebnisse der statischen Halteaufgabe als Mittelwert sowie Standardabweichung dargestellt.

Transportieren des Objektes

Veranschaulichung Schlaganfall-Ergebnisse durch ausgewählte Beispiele

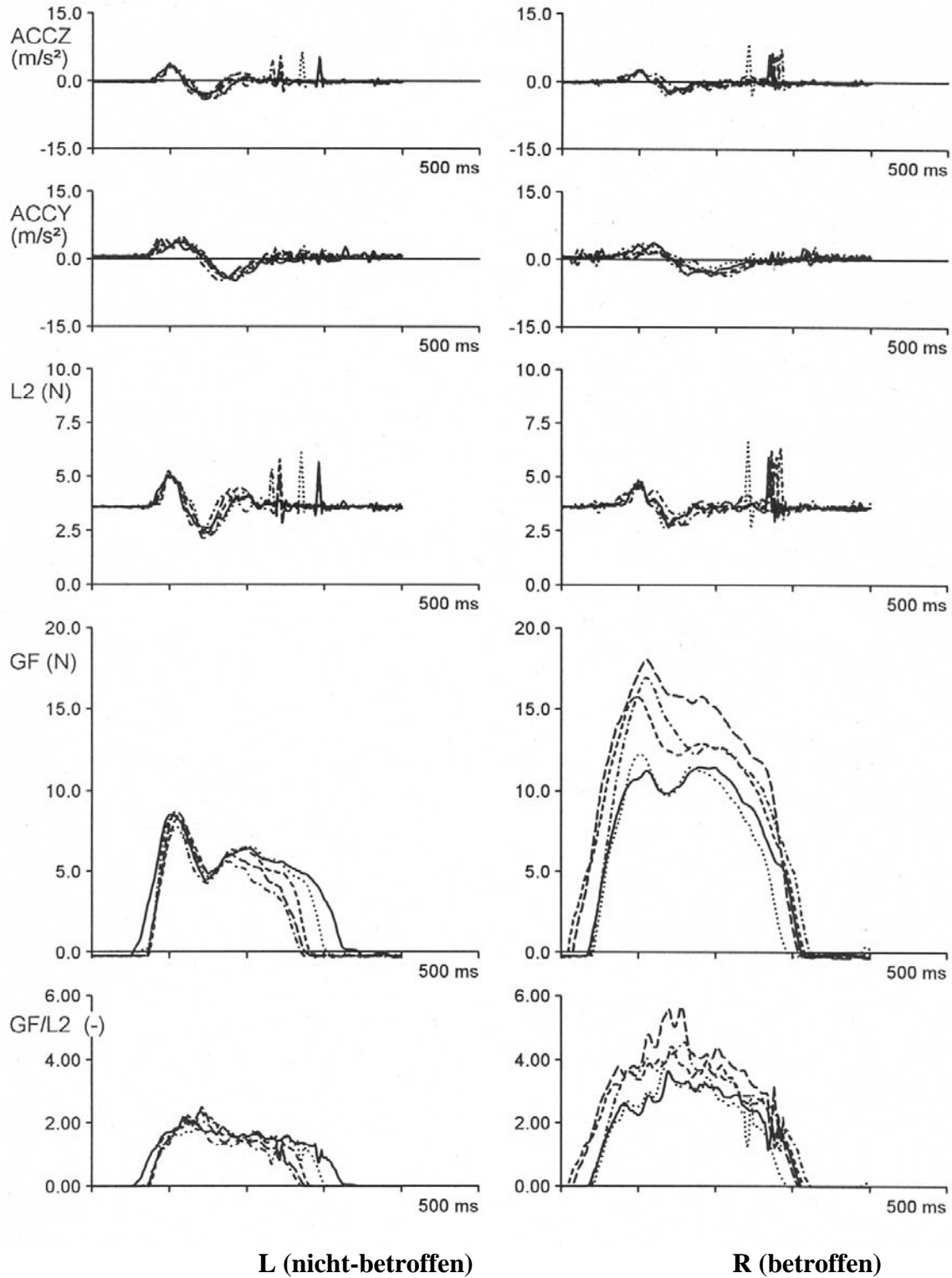


Abbildung 43: Heben und Transportieren des Objektes am Beispiel eines CVI-Patienten (Pat-Nr 12, 60J, männlich) mit beiden Händen. Es sind die vertikale (AccZ), sowie die sagittale (AccY) Beschleunigung, die Last (L2) und die Griffkraft GF(N) dargestellt. Es sind jeweils fünf Durchgänge übereinander geplottet.

Auf der weniger-betroffenen Seite (links) zeigt die Patientenleistung einen ähnlichen Kurvenverlauf wie bei einer gesunden Kontrollperson, die produzierte maximale Griffkraft liegt im Mittel bei 7 N. Es ist ebenfalls die Regelmäßigkeit, mit der die Bewegung durchgeführt wurde, deutlich: Kraft- und Beschleunigungsprofile der fünf Durchgänge überlappen sich weitgehend. Auf der betroffenen rechten Seite setzte der Patient fast doppelt soviel Kraft ein verglichen mit der nicht -betroffenen Seite. Aus den entsprechenden Signalen der Beschleunigung wird deutlich, dass die Bewegung der betroffenen Hand nicht so flüssig und regelmäßig durchgeführt wurde.

Ergebnisse SHT- und Schlaganfallpatienten im Vergleich

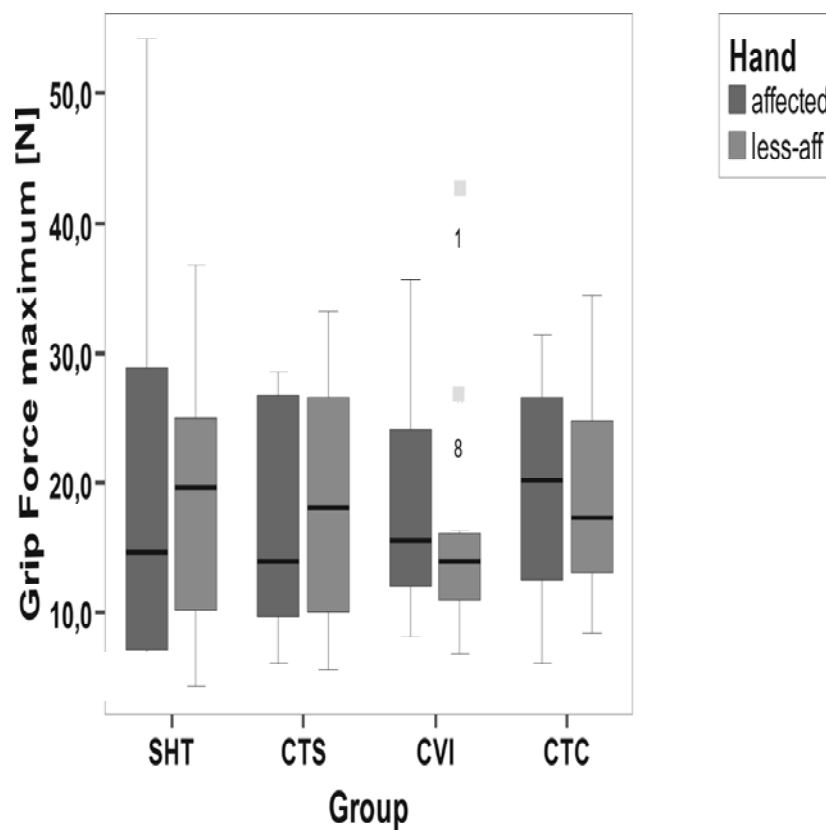


Abbildung 44: Ergebnisse der Transportaufgabe im Rahmen der Objektmanipulation (affected= betroffen, less-aff=nicht-betroffen; Grip Force Maximum=maximale Griffkraft)

Das Griffkraftmaximum, das bei der Transportaufgabe mit der betroffenen Hand der CVI-Patienten generiert wurde, lag im Mittel bei 18,9 N im Vergleich zu der nicht -betroffenen Hand mit im Mittel 16,3 N. In der statistischen Analyse ergab sich weder ein signifikanter Intragruppen noch ein Intergruppenunterschied bei der maximalen Griffkraft (siehe Tabelle 4.2.3.1). Im Vergleich zu den SHT-Patienten, lag die maximale Griffkraft der CVI-Patienten im Mittel für beide Hände unter dem Griffkraftniveau der SHT-Patienten.

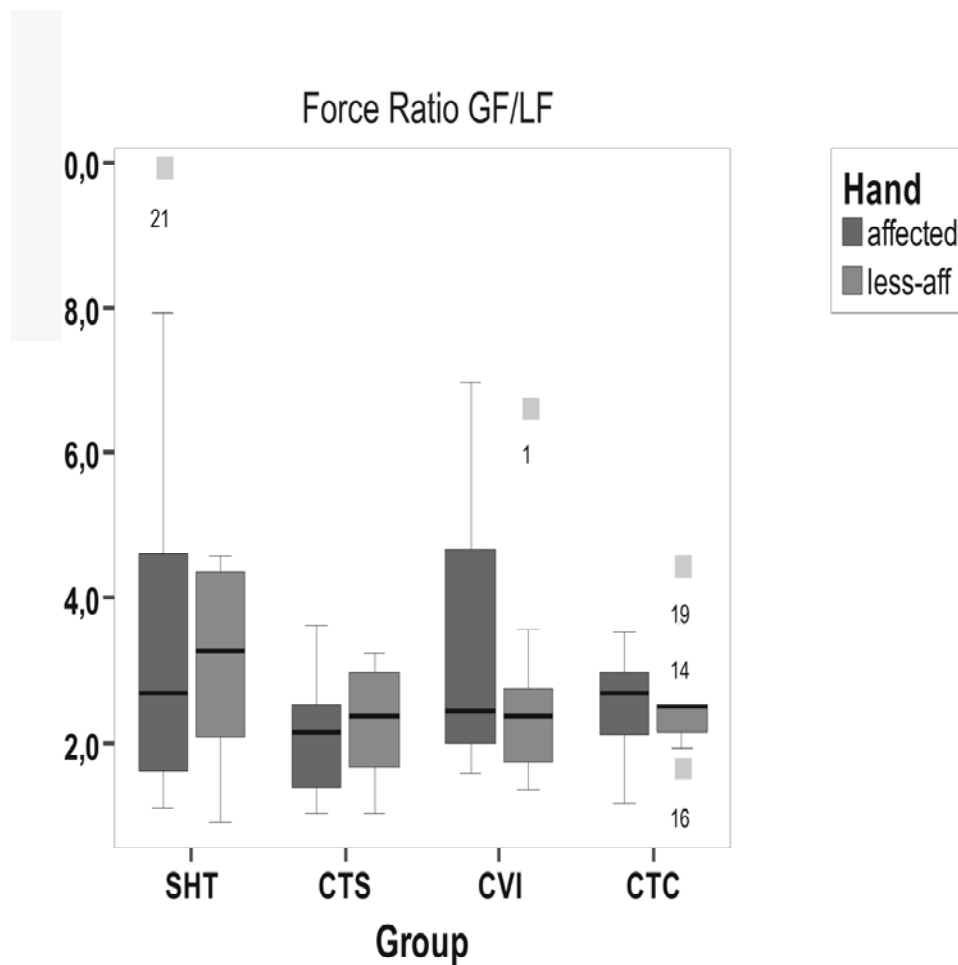


Abbildung 45: Darstellung der Ergebnisse des Griffkraft-Last-Verhältnis im Rahmen der Objektmanipulationsaufgaben. (affected= betroffen, less-aff= nicht-betroffen; Ratio GF/LF= Griffkraft-Last-Verhältnis)

Bei der Berechnung des Griffkraft - Lastkraft-Verhältnisses ergab sich für die betroffene Hand der Patienten ein Verhältnis von 3,5 im Vergleich zur gematchten Kontrollhand von 2,6. Bei der nicht-betroffenen Hand zeigte sich ein Verhältnis von 2,6 im Vergleich zu 2,6 bei den Gesunden.

Bei der statistischen Analyse ergab sich ebenfalls, wie aus den Ergebnissen der Maximalkraft zu erwarten war, kein signifikanter Leistungsunterschied zwischen beiden Händen innerhalb der Gruppen als auch im Gruppenvergleich der Hände (siehe Tabelle 4.2.3.1 im Anhang).

Im Vergleich zwischen den beiden Patientengruppen, lag das Niveau der Kraftratio bei beiden Händen der SHT-Patienten diskret über dem Niveau der CVI-Patienten.

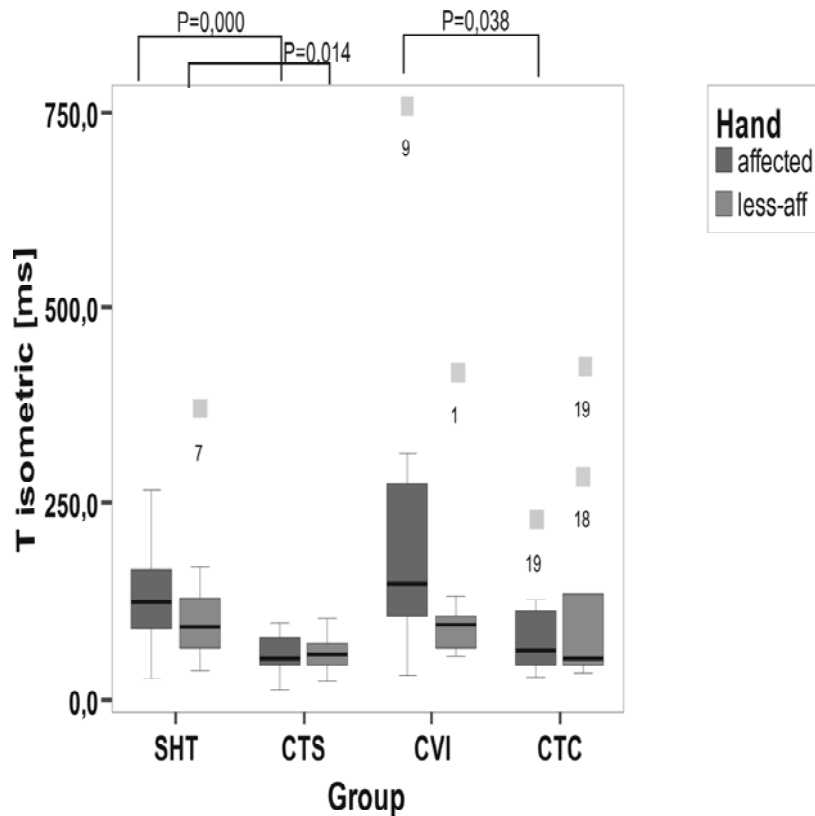


Abbildung 46: Ergebnisse der isometrischen Zeitspanne der Transportaufgabe bei Objektmanipulation. (affected= betroffen, less-aff= nicht-betroffen; Time isometric=isometrische Zeitspanne)

Die isometrische Zeit, die die Zeitspanne zwischen dem Berühren der Finger und dem Abheben des Objektes umfasst, zeigte sich für die betroffene Hand der Patienten gegenüber den Kontrollhänden deutlich verlängert, für die betroffene Hand im Mittel 220 ms respektive 83,6 ms bei den Kontrollen bzw. 114,9 im Vergleich zu 124,7 ms der gesunden Kontrollen. Bei der statistischen Analyse ergab sich ein Trend hinsichtlich eines signifikanten Unterschiedes innerhalb der CVI-Gruppe ($p=0,062$). Im Vergleich der betroffenen Hände der Gruppen zeigte sich ein signifikanter Unterschied mit Signifikanzniveau von $p=0,038$ unter Verwendung des Mann-Whitney-Testes (siehe Tabelle 4.2.3.1 im Anhang).

Im Vergleich der beiden klinischen Bilder CVI und SHT, zeigten sich in beiden Händen eine Verlängerung dieses Zeitparameters der CVI gegenüber den SHT-Patienten (SHT: betroffen: 129,7 mSec, nicht-betroffen: 109,3 mSek; CVI: betroffen: 220mSek, nicht-betroffen: 114,9 mSek).

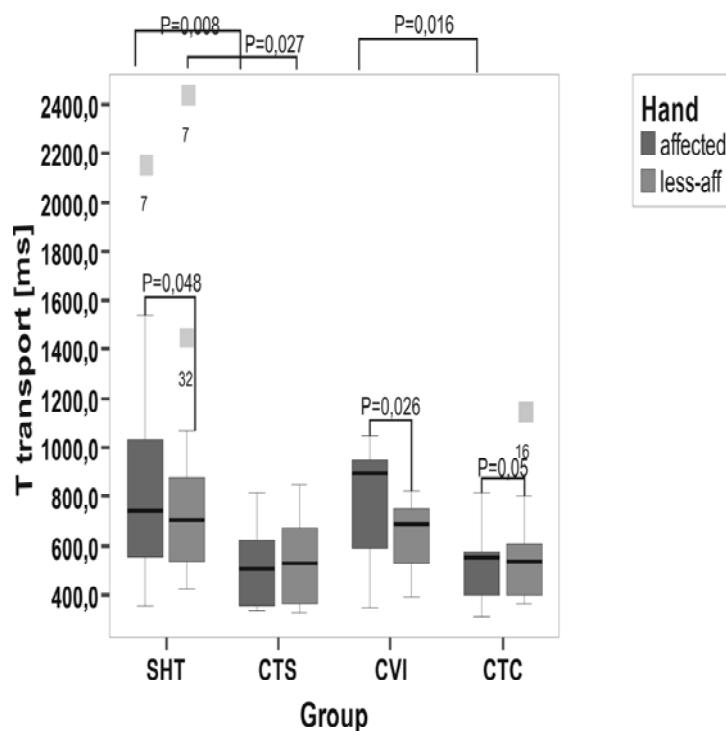


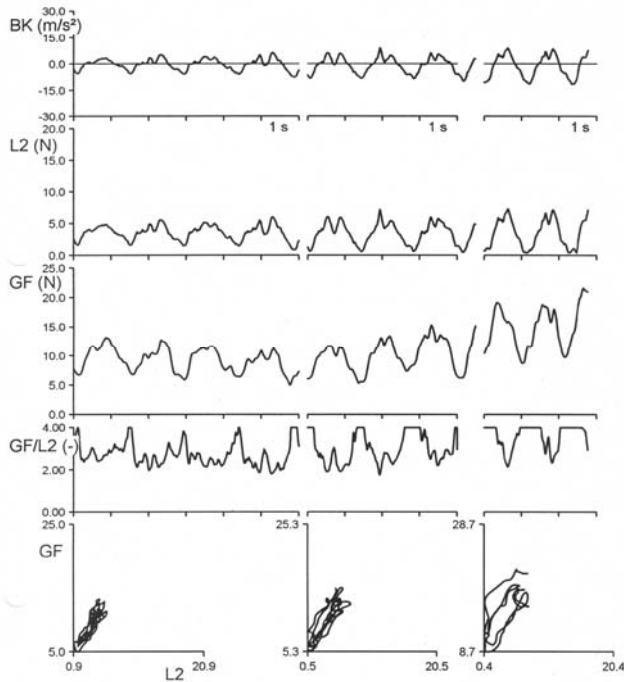
Abbildung 47: Ergebnisse der Transportzeit der Transportaufgabe bei Objektmanipulation. (affected= betroffen, less-aff= nicht-betroffen; Time transport=Transportzeit)

Bei der Transportaufgabe wurde die Zeit analysiert, die für den Objekttransport, beginnend mit dem Abheben von der ersten und dem Absetzen des Objektes auf der zweiten Plattform, benötigt wurde. Wie bereits bei dem isometrischen Zeitparameter beschrieben, zeigte sich auch bei diesem Zeitparameter eine Verlangsamung im Mittel der betroffenen Hand im Vergleich zu den gesunden gematchten Kontrollen. Bei der statistischen Analyse zeigte sich im Händevergleich innerhalb der CVI -Gruppe ein signifikanter Unterschied im Sinne einer Verlangsamung der betroffenen gegenüber der nicht -betroffenen Hand. Innerhalb der Kontrollgruppe zeigte sich ebenfalls eine Leistungsunterschied im Sinne einer diskreten Verlangsamung der gematchten betroffenen Hand ($p=0,05$). Im Vergleich der Hände beider untersuchter Gruppen zeigte sich für die betroffene Hand der CVI -Patienten im Vergleich zu den gesunden gematchten Händen ein signifikanter Unterschied im Sinne einer Verlangsamung der Bewegung (betroffen: $p=0,016$). Bei dem Vergleichskollektiv der SHT-Patienten zeigte sich bei beiden Hände die Transportzeit gegenüber den CVI-Patienten deutlich verlängert (SHT: betroffen: 902,8mSek, nicht-betroffen: 840,7mSek; CVI: betroffen: 779,4mSek, nicht-betroffen: 638mSek).

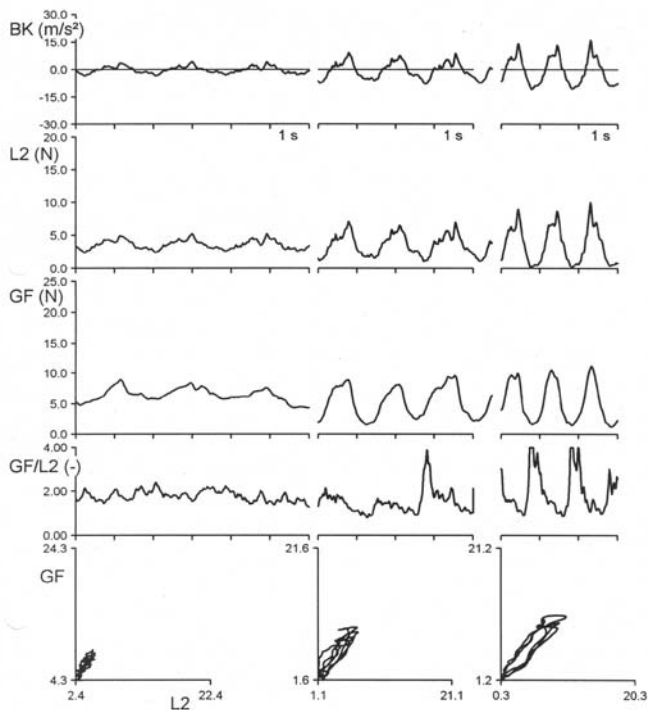
Alle Ergebnisse für die Aufgabe „Heben und Transportieren“ sind in Tabelle 4.2.3.1 (im Anhang) zusammengefasst.

Zyklisch vertikale Bewegungen des Objektes

Veranschaulichung Schlaganfall-Ergebnisse durch ausgewählte Beispiele



L (betroffen)



R (nicht-betroffen)

Abbildung 48: Zyklisches Auf- und Abbewegen der „Thunfischdose“; Aufzeichnung der Leistung der betroffenen linken Hand eines 63-jährigen Patienten (Patient 12) mit Mediateilinfarkt rechts. Von oben nach unten: vertikale Beschleunigung (BK), Lastkraft (L2), Griffkraft (GF), Kraftverhältnis (GF/LFmax) und die Auftragung Griffkraft gegen Lastkraft.

Abbildung 48 zeigt die Aufzeichnung einer zyklischen Auf- und Abbewegung in den 3 Geschwindigkeiten eines 70-jährigen Patienten mit Zustand nach Mediateilinfarkt rechts. Wie aus dem Beschleunigungssignal hervorgeht, führte der Patient mit seiner betroffenen rechten Hand wie die Kontrolle flüssige, regelmäßige Auf- und Abbewegungen aus. Die dritte Kurve von oben zeigt, dass die Griffkraft während der Bewegung genau der Lastkraft folgte. Der entscheidende Unterschied zwischen betroffener und nicht-betroffener Hand liegt im Kraftniveau: während die Griffkraft bei der nicht-betroffenen Hand in einem Bereich zwischen 5 und 10 N moduliert wurde, war die minimale Griffkraft bei der betroffenen Hand auf circa 15 N angehoben.

Trotz dieser Griffkraftherhöhung, die ein sicheres Halten des Gegenstandes jederzeit garantiert, wurde die Griffkraft weitgehend regelmäßig mit der Last moduliert. Die deutliche Griffkraftherhöhung des Patienten ist auch anhand der Krafratio (4.Kurve) eindrucksvoll zu erkennen. In der untersten Darstellung ist die Griffkraft gegen die Lastkraft aufgetragen.

Ergebnisse SHT- und Schlaganfallpatienten im Vergleich

Der Großteil der Patienten führte die Bewegungen innerhalb vergleichbarer Beschleunigungsextrema durch.

Dies konnte auch in der statistischen Analyse bestätigt werden, da sich weder innerhalb der Gruppen noch im Vergleich der Gruppen signifikant unterschiedliche Ergebnisse bei minimaler und maximaler Beschleunigung zeigten ($p > 0,1$).

Allerdings herrschte hinsichtlich Geschwindigkeit und Amplitude der Bewegung sowohl innerhalb der Patienten als auch der Kontrollgruppe eine große Variabilität, wie z.T. aus Abbildung 48 hervorgeht bzw. den Werten für maximale und minimale Beschleunigung der Tabelle 4.2.3.2 im Anhang zu entnehmen ist.

Im Vergleich zur SHT-Gruppe zeigte sich bezüglich der maximalen und minimalen Beschleunigung kein wesentlicher Unterschied zur CVI-Gruppe.

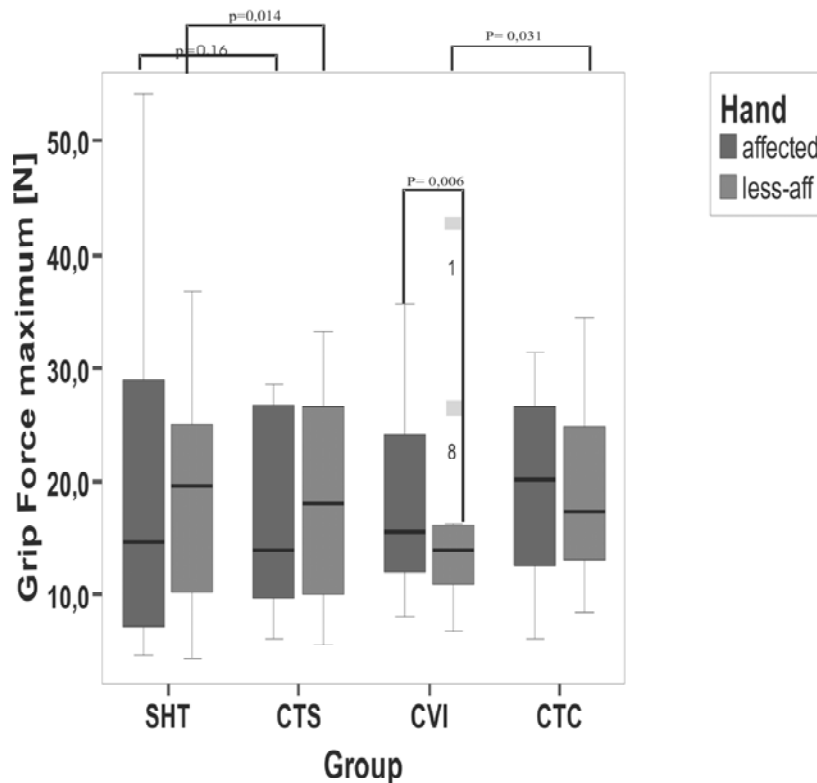


Abbildung 49: Darstellung der Ergebnisse der maximalen Griffkraft bei der Durchführung zyklischer Bewegungen im Rahmen der Objektmanipulation (affected= betroffen, less-aff= nicht-betroffen; Grip Force maximum= maximale Griffkraft)

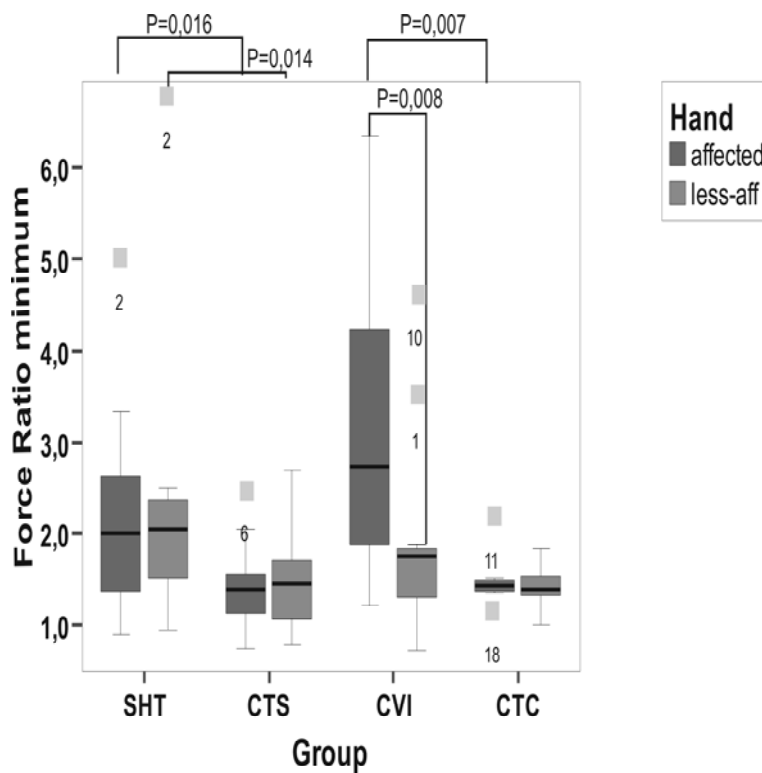


Abbildung 50: Darstellung der Ergebnisse des Griffkraft-Last-Verhältnis bei der Durchführung zyklischer Bewegungen im Rahmen der Objektmanipulation (affected= betroffen, less-aff= nicht-betroffen; Force Ratio min=minimale Griffkraft-Last-Ratio)

Viele Patienten setzten beim zyklischen Bewegen des Objektes mehr Kraft ein als die gesunden Kontrollpersonen, wie aus oben Abbildung 49 hervorgeht. Im Intragruppenvergleich ergab sich ein signifikant schlechteres Griffkraft-Last-Verhältnis für die betroffene Hand der CVI-Gruppe ($p=0,08$). Im Vergleich beider Gruppen zeigte sich ebenfalls ein signifikantes Ergebnis im Sinne eines schlechteren Ergebnisses im Vergleich der betroffenen Hand mit den abgeglichenen Händen der Kontrollen.

Im Vergleich zu den SHT-Patienten zeigte sich ein schlechteres Ergebnis bezüglich der Ratio der mehr-betroffenen Hand (SHT:2,2; CVI:3,2), wohingegen die weniger-betroffene Hand (SHT:2,2; CVI:1,3) der CVI-Patienten eine bessere Leistung im Vergleich aufwies.

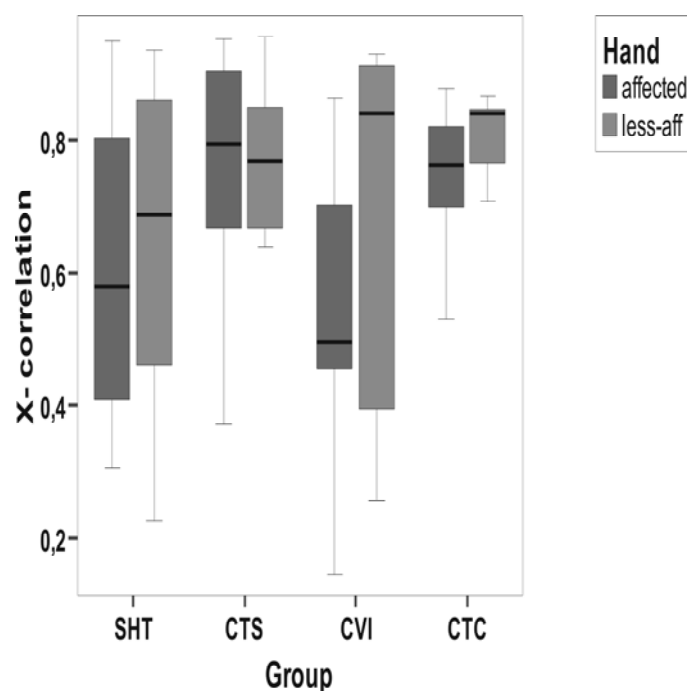


Abbildung 51: Ergebnisse der x-Korrelation bei der Durchführung zyklischer Bewegungen bei der Objektmanipulation. (affected= betroffen, less-aff=nicht-betroffen; X-Korrelation=x-Korrelation)

Der Parameter X-Korrelation stellt einen äußerst sensitiven Parameter für die Griffkraftökonomie bzw. für die Parallelität der Griffkraft- und Lastsignalkurven dar. Wie aus Abbildung 51 hervorgeht, zeigte sich gleiche Griffkraftökonomie zwischen beiden Händen in den einzelnen Gruppen. Auch im Händevergleich zwischen beiden Gruppen konnte kein signifikanter Ökonomieunterschied zwischen CVI-Patienten und Gesunden gefunden werden. Die CVI-Patienten zeigten ebenso wie die SHT-Patienten für beide Hände ähnliche Werte für den Parameter der X-Korrelation (betroffen: SHT:0,6; CVI: 0,5; weniger-betroffen: SHT: 0,6; CVI: 0,7).

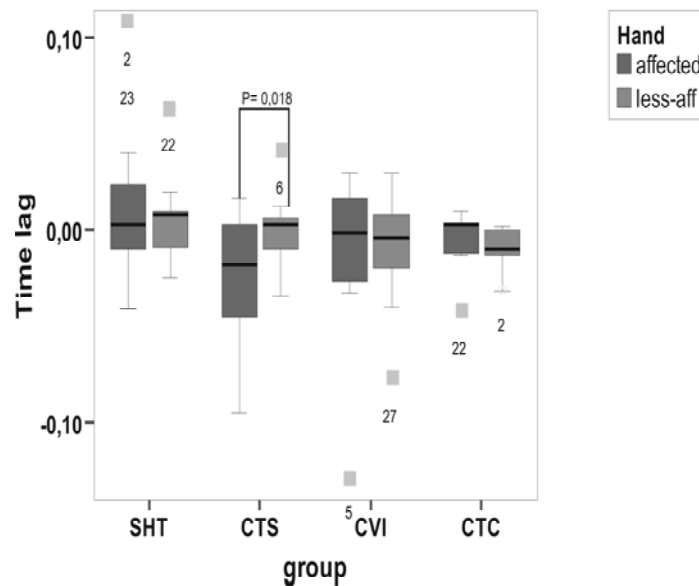


Abbildung 52: Ergebnisse der zeitlichen Verzögerung zwischen Griffkraft- und Lastmaximum bei der Durchführung zyklischer Bewegungen. (affected=betroffen, less-aff= nicht-betroffen; Time lag= Zeitabstand)

Als zeitlicher Parameter bei der Durchführung der zyklischen Auf- und Abbewegungen wurde die zeitliche Verzögerung zwischen dem Auftreten des Griffkraft- und des Lastkraftmaximums analysiert. Wie aus Abbildung 52 hervorgeht, wurde innerhalb der Gruppen kein signifikant verzögertes Auftreten der Lastkurve nach der Griffkraftkurve registriert. Auch im Vergleich der Gruppen zeigte sich bei dem Vergleich der mehrbetroffenen Hände kein signifikanter Unterschied im Sinne eines verzögerten Auftretens bei den CVI-Patienten.

Im Vergleich zu den SHT-Patienten zeigte sich für den Parameter t_{lag} ebenfalls weitgehend identische Werte ohne Anhalt für einen deutlichen Ergebnisunterschied (betroffen: SHT: 0,01; CVI:-0,02; weniger-betroffen: SHT: 0; CVI: -0,01).

4.3 Follow-Up Ergebnisse 3 Monate nach Erstuntersuchung an 4 SHT-Patienten

Um die Ergebnisse nach einer dreimonatigen Therapiephase durch Ergotherapeuten quantifizieren zu können, wurden drei Monate nach der ersten Untersuchung der Feinmotorik die oben beschriebenen Aufgaben an 4 Patienten im Sinne einer Nachuntersuchung untersucht. Die unten abgebildeten Graphen präsentieren nur die Leistung der mehrbetroffenen Hand der SHT-Patienten. Des Weiteren sind nur einige repräsentative Parameter aus dem gesamten Untersuchungsprotokoll graphisch dargestellt, alle anderen Parameter sind in der entsprechenden Tabelle 4.3.1 im Anhang mit Mittelwert und Standardabweichung abgebildet.

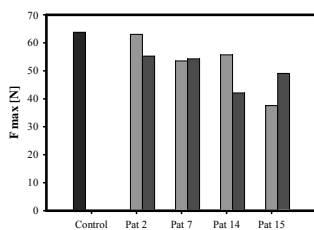


Abb.53: Darstellung der Ergebnisse der Follow-Up-Untersuchung für die Produktion der maximalen Fingerkraft. (Fmax=maximale Fingerkraft; Control=Kontrolle; Session 1=Untersuchungszeitpunkt, Session 2=Untersuchungszeitpunkt)

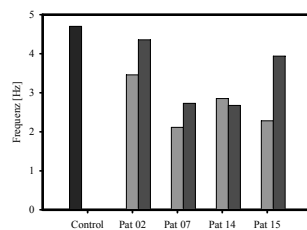


Abb.54: Schnelle Kraftwechsel

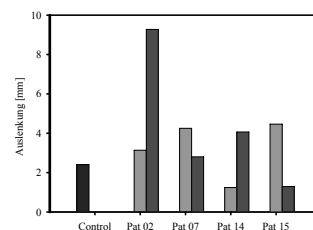


Abb.55: Störung der Fingerposition

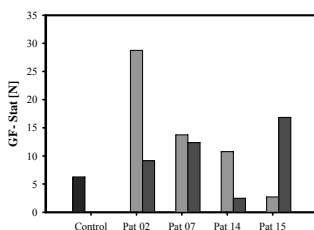


Abb.56: Ergebnisse der Nachuntersuchung des Statischen Halten

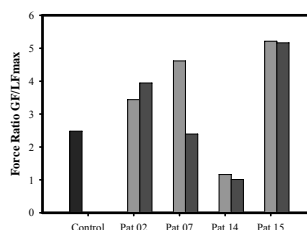


Abb.57: Griffkraft-Last-Verhältnis der Nachuntersuchungen

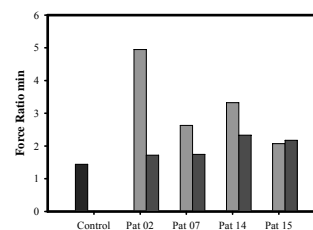


Abb.60: Griffkraft-Last-Verhältnis bei zyklischen Bewegungen der Nachuntersuchung

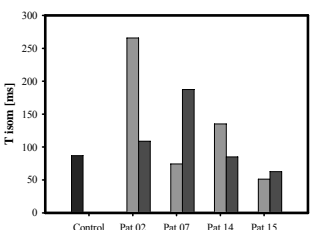


Abb.58: Isometrischer Zeitparameter

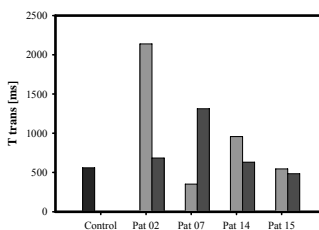


Abb.59: Transportzeitergebnisse der Nachuntersuchung

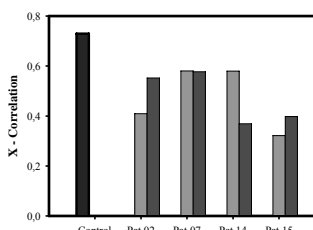


Abb.61: X-Korrelationsparameter in der Nachuntersuchung

Bei Patient 2 zeigt sich bei den elementaren Aufgaben bei der Produktion der maximalen Fingerkraft eine diskrete Kraftminderung über die Zeit, wohingegen bei den schnellen Kraftwechselln im Verlauf eine bessere Leistung im Sinne einer höheren Frequenz resultierte. Bezüglich der Auslenkung aus der stabilen Fingerposition zeigte sich eine deutliche größere Auslenkung in der Testung nach 3 Monaten. Bei den Aufgaben zur Griffkraftkontrolle zeigte sich bei den Parametern bezüglich der Griffkraft eine deutliche Abnahme der verwendeten Kraft beim statischen Halten, bei der Transportaufgabe war die Leistung weitgehend unverändert, und bei den zyklischen Bewegungen war ebenfalls eine diskrete Abnahme der aufgewandten Kraft zu erkennen. In der Griffkraft-Last-Modulation zeigte sich 3 Monate nach der ersten Untersuchung eine bessere Modulationsleistung, und auch der Transport- als auch der isometrische Zeitparameter war bei der 2. Untersuchung beschleunigt.

Patient 7 zeigte weitgehend unveränderte maximale Fingerkraft mit leicht erhöhter Frequenz bei den schnellen Kraftwechselln in der zweiten Untersuchung. Bei der Störung der Fingerposition war eine leichte Besserung der Leistung zu erkennen. Bei den Aufgaben zur Objektmanipulation war die Griffkraft beim statischen Halten ähnlich der maximalen Fingerkraft weitgehend unverändert, das Griffkraft-Last-Verhältnis bei der Transportaufgabe sowie die maximale Griffkraft bei den zyklischen Bewegungen zeigte eine bessere Leistung bei der 2. Untersuchung im Sinne einer niedrigeren Griffkraft bzw. Ratio. Der Parameter der X-Korrelation war weitgehend unverändert, die Zeitparameter bei der Transportaufgabe waren allerdings verlängert nach drei Monaten.

Patient 14 zeigt eine deutliche Minderung der maximalen Fingerkraft über die Zeit, wobei die Frequenz der schnellen Kraftwechsel weitgehend unverändert war, die Auslenkung der Fingerposition allerdings ebenfalls eine deutliche Verschlechterung zeigte. Die Griffkraft beim statischen Halten war deutlich geringer als bei der ersten Untersuchung, das Griffkraft-Last-Verhältnis beim Transport war weitgehend idem und bei den zyklischen Bewegungen zeigte sich eine diskrete Griffkraftminderung über die Zeit. Die Zeitparameter waren mit einer Leistungssteigerung über die Zeit zu erkennen.

Bei Patient 15 war eine diskrete maximale Fingerkrafteerhöhung über die Zeit zu erkennen, bei den schnellen Kraftwechselln zeigte sich eine ausgeprägte Leistungssteigerung und auch bei der Auslenkung der Fingerposition wurden die Finger weniger stark ausgelenkt bzw. die Reaktion des Patienten setzte früher ein. Die statische Griffkraft war deutlich erhöht bei der 2. Testung, wobei die Ratio der Transportaufgabe unverändert war über die Zeit, ebenso wie die maximale Griffkraft bei den zyklischen Bewegungen. Die Zeitparameter und auch die X-Korrelation zeigten sich weitgehend konstant über die Zeit.

Zusammengefasst, ist bei Patient-Nr.2 in beiden Aufgabentypen, den elementaren und manipulativen Aufgaben zusammengenommen, in der zweiten Untersuchung in sieben von neun Aufgaben eine deutliche Leistungsverbesserung nachweisbar, wobei der Schwerpunkt der Leistungsverbesserung eher im Bereich der manipulativen Aufgaben lag.

In den Aufgaben zur Objektmanipulation hingegen war eine weitgehende Leistungskonstanz zu erkennen. Ebenfalls zusammen gefasst, ergab sich bei Patient-Nr. 15 in der Nachfolgeuntersuchung in vier aus neun Aufgaben eine Leistungssteigerung, wobei der Schwerpunkt der Verbesserung im elementaren Bereich lag. Im Vergleich zu der oben beschriebenen Leistung von Patient-Nr. 2, zeigte Patient-Nr. 15 bei der Nachfolgeuntersuchung der elementaren Aufgaben in allen drei Aufgaben, (Fingermaximalkraft, schnelle Kraftwechsel, Störung der konstanten Fingerposition) eine deutliche Leistungssteigerung.

Das „Ergebnismuster“ der Leistung in der Nachfolgeuntersuchung des Patient-Nr. 14 fällt eher in das Muster beschrieben für Patient-Nr. 2, da eher Leistungsverbesserung im Bereich der Objektmanipulation auftrat, wohingegen die elementaren Leistungen konstant blieben bzw. deutlich schlechter ausfielen. Zusammengefasst ergibt sich in zwei aus neun untersuchten Aufgaben eine Leistungssteigerung.

Die Leistungen des Patient-Nr. 7 in der Nachfolgeuntersuchung ergibt eine Mischung aus den beiden Leistungsbildern der Patienten-Nr. 2 und 15. Es zeigte sich eine Befundbesserung im Bereich der elementaren Aufgaben (schnelle Kraftwechsel und Störung der konstanten Fingerposition) sowie für zwei Parameter der Objektmanipulation. Zusammengefasst ergibt sich in drei aus neun untersuchten Aufgaben eine Leistungssteigerung über die Zeit.

Wie oben beschrieben ist eine deutliche Verbesserung der Leistung bei Patient-Nr. 2 im Bereich der Objektmanipulation zu finden, wohingegen die Leistungssteigerung bei Patient-Nr. 15 eher im Bereich der elementaren Aufgaben anzusiedeln ist. Patient-Nr. 7 weist eher eine Verbesserung der Leistung auf, wohingegen die Leistung von Patient-Nr. 14 eher auf konstantem Niveau ist.

In der Tabelle 4.3.1 sind alle restlichen Ergebnisse angegeben. Bei der Testung auf statistische Signifikanz ergab sich nur im Vergleich der Leistung der betroffenen Hand der vier Patienten bei den zyklischen Bewegungen zwischen den beiden Untersuchungen in der maximalen Griffkraft ein Trend hinsichtlich einer signifikant verbesserten Leistung in der 2. Untersuchung.

4.4 Vergleich der Aufgaben

Nachdem im Ergebnisteil alle Leistungen in den untersuchten Aufgaben im Einzelnen dargestellt wurden, sollen im Folgenden einzelne Aspekte in den verschiedenen Aufgaben miteinander verglichen werden. Wie bei den Nachuntersuchungen unter Punkt 4.2 beschrieben, wurden auch im Vergleich der Aufgaben nur die einzelnen Leistungen der mehr-betroffenen Hand der SHT-Patienten miteinander korreliert. Als statistischer Test zur Analyse der Korrelation der einzelnen Parameter wurde der Spearman-rank-Korrelations-Test verwendet. Als statistisch signifikant wurde eine Korrelation von $p < 0,05$ angesehen.

Eine Überprüfung auf mögliche Zusammenhänge zwischen den untersuchten elementaren Leistungsaspekten der Kraftkontrolle und dem funktionalen Einsatz der Griffkräfte bei Objektmanipulation zeigte keinen Zusammenhänge. Ebenfalls im Versuch der Überprüfung einer Korrelation zwischen der Störung der konstanten Fingerposition und anderen Parametern der Objektmanipulation ergab sich kein signifikanter Zusammenhang bzw. ebenfalls konnte kein Trend hinsichtlich eines Zusammenhangs analysiert werden. Der einzige Zusammenhang zwischen den elementaren Aufgaben und den Parametern der Objektmanipulation zeigte sich im Vergleich der Frequenz der schnellen Kraftwechsel und dem isometrischen Zeitparameter der Transportaufgabe ($r=0,56$; $p=0,03$). Zwischen der Frequenz und der gesamten Transportzeit ergab sich ebenfalls ein signifikanter Zusammenhang ($r=0,66$; $p=0,033$).

Die statistische Analyse der mehr-betroffenen Seite der Patienten zeigte eine hohe Korrelation zwischen der eingesetzten Maximalkraft beim statischen Halten und beim Transport ($r=0,80$; $p=0,00$) sowie zwischen der Griffkraft beim Halten und bei den zyklischen Bewegungen ($r=0,62$; $p=0,017$). Im Vergleich der Griffkraft beim Transportieren und bei den zyklischen Bewegungen ergab sich ebenfalls ein signifikanter Zusammenhang ($r=0,80$; $p=0,00$). Hinsichtlich des Kraftverhältnisses zwischen Griff- und Lastkraft beim Transportieren und bei den zyklischen Bewegungen war auch ein Zusammenhang mit signifikantem Charakter nachweisbar ($r=0,74$; $p=0,00$).

Zwischen den beiden Zeitparametern der Transportaufgabe t_{isom} und t_{trans} zeigte sich ein signifikanter Zusammenhang ($p=0,03$; $r=0,67$).

5. DISKUSSION

In der vorliegenden Studie wurde die Kontrolle der Griffkraft an einer Stichprobe von 14 Patienten mit Schädelhirntrauma und teils einseitigen, teils beidseitigen motorischen und/oder sensorischen Störungen untersucht. Bei allen Patienten war ein Schädelhirntrauma mit mittelschwer bis schwerem Ausprägungsgrad voraus gegangen, wobei zwischen Patienten mit rein diffusem Axonschaden (DAS) bzw. rein fokalem Schaden und Patienten mit einer Kombination aus beiden Komponenten unterschieden wurde. Die Läsionen betrafen die kortikalen Strukturen, die Basalganglien, sowie den Thalamus, die Capsula externa und interna. Vor allem bei Patienten mit DAS-Komponente kann eine Beteiligung des Kleinhirns bzw. des Hirnstamms nicht ausgeschlossen werden. Alle Patienten befanden sich in der Rehabilitationsphase, wobei die subakute und frühe Rehabilitationsphase überstanden war. Alle Patienten waren in der Lage gerade im Rahmen ihrer ergotherapeutischen Therapie einfache manuelle Tätigkeiten wie Greifen, Halten und Bewegen eines Gegenstandes, auszuführen. Defizite der taktilen Sensibilität waren in den meisten der 14 Patienten eher gering ausgeprägt. Vorhandensein grober motorischer Defizite, die nach SHT auftreten können, wie Ataxie, Spastik oder Paresen, wurden als Ausschlusskriterium definiert.

5.1. Ergebnisse der SHT-Patienten

Elementare Aufgaben

Bei den elementaren Aufgaben zeigten die SHT-Patienten die größte Beeinträchtigung bei den schnellen Kraftwechseln, wobei sowohl beim Vergleich der mehr- und der weniger-betroffenen Hand mit den zugeordneten Händen einer Kontrollgruppe, als auch beim Vergleich der Hände innerhalb der Patienten ein signifikanter Unterschied für die Frequenz der Kraftwechsel resultierte. Bei dieser Aufgabe gelang es den SHT-Patienten deutlich seltener mit beiden Händen die Griffkraft pro Zeiteinheit so schnell zu wechseln wie die Kontrollpersonen. Hinsichtlich der Maximalkraft waren nur geringe Beeinträchtigungen festzustellen, hier aber mit Betonung der weniger-betroffenen Hand.

Als sensitive Messmethode zur Feststellung sensibler Störungen hatte sich die Störung einer konstanten Fingerposition durch eine unerwartete Erhöhung der Lastkraft eines im Präzisionsgriff gehaltenen Manipulandums erwiesen (Hermsdörfer et al. 1992, 1994b). Es ermöglicht die quantitative Erfassung einer sensomotorischen Leistung direkt über die motorische Antwort, und man ist nicht, wie in klinischen Untersuchungen der Sensibilität auf oftmals vage verbale Aussagen des Patienten oder zeitaufwändige psychophysikalische

Verfahren angewiesen. Da die kürzesten Latenzzeiten bei gesunden Probanden 150ms betragen, ist davon auszugehen, dass es sich bei der motorischen Reaktion nicht um eine reflexbedingte, sondern um eine primär zentral gesteuerte Reaktion handelt. Ab etwa einer Latenz von 85 ms ist von einer Beteiligung der Willkürmotorik auszugehen (Jenner und Stephens 1982, Marsden et al. 1983, Pauli et al. 1993).

Die Patienten zeigten eine signifikant größere Auslenkung der mehr-betroffenen Hand im Vergleich zu den Kontrollpersonen, aber auch im Vergleich zwischen beiden Händen der Patienten war ein deutlicher Leistungsunterschied erkennbar. In der initialen neurologischen Untersuchung zeigten die meisten Patienten ein geringes oder kein sensibles Defizit bei etablierten klinischen Sensibilitätsprüfungen, so dass zwischen dem Ausmaß der Fingerauslenkung und der klinischen Testung kein deutlicher Zusammenhang sichtbar war.

Mikroneurographische Untersuchungen zeigten, dass vor allem Mechanorezeptoren der greifenden Finger maßgeblich für die afferenten Signale bei der Reaktion auf eine plötzliche Laständerung eines „aktiven Objekts“ verantwortlich zu sein scheinen (Macefield et al. 1996). Aufgrund ihres Antwortverhaltens ließen sich FA-I-Rezeptoren als entscheidende Afferenzen für die Regulation der Griffkraft bei unerwarteten Laständerungen identifizieren. Dieses Ergebnis wird durch die Beobachtung, dass FA-I-Rezeptoren eine besonders hohe Dichte im Bereich der Fingerspitzen aufweisen, untermauert. Während in den Studien von Johansson und Macefield eine tangential zur Grifffläche gerichtete Kraft verändert wurde, wurde bei unserem Versuchsaufbau eine vertikal zur Hautoberfläche gerichtete Last erhöht, mit resultierender Auslenkung der Finger. Dies führt zu der Frage, ob auch bei diesem Untersuchungsparadigma die Hautrezeptoren im Vordergrund stehen, oder ob v.a. propriozeptive Muskelspindel- und Gelenkrezeptoren für die afferenten Signale verantwortlich sind. Edin und Johansson (1995) konnten eine dominierende Rolle der Oberflächensensibilität gegenüber der Propriozeption bei kinematischen Reizen belegen: sie zeigten, dass Hautrezeptoren, proximal eines passiv bewegten Gelenkes und weniger die Gelenkrezeptoren selbst entscheidend für die Informationsübermittlung einer statt findenden Bewegung an das ZNS sind. Bei fünf gesunden Probanden wurden oberflächliche und tiefe Hautschichten des Zeigefingers im Bereich des proximalen Interphalangealgelenkes (PIP) und der mittleren Phalanx anästhesiert, und der Finger im PIP-Gelenk durch den Untersucher passiv bewegt. Den Probanden war, wie in unserer Untersuchung, die direkte Sicht auf die Hände verwehrt, sie waren trotzdem in der Lage die Bewegung exakt mit der anderen Hand durchzuführen. Erst bei Anästhesierung des Areals proximal des PIP-Gelenkes, wurde von den Probanden keine Bewegung mehr wahrgenommen und die Probanden führten eine

Extension des nicht-anästhesierten Fingers aus, wenn die nicht-anästhesierte Haut proximal des PIP-Gelenkes wie bei einer Extension durch den Untersucher deformiert wurde. Als Schlussfolgerung für unsere Ergebnisse ergibt sich, dass die Aufgabe mit Auslenkung der Finger möglicherweise andere Aspekte der sensorischen Wahrnehmung testete als die klinische Sensibilitätsprüfung, so dass die Befunde nicht übereinstimmten. Eine offene Frage ist dann, welcher Test die höhere Relevanz zur Störungen der Griffkraftkontrolle besitzt. Alternativ könnte, ohne dass bei den SHT-Patienten ein relevantes sensorisches Defizit vorlag, der Grund für die Verlangsamung bei der Störung der konstanten Fingerposition in einer Störung der zeitlichen Verarbeitung und Störung der Reaktionsgeschwindigkeit liegen. Gagnon et al. (2004) untersuchten anhand einer Testbatterie die visomotorische Antwort bei Kindern nach schwerem SHT. Die Kinder wiesen ebenfalls eine deutliche Verlangsamung der Reflexantwort auf. Gagnon begründet dies zum einen mit einem Zuwachs der Verlangsamung je mehr Aufgabenmodalitäten in einer Aufgabe vereint sind, und einem folglich stärkeren Einfluss auf die Informationsverarbeitung. Zum anderen führte sie diese Verlangsamung auf die Natur des visuellen Stimulus zurück. Im Fall einer Definition eines Objekts anhand Farbe oder Helligkeit spricht man davon, dass diese Objekte so genannte „first order“ Eigenschaften besitzen. Werden Objekte nur anhand Bewegung, Zusammensetzung definiert, besitzen sie nur „second order“ Eigenschaften und bedürfen zusätzlicher Informationen um das Bild ganz zu begreifen. In unserer Aufgabe war die plötzliche Störung der konstanten Fingerposition der entsprechende Stimulus, und die Schwierigkeiten der Patienten bei der Durchführung dieser Aufgabe könnte mit der nicht sichtbaren Bewegung der Hand assoziiert werden. Bewegungsschwierigkeiten nach SHT wurden bisher nicht spezifisch untersucht, aber Alterprozesse sowie Gehirnschädigungen können die Fähigkeit beeinträchtigen, komplexe Stimuli wie Bewegung und Zusammensetzung („second order“) zu erkennen, mehr sogar als die Fähigkeit weniger komplexe Stimuli wahrzunehmen („first order“).

Daher könnte man die Schlussfolgerung ziehen, dass die Sensoriktestung, wie sie in dieser Studie durchgeführt wurde, nicht geeignet scheint um entsprechende sensorische Defizite zumindest bei unserem Kollektiv der SHT-Patienten zu erkennen, vor allem in Zusammenschau mit den weitgehend negativen klinischen Ergebnissen in der neurologischen Sensibilitätsprüfung.

Objektmanipulation

Bei der Analyse der manipulativen Aufgaben wurde zum einen die Anpassung der Griffkraft an die Last hinsichtlich des Kraftniveaus, zum anderen hinsichtlich der präzisen Korrelation der beiden Kräfte untersucht. Zunächst wird auf die Abstimmung des Kraftniveaus näher eingegangen.

Griffkraftniveau

Die Ergebnisse zeigen, dass zumindest beim statischen Halten die mehr-betroffene Hand als auch beide Hände bei den zyklischen Bewegungen signifikant erhöhte Griffkräfte im Vergleich zu den Kontrollpersonen einsetzten. Während des statischen Haltens zeigte sich darüber hinaus ein Trend ($p=0,09$) hinsichtlich erhöht eingesetzter Griffkräfte in der weniger-betroffenen Hand. Die erhöhten Griffkräfte können als „höhere Sicherheitsmarge“ interpretiert werden, da sich die Patienten- und Kontrollgruppe in der minimalen Haltekraft nicht unterschieden. Bei der Transportaufgabe wiesen beide Hände keine erhöhten Griffkräfte im Vergleich zu den Kontrollen auf. In den beiden Aufgaben mit kontinuierlicher Bewegung ohne Absetzen (statisches Halten und zyklisches Bewegen) wählten die Patienten somit eine höhere, damit „sichere“ Griffkraft (siehe auch Kap. 5.3).

Studien an gesunden Probanden, deren greifende Finger lokalanästhesiert waren, zeigten, dass beim Halten und Bewegen eines Objektes unter Verlust der taktilen Sensibilität eine deutliche höhere Griffkraft eingesetzt wird (Johansson&Westling 1984; Nowak et al. 2001; Augurelle et al. 2003). Patienten mit peripheren Nervenschäden wie z.B. Karpaltunnelsyndrom und Polyneuropathie produzierten überhöhte Griffkräfte (Thonnard et al. 1997; Lowe&Freivalds 1999; Nowak&Hermsdörfer 2003). Allerdings wurden in weiteren Studien an Patienten ebenfalls mit peripherer Nervenläsion trotz eindeutiger sensibler Defizite keine überhöhten Griffkräfte beschrieben (Thonnard et al. 1999; Nowak et al. 2003c). Die Patienten waren anscheinend in der Lage die Sensibilitätsdefizite zu kompensieren. Massive Beeinträchtigungen der Griffkraftkontrolle mit deutlich erhöhten Griffkräften wurden bei einer Patientin mit seit langem bestehendem vollständigem Verlust aller taktilen und propriozeptiven Qualitäten beschrieben (Nowak et al 2003 a,b). Eine Restfunktion der Sensibilität scheint daher immer notwendig zu sein für entsprechende Kompensationsstrategien. Für unsere Patienten würde dies bedeuten, dass bei Patienten mit moderater Auslenkung der Finger bei der Störung der konstanten Fingerposition normale, allenfalls moderat erhöhte, Griffkräfte zu erwarten sind, wohingegen bei Patienten mit deutlicher Auslenkung oder sogar fehlender Reaktion überhöhte Griffkräfte zu finden wären.

In unserer Korrelationsanalyse fand sich kein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Ausmaß der Auslenkung und der Höhe der Griffkräfte. In diesem Kontext wiederholt sich die bei den elementaren Aufgaben schon angeschnittene Erklärungsversuche: die meisten SHT-Patienten waren in der klinischen Testung der Sensibilität weitgehend unauffällig, daher erscheint die Definition einer Sensorikstörung über Benutzung dieses Testes der Störung der Fingerposition zumindest in unserem Patientenkollektiv fraglich.

Erhöhte Griffkraft konnten auch bei verschiedenen anderen neurologischen Erkrankungen nachgewiesen werden, die typischerweise nicht mit Sensibilitätsstörungen einhergehen: Chorea-Huntington, zerebelläre Atrophien und amyotrophe Lateralsklerose (Gordon et al. 2000; Schwarz et al. 2001; Müller&Dichgans 1994; Babin-Ratté et al. 1999; Fellows et al. 2001; Nowak et al. 2002; Nowak et al. 2003e). Demzufolge scheint die Erhöhung der Griffkraft eine generelle Strategie des sensomotorischen Systems zu sein, um ein Rutschen des Objekts auf jeden Fall zu vermeiden und das Objekt „sicher im Griff zu haben“. Die Patienten produzierten höhere Griffkräfte als gesunde Kontrollpersonen, wahrscheinlich aufgrund eines durch die entsprechende Krankheit entstandenen motorischen Defizits. Zur Kompensation dieses Defizits entwickelten sich unabhängig vom Krankheitsbild die Strategien einer Erhöhung der Griffkraft. Allerdings wird dadurch eine geschickte Handhabung beeinträchtigt, und der Gegenstand könnte durch zu hohe Kräfte sogar beschädigt werden.

Während in den bisherigen Studien typischerweise nur ein Aufgabentyp untersucht wurde, wurden in der vorliegenden Arbeit drei verschiedene manipulative Aufgaben betrachtet: das konstante Halten eines Objektes, das Transportieren über eine kurze Strecke und das vertikale Bewegen eines Objektes in kontinuierlicher Bewegung. Dies ließ einen direkten Vergleich der Griffkräfte bei den verschiedenen Aufgabentypen zu. In der Korrelationsanalyse zwischen den maximalen Griffkräften ergab sich zwischen allen Parametern ein signifikanter Zusammenhang.

Interessanterweise konnte im Vergleich zu den elementaren Aufgaben bei den Griffkraftparametern der Objektmanipulation der oben beschriebene Handeffekt nicht nachvollzogen werden. Der Parameter der maximalen Griffkraft bei zwei der drei manipulativen Aufgaben zeigte sich in der mehr-, als auch in der weniger-betroffenen Hand moderat erhöht im Vergleich zu den Kontrollpersonen. Die mehr-betroffene Hand zeigte keine signifikante schlechtere Leistung im Vergleich zur weniger-betroffenen Hand.

Als Begründung für die Symmetrie der Griffkraftherhöhung können mehrere plausible Gründe diskutiert werden.

In Abhängigkeit von der Schwere des initialen Traumas bzw. der resultierenden Läsionen ergibt sich eine unterschiedlich starke Störung der sensomotorischen Integration mit entsprechend schlechterer Leistung. In einem zweiten Erklärungsversuch kommt aufgrund der motorischen Störung nach SHT die Entwicklung einer Kompensationsreaktion im Sinne einer generellen Strategie ins Spiel. Es ist bekannt, dass die feinmotorische Handkontrolle stark von der Intaktheit der kortikalen motorischen Areale abhängt mit konsekutiver kortiko-motoneuronaler Projektion. Nach SHT kann es vor allem durch diffusen Axonschaden aber auch durch fokale Schäden in den Arealen des Motokortex zur Entstehung oder Umfunktionierung anderer Areale für die Projektion, kommen. Neue bzw. kompensierte axo-axonale Aktivierung entsteht. Diese intrakortikale Umänderung könnte für die Kompensationsreaktion bei dem Einsatz des Griffkraftniveaus bei der Objektmanipulation verantwortlich sein (siehe auch Kap. 5.3).

Interessanterweise war die maximale Griffkraft beim Durchführen des Transportierens mit dem niedrigsten Niveau verbunden im Vergleich zu der Griffkraft beim statischen Halten und bei den zyklischen Bewegungen. Ein möglicher Grund für diese Tatsache könnte der Unterschied zwischen kontinuierlichen (statisches Halten, zyklische Bewegungen) und diskreten Bewegungen sein. Bei der Transportaufgabe lag die Dauer der Einzeldurchgänge bei 2-3 Sekunden mit zeitlicher Unterbrechung zwischen den einzelnen Durchgängen. Ein weiterer Versuch diese Tatsache zu erklären bleibt bislang aus, und entsprechende Erklärungen sind notwendig.

Zeitliche Aspekte

Neben der Griffkraft wurde der Transportvorgang hinsichtlich zeitlicher Aspekte analysiert. Hier zeigte sich, dass die Phase der Kraftproduktion beim Anheben und Beschleunigen zu Beginn der Bewegung (Zeit bis zum Anheben) in der SHT-Gruppe für beide Hände verlängert war. Diese verzögerte Kraftproduktion lässt sich primär nicht dadurch erklären, dass die Patienten höhere Griffkräfte aufwendeten und dafür mehr Zeit benötigten, da die Griffkraft der Patienten bei der Aufgabe nicht relevant erhöht war.

Auch bei verschiedenen anderen neurologischen Erkrankungen wie M. Parkinson, Chorea Huntington, Kleinhirnatrophien und infantiler Zerebralparese war eine verlangsamte

Kraftproduktion beim Anheben eines Objektes beobachtet worden (Ingvarsson et al. 1997; Fellows et al. 1998; Gordon et al. 2000; Schwarz et al. 2001; Müller&Dichgans 1994).

Die Ergebnisse der verlängerten isometrischen Zeit bei einem Greif-Anheb-Paradigma konnte auch von Wenzelburger et al. (2000) an einem SHT-Patientenkollektiv bestätigt werden, wobei die Verlängerung dieser Phase eine reduzierte Effektivität der zentralen Sensomotorik bei SHT-Patienten vermuten lässt und die Schäden der manuellen Geschicklichkeit/Motorik unterstreichen. Untersuchungen mit Lokalanästhesie der greifenden Finger bei gesunden Probanden hatten ebenfalls einen verzögerten Beginn der „loading phase“ beim Anheben eines Objektes gezeigt (Johansson&Westling 1984; Jenmalm&Johansson 1997; Monzée et al. 2003). Als möglicher Grund für die Verlangsamung bei der isometrischen Phase kommt die verlängerte Phase des Zugreifens in Frage, um beim Greifen des Objekts eine gewisse Präzision zu gewährleisten.

In der Korrelationsanalyse ergab sich kein Zusammenhang zwischen der Kraftanstiegszeit und der Fingerauslenkung, wohingegen sich zwischen Kraftanstiegszeit und der Frequenz der schnellen Kraftwechsel ein signifikanter Zusammenhang in der Analyse herausstellte.

Wie bereits angesprochen, kommt bei dem fehlenden ersten Zusammenhang wieder die Frage nach der Wertigkeit, des in dieser Studie eingesetzten Testes zur Überprüfung der Sensibilität zumindest für unser Patientenkollektiv ins Spiel. Daher ist weiterhin prinzipiell die Notwendigkeit sensibler Signal für eine unbeeinträchtigte Kraftentwicklung beim Anheben des Objektes gegeben. Eine Korrelation zwischen der Kraftanstiegszeit und Geschwindigkeit der Kraftwechsel könnte auf die Bedeutung der motorischen Geschwindigkeit und deren Verlangsamung bei den SHT-Patienten hindeuten. Monzée et al. (2003) beschrieben nicht nur eine Verzögerung in der „loading phase“, sondern sogar erhebliche Beeinträchtigung der Korrelation von Griff- und Lastkraft unter Lokalanästhesie.

Eine Modellvorstellung („discrete- event, sensor driven control“) geht davon aus, dass beim Greifen und Heben eines Objektes beim Übergang von einer Phase in die nächste, ein feedback signal der Mechanorezeptoren der greifenden Finger benötigt wird, um das entsprechende motorische Signal für die nächste motorische Phase zu geben (Johansson&Westling 1984; Eliason et al. 1991; Johansson&Edin 1993; Johansson&Cole 1994).

In der vorliegenden Studie wurde neben der initialen Kraftanstiegszeit auch die Gesamtdauer des Transportvorgangs vom Ergreifen bis zum Absetzen des Objektes gemessen. Hierbei zeigte sich ebenfalls für beide Hände eine deutliche, signifikante Verlangsamung. Dafür

existieren mehrere mögliche Gründe. Zum einen brauchten die Patienten infolge motorischer Defizite mehr Zeit um das Objekt sicher zu greifen und anzuheben. Zum anderen führten die Patienten den gesamten Transportvorgang möglicherweise langsamer aus, um einen sicheren Transport ohne Fallen des Objektes zu gewährleisten. Für jeden Aspekt der Begründung gibt es mehrere interessante Teilaspekte. Des Weiteren spielt möglicherweise auch eine generelle verlangsamte der Verarbeitungszeiten eine Rolle

Für letztere Ursache spricht die Tatsache, dass die Patienten mit der ipsi-, als auch der kontraläsionalen Hand den Transport signifikant langsamer ausführten im Vergleich zu den gematchten Kontrollpersonen. Im Vergleich beider Hände der SHT-Patienten ergab sich kein signifikanter Unterschied, im Gegensatz zu der oben beschriebenen initialen Kraftanstiegszeit (siehe auch Kap. 5.3).

Griffkraft-Last-Modulation

Bei den Aufgaben zur Objektmanipulation war neben der Frage, inwieweit das Kraftniveau an die Lastkraft angepasst werden konnte, ein weiteres Thema der Arbeit, ob die antizipatorische Steuerung der Griffkraft bei SHT-Patienten erhalten ist.

Schon in den Kraftprofilen beim Anheben und Halten sowie beim Transportieren des Objektes ließ sich eine grundsätzliche Kopplung zwischen Griff- und Lastkraft anhand des annähernd parallelen Anstiegs der Kurven beider Kräfte erkennen.

Eine genauere Analyse der Korrelation beider Kräfte war am besten anhand der zyklischen, vertikalen Bewegungen möglich. Mittels Kreuzkorrelations-Analyse konnte die zeitliche Abstimmung von Griff- und Lastkraft genau ermittelt werden, es handelt sich um den Parameter t_{lag} . Es handelt sich hier um den zeitlichen Abstand zwischen dem Auftreten des Griffkraft – und des Lastkraftmaximums. Bei gesunden Kontrollpersonen sollte der t_{lag} -Wert bei "0" liegen. Es zeigten sich sowohl in der Kontrollgruppe aber auch in der Patientengruppe nur diskrete zeitliche Abweichungen zwischen Griff- und Lastkraft. In keinem statistischen Vergleich konnte eine relevante signifikante Abweichung gefunden werden, d. h. die Patienten waren also auch in der Lage die Griffkraft antizipatorisch zu steuern. Die feedforward-Kontrolle war also auch bei den SHT-Patienten intakt. Afferente Signale scheinen im Hinblick der zeitlichen Korrelation eine nur zweitrangige Rolle zu spielen (s.u. Flanagan et al. 1993; Flanagan&Wing 1993; Wolpert&Flanagan 2001).

Eine geringere Präzision bei normaler zeitlicher Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft wurde in einer Studie bei Kleinkindern beschrieben (Blank et al. 2001). Dies stützt die These,

dass die feedforward-Steuerung eine zerebelläre Funktion sei (Miall et al. 1993; Wolpert et al. 1998), während Kraftskalierung und Feinabstimmung dem zerebralen Kortex zugeschrieben werden. Es ist bekannt, dass die Entwicklung des Kleinhirns früher statt findet als die Ausreifung des Kortex. Auch bei den Patienten dieser Studie lagen kortikale Läsionen vor, allerdings können bei den Patienten der Untergruppen 1 und 2 mit rein diffusen Axonschaden bzw. einer Kombination aus fokalem und diffus axonalen Schaden, Schäden im Bereich des Hirnstamms sowie der Kleinhirns nicht sicher ausgeschlossen werden können, sondern im Gegenteil sogar relativ wahrscheinlich sind, wobei diese Schäden in dem hier vorhandenen Ausmaß offensichtlich keine Auswirkung auf die feedforward-Kontrolle hatte.

Der Parameter X-Korrelation stellt einen äußerst sensitiven Parameter für die dynamische Griffkraftökonomie oder „Präzision der Kraftkopplung“ bzw. für die Parallelität der Griffkraft- und Lastsignalkurven dar. Je näher der entsprechende Wert an 1,0 heranreicht, umso mehr kann eine hohe Griffkraftökonomie angenommen werden.

Wie aus den Ergebnissen hervorgeht, zeigte sich gleiche dynamische Griffkraftökonomie zwischen beiden Händen in den einzelnen Gruppen. Auch im Handvergleich zwischen beiden Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied in der Präzision der SHT-Patienten und den Gesunden gefunden werden, dies spricht für einen intakten Präzisionsprozess der SHT-Patienten.

5.2 Ergebnisse der drei Untergruppen des SHT-Patientenkollektivs im Vergleich

Um speziell den Einfluss diffuser Axonschäden auf die Leistung bei der Durchführung feinmotorischer Aufgaben zu analysieren, vor allem bei Patienten mit fokalem Defekt ohne vor beschriebenes DAS, wurde unser Patientenkollektiv bestehend aus 14 Patienten mit Zustand nach SHT unterschiedlichen Ausmaßes anhand der initial durchgeführten Bildgebung sowie Informationen zur Ätiologie des SHT in drei Untergruppen unterteilt. Gruppe 1 umfasste zwei Patienten mit beschriebenen diffusen Axonschaden ohne Nachweis einer fokalen, umschriebenen Läsion, Gruppe 2 umfasste sieben Patienten, die mit einer Kombination aus diffusem Axonschaden und umschriebener Läsion im Sinne von bilateralen Schäden vorstellig wurden und Gruppe 3 bestand aus fünf Patienten, die sich nur mit fokalen unilateralen Läsionen präsentierten. Anhand der Gesamtergebnisse der SHT-Patienten wurden auffällige Parameter ausgewählt, die eine schlechte Leistung auf der weniger-betroffenen Seite zeigten.

Bei den elementaren Aufgaben wurden exemplarisch die Parameter der Frequenz der schnellen Kraftwechsel sowie das Ausmaß der Auslenkung der Finger aus konstanter Position gewählt. Interessanterweise zeigten die Patienten der Gruppe 3 für beide Hände im Vergleich zu den Kontrollen sowie zu den anderen Gruppen die schlechteste Leistung. Die DAS-Patienten der Gruppe 1 zeigten ebenfalls eine unter dem Normbereich der Gesunden liegende Leistung, im Vergleich zu den anderen Untergruppengruppen, vor allem zu Gruppe 3, aber die relativ beste Leistung.

Bei der Störung der konstanten Fingerposition zeigte sich interessanterweise für die Patienten der Gruppe 1 ein im Normbereich der gesunden Kontrollpersonen liegender Wert. Patienten der Gruppe 3 wurden auf der mehr-betroffenen Seite genauso weit ausgelenkt wie die Patienten der Gruppe 2, wohingegen auf der weniger-betroffenen Seite für die Gruppe 3-Patienten sich kein deutlich über den Normwerten liegendes Ergebnis zeigte.

Bei der Untersuchung der Objektmanipulation wurden exemplarisch beide Zeitparameter der Transportaufgabe gewählt. Die Kraftanstiegszeit in Gruppe 1 lag nur für die mehr-betroffene Hand deutlich über der Norm der gesunden Kontrollen, wohingegen die Zeit deutlich verlängert war für beide Hände der Gruppe 2 und ebenso der Gruppe 3.

Ein interessanter Ergebnis ergab sich auch bei der Transportzeit: beide Hände der Patienten der Gruppe 1 wiesen eine unter dem Normbereich der Gesunden liegenden Transportzeit auf. Die stärkste Verlangsamung beim Transport fand sich bei der mehr-betroffenen Hand der

Gruppe 3-Patienten, mit ebenfalls deutlicher Verlangsamung auch der weniger-betroffenen Hand.

Um einen Griffparameter bezüglich dieser Fragestellung zu analysieren, wählten wir die maximale Griffkraft aus zyklischen Bewegungen resultierend. Hierbei ergab sich erstaunlicherweise für beide Hände der Gruppe 1 das schlechteste Ergebnis im Vergleich zu den anderen beiden Gruppen und auch zu den Kontrollpersonen. Gruppe 3-Patienten wiesen eine auf beiden Händen weitgehend moderat ausgeprägte Griffkraftherhöhung im Vergleich zu den Kontrollen auf.

Die Patienten mit reinem DAS zeigten damit Leistungen, die sowohl bei der Auslenkung aus konstanter Position also auch bei der Transportzeit im Normalbereich lagen. Die Ergebnisse der anderen oben beschriebenen Aufgaben zeigen im Vergleich zu den Kontrollpersonen keine drastische Verschlechterung. Nur bei der maximalen Griffkraft ergab sich der schlechteste Gruppenwert.

Bei dem Versuch eine mögliche Erklärung zu finden, kommt zunächst die Größe der Stichprobe mit zwei Patienten in Frage. Im Vergleich der Schwere des initialen Traumas fällt des weiteren auf, dass im Schnitt die Patienten der Gruppe 2 und vor allem der Gruppe 3 initial deutlich niedrigere Werte auf der Glasgow Coma Skala aufwiesen als die Patienten der Gruppe 1. Ein weiterer möglicher Grund für die besseren Leistungen vor allem bezüglich Reaktionsschnelligkeit könnte sich aus der Dauer des initialen posttraumatischen Komas ergeben, denn hier zeigen sich ähnliche Gegebenheiten wie für den initialen GCS. Die Patienten der Gruppe 2 und 3 waren nach dem Trauma um im Schnitt 3 Tage länger intubiert und im Koma als Patienten der Gruppe 1.

Wie Gagon et al. beschrieben spielt das Alter zum Zeitpunkt des Traumas eine gewisse Rolle bezüglich der Plastizität des Gehirns sowie des Auftretens entsprechender Störungen und deren Ausmaß. Patienten der Gruppe 1 waren im Mittel 25 Jahre alt, wohingegen in Gruppe 3 der Altersdurchschnitt bei 50 Jahren liegt, somit könnte das Alter ebenfalls einen entsprechenden Einfluss auf die Leistung der Patienten gehabt haben. Eine eindeutige Begründung für die schlechten Werte bei der maximalen Griffkraft können aus den vorher aufgeführten Gründen nur indirekt erklärt werden.

Bei den Patienten der Gruppe 3 mit beschriebenen unilateralem fokalem Schaden, konnte in weitgehend allen, exemplarisch analysierten Aufgaben eine schlechte Leistung der weniger-betroffenen, also ipsiläsionalen Hand registriert werden. Eine Hypothese zur Erklärung dieser

Beobachtung ist die Annahme zusätzlicher diffuser Axonschäden auf der Seite kontralateral zur fokalen Schädigung. Diese diffusen Axonschäden sind in der initialen Bildgebung und auch später im Sinne indirekter Zeichen eines DAS möglicherweise nicht verifiziert worden. Allerdings ergab sich aus den Ergebnissen der CVI-Patienten, bei denen die Asymmetrie im Sinne des schlechteren Ergebnisses der betroffenen Hand vorhanden war, dass eine fokale Läsion auch so stark ausgeprägt sein, um zu Defiziten auf der ipsiläsionalen Seite zu führen. Eine mögliche Begründung hierfür kann wiederum in einer starken Störung der sensomotorischen Integration nach Trauma bzw. nach Schlaganfall liegen. Ein weiterer plausibler Grund kann darin liegen, dass aufgrund des motorischen Defizits entsprechende generelle Strategien entwickelt werden, um das Defizit zu kompensieren. Je nach Stärke der einen oder der anderen Komponente kann es natürlich zu Überschneidung oder auch der Interaktionsvorgängen zwischen den drei Erklärungsmodellen kommen.

Zusammenfassend lässt sich annehmen, dass DAS Störungen verschiedener Aspekte der feinmotorischen Kraftkontrolle nach sich ziehen können, die unter Umständen durch strategische Reaktionen verstärkt werden. Dabei kommt möglicherweise auch subklinischen DAS, die nicht durch herkömmliche Bildgebung verifiziert werden können eine Bedeutung im Sinne nachweisbarer feinmotorischer Defizite zu.

5.3 Ergebnisse der CVI-Patienten im Vergleich zu SHT-Kollektiv

Elementare Aspekte

Als Vergleichskollektiv zu unserem SHT-Untersuchungskollektiv wurde eine Gruppe aus 11 Patienten nach Schlaganfall gewählt. Zunächst werden die Ergebnisse hinsichtlich ihrer Konsistenz in der aktuellen Literatur überprüft, und im Anschluss wird der Vergleich zu den Ergebnissen der SHT-Patienten diskutiert. In den elementaren Aufgaben zeigte sich, wie in der Literatur beschrieben (Hermsdörfer et al. 2003), für die maximale Fingerkraft, die schnellen Kraftwechsel als auch für die Störung der konstanten Fingerposition eine deutlich schlechtere Leistung der betroffenen Hand im Vergleich zu den Kontrollpersonen. Im Vergleich zu den SHT-Patienten ergab sich eine deutlichere Asymmetrie hinsichtlich der Leistung der betroffenen Hand bei der maximalen Fingerkraft und den schnellen Kraftwechseln. Bei der zuletzt genannten Aufgabe wies die ipsiläsionale Hand eine Störung im Vergleich zu den Kontrollpersonen auf. Bei der Störung der konstanten Fingerposition war eine literatur-konsistente Asymmetrie zu beobachten, im Vergleich der Ergebnisse dieser Aufgabe mit den SHT-Patienten ergab sich kein deutlicher Unterschied.

Objektmanipulation

Griffkraftniveau

Bei den Aufgaben zur Objektmanipulation zeigte sich beim statischen Halten eine deutlich erhöhte Griffkraft im Vergleich zu den gesunden Kontrollen. Diese Tatsache geht mit den Ergebnissen aktueller Studien einher (Hermsdörfer et al. 2003; Nowak et al. 2003).

Erstaunlicher Weise zeigte sich dieser Effekt bei der Überprüfung der Ergebnisse in der Transportaufgabe nicht. Die Patienten nach Schlaganfall zeigten mit der betroffenen als auch der nicht-betroffenen Hand ein nicht-signifikant über den Griffkräften der Kontrollpersonen liegendes Kraftniveau. Dieses Ergebnis ist nicht konsistent mit bereits publizierten Ergebnissen von Hermsdörfer et al (2003), die für die Transportaufgabe ähnliche Ergebnisse beschrieben wie beim statischen Halten. Allerdings muss angemerkt werden, dass zur Beurteilung der Griffkraft bzw. den Vergleich der Griffkräfte die Transportaufgabe nicht den sensitivsten Parameter zur Beurteilung einer Griffkraftherhöhung darstellt, da sich im da Kontrollpersonen bei der Transportaufgabe im Vergleich zum statischen Halten und zu den zyklischen Bewegungen deutlich höhere Griffkräfte produzierten. Die hohe Griffkraft der Kontrollen könnte durch den „zu schnell“ durchgeführten Transport entstanden sein, aufgrund hoher Motivation/Wettbewerbseifer. Wie in Kapitel 5.1. erwähnt, zeigte sich auch bei den

SHT-Patienten bei der Transportaufgabe das geringste Griffkraftlevel. Eine weitere mögliche Begründung mag in der Unterscheidung zwischen kontinuierlichen und diskreten Bewegungen liegen. Bei der Transportaufgabe war jeder Durchgang kürzer als bei den anderen Aufgaben sowie wurden zusätzlich intermittierende Pausen eingelegt zwischen den Durchgängen.

Bei den zyklischen Bewegungen wiederum wurde, wie in Studien der aktuellen Literatur beschrieben, ein ähnliches Ergebnis wie beim statischen Halten im Sinne einer deutlich erhöhten Griffkraft in der betroffenen Hand registriert. Im Gegensatz zu den SHT-Patienten-Ergebnissen ergibt sich zumindest ein Trend hinsichtlich der schlechteren Leistung der betroffenen Hand beim statischen Halten und zyklischen Bewegungen.

Zusammengefasst können die Ergebnisse der Griffkraftparameter bei der Objektmanipulation zum einen weitgehend konsistent mit der aktuellen Literatur beschrieben werden und zum anderen ergibt sich auch bei diesen Ergebnissen eine stärkere Asymmetrie im Vergleich zu den SHT-Patienten. Bedeutsam scheinen auch schlechte Ergebnisse der ipsiläsionalen Hand im Vergleich zu den Kontrollpersonen bei einigen Aufgabenaspekten.

Zeitliche Aspekte

Bei der Analyse der zeitlichen Parameter, der initialen Kraftanstiegszeit sowie die Dauer des gesamten Transportvorganges, war in der Gruppe der Schlaganfallpatienten eine deutliche Verlängerung beider Zeitparameter zu erkennen. Dies ist eindeutig konsistent mit gängigen Ergebnissen der aktuellen Literatur (Hermsdörfer et al. 2003; Nowak et al. 2001). Im Vergleich zu den SHT-Patienten zeigt sich hier wiederum eine stärkere Asymmetrie bezüglich der deutlich schlechteren Leistung der betroffenen Hand.

Griffkraft-Last-Modulation

Ein weiterer interessanter Aspekt bei der Analyse der Aufgaben zur Objektmanipulation ist die Modulation bei der Griffkraft-Last-Kopplung mittels Kreuzkorrelations-Analyse.

Hinsichtlich dieses Aspektes zeigte sich bei den Schlaganfallpatienten die zeitliche Kopplung weitgehend erhalten mit Nachweis deutlich erhöhter Griffkraftprofile. Im Vergleich der betroffenen und der nicht-betroffenen Hand war allerdings eine schlechtere Modulation der betroffenen Hand auszumachen, wobei dies wiederum mit der Literatur einhergeht. Im Vergleich zu den SHT-Patienten zeigt sich wiederum, wie bei den anderen beschriebenen Parametern, auch bei diesem Parameter eine stärker ausgeprägte Asymmetrie bei den Schlaganfallpatienten.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass unsere erhobenen Daten der Schlaganfallpatienten weitgehend mit den Daten der gängigen Literatur konsistent sind, hinsichtlich der Aspekte elementarer als auch funktionaler Aufgaben. Im Vergleich zu dem Hauptuntersuchungskollektiv der SHT-Patienten ergab sich bezüglich der Leistung der betroffenen Hand eine deutlichere Asymmetrie bei den CVI-Patienten. Teilweise deutlich stärker ausgeprägte sensorische Defizite der CVI-Patienten führten vermutlich zu einer Verstärkung der Leistungsdefizite bei den schnellen Kraftwechseln, sowie bei den Griffkraftaufgaben.

5.4 Verlaufsuntersuchung der SHT-Patienten

Ebenfalls vereinfacht zusammengefasst, ergab sich bei Patient Nr. 15 in der Nachfolgeuntersuchung in vier aus neun Aufgaben eine Leistungssteigerung, wobei der Schwerpunkt der Verbesserung im elementaren Bereich lag. Im Vergleich zu der oben beschriebenen Leistung von Patient Nr. 2, zeigte Patient Nr. 15 bei der Nachfolgeuntersuchung der elementaren Aufgaben in allen drei Aufgaben, (Fingermaximalkraft, schnelle Kraftwechsel, Störung der konstanten Fingerposition) eine deutliche Leistungssteigerung.

Das „Ergebnismuster“ der Leistung in der Nachfolgeuntersuchung des Patienten Nr. 14 fällt eher in das Muster beschrieben für Patient Nr. 2, da eher Leistungssteigerung im Bereich der Objektmanipulation auftrat, wohingegen die elementaren Leistungen konstant blieben bzw. deutlich schlechter ausfielen. Zusammengefasst ergibt sich in zwei aus neun untersuchten Aufgaben eine Leistungssteigerung.

Die Leistungen des Patienten Nr. 7 in der Nachfolgeuntersuchung ergibt eine Mischung aus den beiden Leistungsbildern der Patienten Nr. 2 und 15. Es zeigte sich eine Befundbesserung im Bereich der elementaren Aufgaben (schnelle Kraftwechsel und Störung der konstanten Fingerposition) sowie für zwei Parameter der Objektmanipulation. Zusammengefasst ergibt sich in drei aus neun untersuchten Aufgaben eine Leistungssteigerung über die Zeit. Wie oben beschrieben ist eine deutliche Verbesserung der Leistung bei Patient Nr. 2 im Bereich der Objektmanipulation zu finden, wohingegen die Leistungssteigerung bei Patient Nr. 15 eher im Bereich der elementaren Aufgaben anzusiedeln ist. Patient Nr. 7 weist eher eine Verbesserung der Leistung auf, wohingegen die Leistung von Patient Nr. 14 eher auf konstantem Niveau ist.

6. ZUSAMMENFASSUNG

In mehreren Forschungsprojekten konnte gezeigt werden, dass die Griffkraft beim Halten und Bewegen eines Objektes auf die Beschaffenheit des Objektes optimal abgestimmt wird, und synchron mit der resultierenden Last moduliert wird. Hirnschädigung in jeglicher Form führen häufig zu Beeinträchtigung dieses hoch spezialisierten Steuerungsprozesses. In der vorliegenden Studie wurden Störungen der feinmotorischen Kraftkontrolle an einem Patientenkollektiv aus 14 Patienten mit SHT untersucht. Zum Vergleich wurden zusätzlich die Leistungen eines weiteren Patientenkollektivs bestehend aus 11 Patienten mit Hemiparese nach Schlaganfall analysiert. Die SHT-Patienten wurden anhand des initialen Verletzungsmusters in Kombination mit der Bildgebung drei Gruppen zugeordnet: Zwei Patienten mit reinem diffusen Axonschaden wurden ohne Anzeichen einer fokalen Läsion diagnostiziert, der Hauptanteil nämlich sieben Patienten wurden einer Gruppe mit fokaler Läsion und zusätzlichem diffusen Axonschaden, meist aus Hochgeschwindigkeits – Akzelerations-Dezelerationstraumen resultierend, zugeteilt, fünf Patienten zeigten nur fokale Läsionen und bildeten die dritte Gruppe. Es wurden elementare Aufgaben zur feinmotorischen Kraftkontrolle, sowie drei Aufgaben zur Objektmanipulation getestet: konstantes Halten, Transportieren und zyklisches vertikales Bewegen eines Objektes. Als Testobjekt fungierte bei den Aufgaben zur Manipulation ein kabelloses, zylindrisches Manipulandum von knapp 10 cm Durchmesser, das mit Kraft- und Beschleunigungssensoren ausgestattet war. Es wurde die Griffkraft, mit der das Objekt gehalten wurde, gemessen, sowie die Objekt-Beschleunigungen, aus denen die Lasten berechnet wurden. Die elementaren Aufgaben zur Feinmotorik wurden mit weiteren Messsystemen getestet: die Probanden wurden aufgefordert auf einen kleinen, zylindrischen Kraftsensor, der zwischen Daumen und Zeigefinger im so genannten Präzisionsgriff gehalten wurde, zum Einen maximale Kraft auszuüben und zum Anderen schnelle Kraftwechsel durchzuführen. Um spezifisch Sensibilitätsstörungen zu erfassen, wurde zusätzlich die Reaktion auf eine unerwartete Störung einer konstanten Fingerposition gemessen.

Die Ergebnisse zeigten, dass die SHT-Patienten bei den elementaren Aufgaben in den schnellen Kraftwechsel am meisten betroffen waren, wobei bei allen drei elementaren Aufgaben ein Handeffekt nachgewiesen werden konnte. Die Auslenkung aus konstanter Position war in Einzelfällen für beide Hände ebenfalls betroffen trotz geringer klinisch nachgewiesener sensibler Defizite. Bei der Objektmanipulation ergaben sich im Griffkraftniveau moderate Erhöhungen beim statischen Halten und den zyklischen Bewegungen, wobei kein Handeffekt erkennbar war. Während zeitliche Aspekte der

Griffkraftkontrolle bei der Transportaufgabe sich als gestört erwiesen, war die zeitliche Kopplung zwischen Griff- und Lastkraft bei der Objektmanipulation für beide Hände erhalten und die feedforward-Kontrolle offensichtlich intakt.

Die oben beschriebenen Ergebnisse zeigen, dass elementare und funktionale Aspekte der Feinmotorik bei Patienten nach SHT betroffen sind. Vor allem Leistungsaspekte, die Geschwindigkeit der motorischen Aktivitäten und der Informationsverarbeitung betreffen, zeigten sich als betroffen. Der Parameter der Griffkraft zeigte sich erhöht, aber nur auf ein moderates Maß. Diese Tatsache konnte nicht bei allen funktionalen Aufgaben nachgewiesen werden, wobei kurze Aktivitäten mit intermittierenden Pausen sich scheinbar günstiger erwiesen als Aufgaben mit kontinuierlicher Bewegung.

Um speziell den Einfluss diffuser Axonschäden auf die Leistung bei der Durchführung feinmotorischer Aufgaben zu analysieren, vor allem bei Patienten mit fokalem Defekt ohne vorbeschriebenes DAS wurde unser Patientenkollektiv in drei Untergruppen unterteilt.

Die Patienten mit reinem DAS zeigten Leistungen, die sowohl bei der Auslenkung aus konstanter Position also auch bei der Transportzeit im Normalbereich lagen, weitere Ergebnisse zeigten im Vergleich zu den Kontrollpersonen keine drastische Verschlechterung. Nur bei der maximalen Griffkraft ergab sich der schlechteste Gruppenwert. Bei den Patienten mit beschriebenen unilateralem fokalem Schaden, konnte in weitgehend allen, exemplarisch analysierten Aufgaben eine schlechte Leistung der weniger-betroffenen, also ipsilateralen Hand registriert werden.

Zusammenfassend lässt sich annehmen, dass DAS Störungen verschiedener Aspekte der feinmotorischen Kraftkontrolle nach sich ziehen können, die unter Umständen durch strategische Reaktionen verstärkt werden. Dabei kommt möglicherweise auch subklinisches DAS, die nicht durch herkömmliche Bildgebung verifiziert werden können eine Bedeutung im Sinne nachweisbarer feinmotorischer Defizite zu.

Beim Vergleich der Gruppe der Schlaganfallpatienten mit den SHT-Patienten zeigte sich in allen untersuchten Aspekten eine deutlichere Asymmetrie bezüglich der Leistungen der mehr- und weniger betroffenen Hand. Dies wurde v.a. deutlich bei der Produktion maximaler Griffkräfte, bei schnellen Kraftwechseln, der maximalen Griffkraft in einem Teil der Manipulationsaufgaben und auch den zeitlichen Aspekten beim Transportieren. Die hier beschriebenen Ergebnisse der Schlaganfallpatienten sind weitgehend konsistent mit bereits in der Literatur beschriebenen Ergebnissen hinsichtlich feinmotorischer Untersuchungen. Sie

zeigen deutliche Unterschiede zwischen den Konsequenzen einer CVE und SHT verursachten Hirnschädigung auf feinmotorische Fähigkeiten.

Hinsichtlich des zeitlichen Leistungsverlaufs der SHT-Patienten drei Monate nach initialer Untersuchung zeigten zwei Patienten eine Leistungssteigerung bei den elementaren Aufgaben bei Konstanz und/oder Verschlechterung der Leistung bei Objektmanipulation. Zwei Patienten wiesen ein weitgehend konträres Leistungsmuster auf. Aus diesen zunächst auf die Einzelfälle beschränkten Ergebnissen lassen sich klinisch ausgesprochen relevant Schlüsse ziehen. Zum einen können feinmotorische Defizite nach SHT offensichtlich auch im chronischen Zustand noch reduziert werden, wobei vermutlich einer ergotherapeutischen Behandlung eine wesentliche Rolle zukommt. Zum anderen kann nach SHT zwischen der Verarbeitung elementarer und funktionaler Aufgaben eine gewisse interindividuelle Dissoziation auftreten, um entweder strategische Vorgänge zur Kompensation, vor allem für funktionale Aufgaben wichtig, oder zur Restitution, wichtig für die Durchführung elementarer Aufgaben, zu aktivieren.

Zusammenfassend zeigt die kombinierte Untersuchung sowohl elementarer als funktionaler Aspekte der Griffkraftkontrolle differenzielle Störungen der Feinmotorik nach SHT, die oft beide Hände betreffen. Im Vergleich zu dem Untersuchungskollektiv der Schlaganfallpatienten zeigt sich bei der letzt genannten Gruppe eine deutlichere Asymmetrie der Leistung. Zur besseren Analyse und Beurteilung dieser Leistungen ist die Untersuchung einer größeren Patientengruppe notwendig, um gerade bei der Testung der Sensorik neue Untersuchungsmethoden zu erproben, da die hier verwendete Methode nicht eindeutig sensorische Defizite bei den SHT-Patienten nachweisen konnte und im Gegensatz zur klinischen Untersuchung stand.

7. LITERATUR

1. Augurelle, A., Smith, A.M., Lejeune, T., Thonnard, J.L.
Importance of cutaneous feedback in maintaining a secure grip during manipulation of handheld objects
J Neurophysiol 89(2), 2003, p 665-671
2. Babin-Ratté, S., Sirigu A., Gilles M., Wing A.
Impaired anticipatory finger grip force adjustments in a case of cerebellar degeneration
Exp Brain Res 128, 1999, p 81-85
3. Baethmann A., Wirth A., Schlesinger-Raab A.
Prospective system Analysis of the pre- and early hospital care in severe head injury in Bavaria at a population-based level
Eur Surg Res 34, 2002, p 42-46
4. Basford JR, Chou L, Kaufman KR et al.
An assessment of gait and balance deficits after traumatic brain injury
Phys Med Rehabil 84, 2003, p343-349.
5. Blakemore S, Frith C., Wolpert D.
The cerebellum is involved in predicting the sensory consequences of action
Neuroreport 12(9), 2001, p 1879-1884
6. Blakemore J., Goodbody S., Wolpert D.
Predicting the consequences of our own-actions-the role of sensorimotor context estimation
Neurosci 18, 1998, p 7511-7518
7. Blank R., Breitenbach A, nitschke M., Heizer W., Letzgus S., Hermsdoerfer J.
Human development of grip force modulation relating to cyclic movement-induced inertial loads.
Exp Brain Res 138(2), 2001, p 193-199
8. Boissy P., Bourbonnais D., Carlotti M., Gravel D., Aresnault B.
Clin Rehabil 13, 1999, p 354-362
9. Cadoret G., Smith A.
Friction, not texture, dictates grip forces used during object manipulation
J Neurophysiol 75, 1996, p 1963-1669
10. CadoretG., Smith A.
Comparison of the neuronal activity in the SMA and the ventral cingulated cortex during prehension on monkeys
J Neurophysiol 77, 1997, p 153-166
11. Cole K., Johansson R.
Friction at the digit-object interface scales the sensorimotor transformation for grip responses to pulling loads.
Exp Brain Res 95, 1993, p 523-532
12. Colebatch J., Gandevia S.
The distribution of muscular weakness in upper-neuron lesions affecting the arm
Brain 112, 1989, p 749-763
13. Curra A., Beradelli A., Agostino R., Giovannelli M., Koch G., Manfredi M.
Movement cueing and Motor execution in patients with dystonia: a kinematic study
Movement Disorders 15, 2000, p 103-112
14. Dikmen S., McLean A., Temkin N.
Neuropsychologic outcome at one-month postinjury
Arch Phys Med Rehabil 67, 1986, p 507-512

15. Dikmen S.,a Reitan R., Temkin N.
Neuropsychological Recovery in Head Injury
Arch Neurol 40, 1983, p 333-338
16. Ding Y., Yao B., Lai Q., McAllister J.P.
Impaired motor learning and diffuse axonal damage in motor and visual systems of the rat following traumatic brain injury
Neurol Res 23, 2001, p 193-202.
17. Ehrsson H., Fagergren A., Forssberg H.
Differential fronto-parietal activation depending on force used in a precision grip task: an fMRI study
J Neurophysiol 85, 2001, p 2613-2623
18. Ehrsson H, Fagergren A., Jonsson T., Westling G., Johansson R., Forssberg H.
Cortical activity in precision versus power-grip tasks: an fMRI study
J Neurophysiol 83, 2000, p 528-536
19. Fellows S., Ernst J., Schwarz M., Topper R., Noth J.
Precision grip deficits in cerebellar disorders in man
Clin Neurophysiol 112(10), 2001, p 1793-1802
20. Fellows S., Noth J., Schwarz M.
Precision grip and Parkinson's disease
Brain 121, 1998, p 1771-1784
21. Flanagan J., Tresilian J.
Grip-load force coupling: a general control strategy of transporting objects
J Exp Psychol Hum Percept Perform 20, 1994, p 944-957
22. Flanagan J., Tresilian J., Wing A.
Coupling of grip-force and load force during arm movements with grasped objects
Neurosci Lett 152, 1993, p 53-56
23. Flanagan J., Wing A.
Modulation of grip force with load force during point-to-point arm movements
Exp Brain Res 95, 1993, p 131-143
24. Flanagan J., Wing A.
The stability of precision grip forces during cyclic arm movements with a hand-held load
Exp Brain Res 105, 1995, p 455-464
25. Freivogel S. Motorische Rehabilitation nach Schädelhirntrauma, Kapitel 8: Motorische Störungsbilder.
Pflaum, 1997. (Fachbuchreihe Pflaum, Physiotherapie)
26. Gordon A., Duff, S.
Relation between clinical measures and fine manipulative control in children with hemiplegic cerebral palsy
Dev Med Child Neurol 41, 1999a, p 586-591
27. Gordon A., Quinn L. Reilmann R., Marder K.
Coordination of prehensile forces during precision grip in Huntington's disease
Exp Neurol 163, 2000, p 136-148
28. Graybiel A.
Building action repertoires: memory and learning functions of the basal ganglia
Curr opin Neurobiol 5, 1995, p 736-741
29. Haaland K., Temkin N., Randahl G., Dikmen S.
Recovery of simple motor skills after head injury
J Clin and Experiment Neuropsychol 16(3), 1994, p 448-456

30. Häger-Ross C., Johansson R.
Nondigital afferent input in reactive control of fingertip forces during precision grip
Exp Brain Res 110, 1996, p 131-141
31. Heinemann AW, Sahgal V, Cichowski K, Ginsburg K, Tuel SM, Betts HB
Functional Outcome following Traumatic Brain Injury Rehabilitation
J Neuro Rehab 4, 1990; p 27-37
32. Hepp-Raymond M., Husler E., Maier M.
Force-related neuronal activity in two regions of the primate ventral premotor cortex
Can J Physiol Pharmacol 72, 1994, p 571-579
33. Hermsdoerfer J.
Entwicklung eines Messsystems zur Analyse von Funktionsstörungen der Hand
Kapitel 3.2 Untersuchung der Reaktion auf Störungen einer konstanten Fingerposition anhand der Bewegungsparameter
Dissertation, Medizinische Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München, 1993
34. Hermsdoerfer J. Mai N.
Disturbed grip-force control following cerebral lesions
J Hand Ther9, 1996, p 33-40
35. Hermsdoerfer J., Mai N., Marquardt C.
Evaluation of precision grip using pneumatically controlled loads
J Neuroscience Methods 45, 1992, p 117-126
36. Hermsdoerfer J., May, N., Marquardt C., Zahn W.
Analyse feinmotorischer Leistungen der Finger. Praxisorientierte Anleitung der Messapparatur und des Programms „FS“, Version 2.2, 1991
EKN Materialien für die Rehabilitation 3, 1990/91
37. Hermsdoerfer J., Marquardt C., Koehler D.
Messung und Analyse feinmotorischer Griffkräfte
Zeitschrift für Handtherapie 1, 1998, p 28-35
38. Hermsdoerfer J., Marquardt C., Kriz G., Koehler D, Hagl E.
Feedback-gestützte Therapie bei Störungen in der Kontrolle von Griffkräften
In: Entwicklungsgruppe Klinische Neuropsychologie München
Arbeitsbericht , 2000, Seite 17 – 20.
39. Hermsdoerfer J., Marquardt C., Mai N.
Praxisorientierte Anleitung zur Benutzung der Messapparatur FCA-I-S und des Programms FSJ Version 1.1, 06/1994
EKN Materialien zur Rehabilitation 1994
40. Hermsdoerfer J., Marquardt C, Philipp J., Zierdt A., Nowak D., Glasauer S., Mai N.
Moving weightless-objects: Grip force control during microgravity
Exp Brain Res 132, 2000, p 52-64
41. Hermsdoerfer J., Marquardt C, Philipp J., Zierdt A., Nowak D., Glasauer S., Mai N.
Grip forces exerted against stationary held objects during gravity changes
Exp Brain Res 126, 1999, p 205-214
42. Hermsdoerfer J., Wessel K., Mai N., Marquardt C.
Perturbation of precision grip in Friedreich's ataxia and late-onset cerebellar ataxia
Movement Disorders9, 1994b, p 650-654
43. Hermsdoerfer J., Hagl E., Nowak D., Marquardt C.
Grip force control during object manipulation in cerebral stroke
Clin Neurophysiol, 2003, p 1-15
44. Hermsdoerfer J., Hagl E., Nowak D.

- Deficits of anticipatory grip force control after damage to peripheral and central sensorimotor systems
Hum Mov Sci . 2004; 23(5): p 643-62.
45. Holden M, Gill K, Magliozzi M, et al.
Clinical gait assessment in the neurologically impaired: Reliability and meaningfulness
Phys Ther 64, 1984, p 35-40.
 46. Ingvarsson P., Gordon A., Forssberg H.
Coordination of manipulative forces in Parkinson's disease
Exp Neurol 145, 1997, p 489-501
 47. Jankovic J.
Posttraumatic movement disorders: central and peripheral mechanisms
Neurology 44, 1994, p 2006-2014
 48. Jeannerod M., Michel F., Prablanc C.
The control of hand movements in a case of hemianesthesia following a parietal lesion Brain 107,
1984, p 899-920
 49. Jenmalm P. Johansson R.
Visual and sensorimotor information about object sharp control manipulative fingertip forces
J Neurosci 17, 1997, p 4486-4499
 50. Jenner R., Stephens J.
Cutaneous reflex responses and their central nervous pathways studied in man
J Physiol 333, 1982, p 405-419
 51. Jennett B.
Assessment of the severity of head injury
J Neurology, Neurosurgery, Psychiatry 39, 1976, p 647-655
 52. Johansson R.
Sensory Input and control of grip
Symposium on sensory guidance of movement
Novartis Foundation, London, 1998, p 45-63
 53. Johansson R., Edin B.
Predictive feed-forward sensory control during grasping and manipulation in man
Biomed Res 14, Suppl4, 1993, p 95-106
 54. Johansson R., Häger C., Bäckström, L.
Somatosensory control of precision grip during unpredictable pulling loads
III. Impairments during digital anaesthesia
Exp Brain Res89, 1992, p 204-213
 55. Johansson R., Häger C., Riso R.
Somatosensory control of precision grip during unpredictable pulling loads
II. Changes in load force rate
Exp Brain Res 89, 1992b, p 192-203
 56. Johansson R., Riso R., Häger C., Bäckström L.
Somatosensory control of precision grip during unpredictable pulling loads
I. Changes in load force amplitude
Exp Brain Res 89, 1992a, p 181-191
 57. Johansson R., Westling G.
Coordinated isometric muscle commands adequately and erroneously programmed for the weight
during lifting tasks with precision grip
Exp Brain Res71, 1988, p 72-86
 58. Johansson R., Westling G.
Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of p precision grip
when lifting rougher or more slippery objects

- Ex Brain Res 56, 1984, p 550-564
59. Johansson R., Westling G.
Signals in tactile afferents from the fingers eliciting adaptive motor responses during precision grip
Exp Brain Res 66, 1987, p 141-154
 60. Kazennikov O., Hyland B., Corboz M., Babalian A., Rouiller E., Wiesendanger M.
Neuronal activity of supplementary and primary motor areas in monkeys and its relation to bimanual and unimanual movement sequences.
Neuroscience 89, 1999, p 661-674
 61. Koller W., Wong G., Lang A.
Posttraumatic Movement Disorders: A review
Movement Disorders 4, 1989, p 20-36
 62. Krauss J., Tränkle R., Kopp K-H.
Posttraumatic movement disorders in survivors of severe head injury
Neurology 47, 1996, p 1488-1492
 63. Krauss J., Tränkle R., Kopp K-H.
Posttraumatic Movement Disorders after moderate or mild head injury
Movement Disorders 12(3), 1997, p 428-431
 64. Kriz G., Hermsdoerfer J., Marquardt C.
Feedback-based training of grip force control in patients with brain damage
Arch Phys Med Rehabil 76, 1995, p 653-659
 65. Kuhtz-Buschbeck J., Ehrsson H., Forssberg H.
Human brain activity in the control of fine static precision grip forces: an fMRI study
Eur J Neurosci 14, 2001, p 382-390
 66. Kuhtz-Buschbeck J., Stolze H., Gölge M, Ritz, A.
Analysis of gait, reaching, and grasping in children after traumatic brain injury
Arch Phys Med Rehabil 84, 2003, p 424-430
 67. Kuhtz-Buschbeck J., Stolze H., Gölge M, Ritz, A.
Sensorimotor recovery in children after traumatic brain injury: analyses of gait, gross motor and fine motor skills
Dev Med&Child Neurol 45, 2003, p 821-828.
 68. Levin H., Grossman R., Rose J., Teasdale G.
Long-term neuropsychological outcome of closed head injury
J Neurosurg 50, 1979, 412-422
 69. Lippert-Gruener M., Wedekind C., Klug N.
Functional and psychosocial outcome one year after severe traumatic brain injury and early-onset rehabilitation therapy
J Rehabil Med 34, 2002, p 211-214
 70. Lowe B., Freivalds A.
Effect of carpal tunnel syndrome on grip force coordination on hand tools
Ergonomics 42, 1999, p 550-564
 71. Macefield V., Häger-Ross c., Johansson R.
Control of grip force during restraint of an object held between finger and thumb: responses of cutaneous afferents from the digits
Exp Brain Res 108, 1996, p 155-171
 72. Mai N.
Residual control of isometric finger forces in hemiparetic patients: Evidence of dissociation of performance deficits
Neurosci Lett 101, 1989, p 347-351

73. Mai N., Blaut M., Hermsdoerfer J.
Handfunktionen in Neuropsychologischer Diagnostik
Chapman&Hall Verlag, 1993, p 225-257
74. Mai N., Bolsigner P, Avarello M, Diener H-C., Dichgans J.
Control of isometric finger force in patients with cerebellar disease
Brain 111, 1988, p 973-998
75. Marsden C., Rothwell J., Day B.
Long-latency automatic responses in muscle stretch in man: origin and function
In: Desmedt, J. (Hrsg): Advances in Neurology, Motor control mechanisms in health and disease.
Bd 39, p 509-539
76. Marshall LF, Bowers-Marshall S, Glauber MR, Van Barkum Clark M, Elsenberg HM, Jane JA,
Luersson TG, Marmarou A, Foulkes MA. A new classification of head injury based on computerized
tomography. (1991) Neurosurg 75: S14-S20
77. Medana I., Esiri M.
Axonal Damage: a key predictor of outcome in human CNS diseases
Brain 126, 2003, p 515-530
78. Müller F., Dichgans J.
Dyscoordination of pinch and lift forces during grasp in patients with cerebellar lesions
Exp Brain Res 101, 1994, p 485-492
79. Nowak D., Glasauer S., Hermsdoerfer J.
Grip force efficacy in long-term deprivation of somatosensory feedback
Neuroreport 14, 2003b, p 1803-1807
80. Nowak D., Glasauer S., Hermsdoerfer J.
How predictive is grip force control in the complete absence of somatosensory feedback?
Brain, 2003c
81. Nowak D., Hermsdoerfer J.
Coordination of grip and load forces during vertical point-to –point movements with a grasped object in
Parkinson’s disease
Behav Neurosci 116, 2002, p 837-850
82. Nowak D., Hermsdoerfer J.
Selective deficits of grip force control during object manipulation in patients with reduced sensibility of
grasping digits.
Neurosci Res 47, 2003, p 65-72
83. Nowak D., Hermsdoerfer J., Glasauer S., Philipp J., Meyer L., Mai N.
The effects of digital anaesthesia on predictive grip force adjustments during vertical movements of a
grasped object
Eur J Neurosci 14, 2001, p 756-762
84. Nowak D., Hermsdoerfer J., Marquardt C., Fuchs H.
Grip and load force coupling during discrete vertical arm movements with a grasped object in cerebellar
atrophy
Exp Brain Res 145, 2002, p 28-39
85. Nowak D., Hermsdoerfer J., Marquardt C, Topka H.
Moving objects with clumsy fingers: how predictive is grip force control in patients with impaired
manual sensibility?
Clin Neurophysiol 114, 2003a, p 472-487
86. Nowak D., Hermsdoerfer J., Topka H.
Deficits of predictive grip force control during objective manipulation in acute stroke

- J Neurol 250, 2003d, p 850-860
87. Nowak D., Hermsdoerfer J., Topka, H.
When motor execution is selectively impaired: control of manipulative finger forces in amyotrophic lateral sclerosis
Motor Control 7, 2003e, p 304-320
 88. Oddy M., Humphrey M., Uttley D. Subjective Impairment and social recovery after closed head injury
J Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry 41, 1978, p 611-616
 89. Pauli P., Hermsdoerfer J., Marquardt C., Birbaumer N, Rau H.
Effects of baroreceptors stimulation on sensorimotor control of the hand
Somatosens Mot Res 10, 1993, p 41-50
 90. Philipp J.
Benutzerhandbuch für die Thunfischdose. Vorrichtung zur kabellosen Messung der Feinmotorik
Version 9, 1998
 91. Philipp J.
Ein Meßsystem zur Untersuchung der Feinmotorik beim Greifen und Bewegen von Gegenständen
Dissertation, Medizinische Fakultät Ludwig-Maximilians-Universität München, 1999
 92. Poulton E.
Human manual control
In: J.M. Brookhardt&V.B. Mountcastle(Hrsg): Handbook of Physiology. The nervous system
Bethesda: American Physiological Society, Bd. II, p 1337-1389
 93. Salimi I., Brouchier T., Smith A.
Neuronal activity in somatosensory cortex of monkeys using a precision grip
I. receptive fields and discharge patterns
J Neurophysiol 81, 1999, p 825-834
 94. Salmaso D, Longoni A.
Problems in the assessment of hand preference
Cortex 21, 1985, p 533-549
 95. Schwarz M., Fellows S., Schaffrath C, Noth J.
Deficits in sensorimotor control during precise hand movements in Huntington's disease
Clin Neurophysiol 112, 2001, p 95-106
 96. Serrien D., Wiesendanger M.
Regulation of grasping forces during bimanual in-phase and anti-phase coordination
Neuropsychologia 39, 2001, p1379-1384
 97. Serrien D., Burgunder JM, Wiesendanger M. Grip force scaling and sequencing of events during a manipulative task in Huntington's disease. Neuropsychologia 39, 2000, p 734-741
 98. Swaine B., Sullivan J.
Relation between clinical and instrumented measures of motor coordination in traumatically brain injured persons
Arch Phys Med Rehabil 73, 1992, p 55-59
 99. Teasdale G.
Head Injury
J Neurol, Neurosurg, Neuropsychiatry 58, 1995, p 526-539
 100. Thonnard J-L., Detrembleur C., Van den Bergh P.
Assessment of hand function in a patient with chronic sensory demyelinating neuropathy
Neurology 49, 1997, p 253-257
 101. Thonnard J-L., Saels P, Van den bergh P., Lejeune T.
Effects of chronic median nerve compression at the wrist on sensation and manual skills

- Exp Brain Res 128, 1999, p 61-64
102. Wannier T., Maier, M., Hepp-Reymond M-C.
Contrasting properties of monkey somatosensory and motor cortex neurons activated during the control of force in precision grip
J Neurophysiol 65(3), 1991, p 572-587
 103. Wenzelburger R., Zhang B-R., Pohle S., Klebe S., Lorenz D, Herzog J., Wilms H.
Deuschl G, Krack P.
Force overflow and levodopa induced dyskinesias in Parkinson's disease
Brain 125, 2002, p 871-879
 104. Westling G., Johansson R.
Factors influencing the force control during precision grip
Exp Brain Res 53, 1984, p 277-284
 105. Westling G., Johansson R.
Responses in glabrous skin mechanoreceptors during precision grip in humans
Exp Brain Res 66, 1987, p 128-140
 106. Williams G, Robertson V, Greenwood K
Measuring High-level Mobility after Traumatic Brain Injury
Am J Phys Med Rehabil 83, 2004, p910-920.
 107. Wing A.
Anticipatory control of grip force in rapid arm movements
In: Wing A.M., haggard P, Flanagan J. (Hrgs): Hand and brain
Academic Press, San Diego, 1996, p 301-324
 108. Wolpert, D., Flanagan J.
Motor prediction
Curr Biol 11, 2001, p 729-732
 109. Wolpert D., Miali R., Kawato M.
Internal models in the cerebellum
Trends Cog Sci 2, 1998, p 338-347

8. GLOSSAR

GCS	Glasgow Coma Scale
GF	Griffkraft
LF	Lastkraft
Fmax	maximale Fingerkraft
FFC	Fast Force Changes
FS	Finger Sensory
Ratio	Griffkraft –Last – Verhältnis
SHT	Schädel – Hirn – Trauma
CVI	Cerebral Vascular Infarkt = Hirninfarkt
CTS	Kontrollgruppe SHT
CTC	Kontrollgruppe CVI
PET	Positronenemissionstomographie
fMRT	funktionelle Magnetresonanztomographie
N	Newton
DAS	Diffuser Axonschaden
EDH	Epiduralhämatom
SDH	Subduralhämatom
SAB	Subarachnoidalblutung
Kont-B	Kontusionsblutung
Kont	Kontusion
MIT	Mediateilinfarkt
PTI	Posteriorteilinfarkt
Aff	betroffen
Less-aff	weniger-betroffen
tisom	isometrische Zeitspanne
ttrans	Transportzeit

9. ANHANG

Gruppen	SHT-Patienten				CTS-Kontrollen			
Aufgabe	Betroffen		Weniger-betroffen		Betroffen		Weniger-betroffen	
Maximale Fingerkraft								
<i>Mittelwert (Std)</i>	55,4	14,9	56,5	17,8	67,8	21,3	73,9	20,3

Tabelle 4.1.2.1: Ergebnisse elementarer Leistungen feinmotorischer Kraftkontrolle: Maximale Fingerkraft Patienten und Gesunde Kontrollen im Vergleich.

Gruppen	SHT-Patienten				CTS-Kontrollen			
Aufgabe	Betroffen		Weniger-betroffen		Betroffen		Weniger-betroffen	
Schnelle Kraftwechsel								
<i>Frequenz Mittelwert (Std)</i>	2,8	1,1	3,5	1,3	4,9	0,7	5,1	0,65
<i>Amplitude Mittelwert (Std)</i>	16,2	8,2	18,1	9,6	17,1	7,6	17,5	7,3
<i>Variationskoeffizient</i>	17,6	6,9	14,9	5,3	19,8	4,8	18,1	3,6

Tabelle 4.1.2.2: Ergebnisse elementarer Leistungen feinmotorischer Kraftkontrolle: Schnelle Kraftwechsel, Patienten und Gesunde Kontrollen im Vergleich.

Gruppen	SHT-Patienten				CTS-Kontrollen			
Aufgabe	Betroffen		Weniger-betroffen		Betroffen		Weniger-betroffen	
Reaktion auf Störung								
<i>Mittelwert (Std)</i>	4,5	2,9	3,3	2,3	2,4	2,2	2,3	0,9
<i>Median (Std)</i>	4,4	3	3,2	2,3	2,4	2,3	2	0,8

Tabelle 4.1.2: Ergebnisse elementarer Leistungen feinmotorischer Kraftkontrolle: Reaktion der Finger auf plötzliche Störung, Patienten und gesunde Kontrollen im Vergleich.

Gruppen	SHT-Patienten				CTS-Kontrollen			
Aufgabe	Betroffen		Weniger-betroffen		Betroffen		Weniger-betroffen	
Statisches Halten								
<i>Gfstat Mittelwert (Std)</i>	10,1	7,2	9,5	9	5,3	2,2	5,4	2,8
<i>Variationskoeffizient</i>	3,9	1,9	4,5	3	3,4	0,9	3,6	1,6

Tabelle 4.1.3: Statisches Halten: Ergebnisse im Vergleich Patienten zu gesunden Kontrollen

Gruppen	SHT-Patienten				CTS-Kontrollen			
Aufgabe	Betroffen		Weniger-betroffen		Betroffen		Weniger-betroffen	
Transport								
<i>Gf max (N)</i>	21,4	16,6	19	9,5	17,2	8,7	18,3	8,4
<i>Ratio GF/LF</i>	3,6	2,6	3,1	1,2	2,2	0,7	2,3	0,7
<i>Time isometrisch (ms)</i>	129,7	66	109,3	82,3	57	25,7	57,7	20,6
<i>Time transport (ms)</i>	902,8	492	840,7	532	515,2	152	525,7	161,9

Tabelle 4.1.4: Heben und Transportieren des Objektes. Maximale Griffkraft, maximale Lastkraft, Griffkraft-Lastkraft-Verhältnis sowie Zeitparameter der isometrischen Zeit und Transportzeit mit Standardabweichung sind für den Vergleich der SHT-Patienten und gesunden Kontrollen angegeben.

Gruppen	SHT-Patienten				CTS-Kontrollen			
Aufgabe	Betroffen		Weniger-betroffen		Betroffen		Weniger-betroffen	
Zyklische Bewegungen								
<i>Beschleunigung min (m/s²)</i>	-8,9	1,4	-9,5	1,4	-8,5	0,8	-9,2	0,9
<i>Beschleunigung max (m/s²)</i>	10	2,2	11,2	3,2	9,8	1,7	11,4	1,5
<i>Gf max (N)</i>	17,2	7,4	18,3	10	11	3,2	11,9	1,9
<i>Force Ratio min GF/LF</i>	2,2	1	2,2	1,4	1,4	0,4	1,4	0,5
<i>X - Korrelation</i>	0,6	0,2	0,6	0,2	0,7	0,2	0,7	0,1
<i>Time lag (ms)</i>	0,01	0	0	0	-0,02	0,05	0	0

Tabelle 4.1.5: Zyklische Bewegungen mit dem Objekt. Minimale und maximale Beschleunigung, maximale Griffkraft sowie Griffkraft-Last-Verhältnis, x-Korrelation und Zeitabstand sind als Mittelwert sowie Standardabweichung angegeben.

Gruppen	CVI - Patienten				CTC - Kontrollen			
Aufgabe	Betroffen		Weniger-betroffen		Betroffen		Weniger-betroffen	
Maximale Fingerkraft								
<i>Mittelwert (Std)</i>	40,1	18,3	59,7	16,5	60,8	15,4	62,3	18,9

Tabelle 4.2.1.1 Ergebnisse der Produktion von Fingermaximalkraft mit Standardabweichung im Vergleich der Schlaganfallpatienten und den gesunden Kontrollpersonen.

Gruppen	CVI - Patienten				CTC - Kontrollen			
Aufgabe	Betroffen		Weniger-betroffen		Betroffen		Weniger-betroffen	
Schnelle Kraftwechsel								
<i>Frequenz</i> Mittelwert (Std)	2,3	0,9	3,2	0,5	4,5	0,5	5,1	0,7
<i>Amplitude</i> Mittelwert (Std)	15,8	10,2	20,9	9,3	14,9	4,7	16,3	7,4
<i>Variationskoeffizient</i>	16,9	9,6	15,9	7	18,1	5,2	18,9	5,8

Tabelle 4.2.1.2 Ergebnisse der Produktion schneller Kraftwechsel der CVI-Patienten und gesunden Kontrollen im Vergleich

Gruppen	CVI - Patienten				CTC - Kontrollen			
Aufgabe	Betroffen		Weniger-betroffen		Betroffen		Weniger-betroffen	
Reaktion auf Störung								
<i>Mittelwert (Std)</i>	4,5	2,3	2,7	1,2	2,6	0,8	2,4	0,7
<i>Median (Std)</i>	4,1	2,5	2,6	0,9	2,3	0,6	2,2	0,6

Tabelle 4.2.1.3: Ergebnisse elementarer Leistungen feinmotorischer Kraftkontrolle: Reaktion der Finger auf plötzliche Störung, Patienten und gesunde Kontrollen im Vergleich.

Gruppen	CVI - Patienten				CTC - Kontrollen			
Aufgabe	Betroffen		Weniger-betroffen		Betroffen		Weniger-betroffen	
Statisches Halten								
<i>Gfstat</i> Mittelwert (Std)	21,4	17,3	13	9,5	7,7	3,2	5,6	1,6
<i>Variationskoeffizient</i>	4,7	3,5	3,5	1,7	4,5	2,8	4	2

Tabelle 4.2.2.1 Ergebnisse des Abhebens und Halten des Objektes Mittelwert und Standardabweichung der Patienten im Vergleich zu den gesunden Kontrollen

Gruppen	CVI - Patienten				CTC - Kontrollen			
Aufgabe	Betroffen		Weniger-betroffen		Betroffen		Weniger-betroffen	
Transport								
<i>Gf max (N)</i>	18,9	9,8	16,3	10	19,2	8,7	19,7	9,2
<i>LF Max (N)</i>	4,9	0,7	5,5	0,7	5,5	0,8	5,5	0,8
<i>Ratio GF/LF</i>	3,5	2	2,6	1,5	2,6	0,7	2,6	0,9
<i>Time isometrisch (ms)</i>	220,4	200	114,9	102	83,6	62,2	124,7	136
<i>Time transport (ms)</i>	779,4	248	638	155	517,7	156	590,4	243

Tabelle 4.2..3.1: Heben und Transportieren des Objektes. Maximale Griffkraft, maximale Lastkraft, Griffkraft-Lastkraft-Verhältnis sowie Zeitparameter der isometrischen Zeit und Transportzeit mit Standardabweichung sind für den Vergleich der CVI -Patienten und gesunden Kontrollen angegeben.

Gruppen	CVI - Patienten				CTC - Kontrollen			
Aufgabe	Betroffen		Weniger-betroffen		Betroffen		Weniger-betroffen	
Zyklische Bewegungen								
<i>Beschleunigung min (m/s²)</i>	-8,8	1,5	-8,3	1,6	-9,3	1,1	-9,3	0,8
<i>Beschleunigung max (m/s²)</i>	10	3,1	9,5	2,8	10,5	2	11,1	1,1
<i>X - Korrelation</i>	0,5	0,2	0,7	0,3	0,7	0,1	0,8	0,1
<i>Time lag (s)</i>	-0,02	0,05	-0,01	0,03	-0,005	0	-0,01	0,01
<i>Gf max (N)</i>	26,1	13,4	15,2	10	11,8	3	11,9	1,9
<i>Force Ratio min GF/LF</i>	3,2	1,8	1,9	1,3	1,5	0,3	1,4	0,2

Tabelle 4.2.3.2.

Gruppen	SHT-Patienten		weniger-betroffen		CTS-Kontrollen		weniger-betroffen	
Aufgabe	betroffen		betroffen		betroffen		betroffen	
Maximale Fingerkraft								
Mittelwert (SEM)								
1.Messung	54,25	8,12	52,75	5,28	63,5	16,13	74	20,3
2.Messung	57,5	2,63	50	2,97				
Schnelle Kraftwechsel (Frequenz)								
Mittelwert (SEM)								
1.Messung	2,67	0,3	3,87	0,77	4,57	0,23	4,9	0,28
2.Messung	3,2	0,3	3,67	0,75				
Reaktion auf Störung								
Mittelwert (SEM)								
1.Messung	3,94	1,1	3,3	1,5	2,4	1	2,1	0,9
2.Messung	4,36	1,4	3,38	0,88				
Statische Griffkraft								
Mittelwert (SEM)								
1.Messung	14	5,4	15,9	7,6	5,67	1,68	4,67	1,74
2.Messung	10,2	3	7,7	1,7				
Transport								
GF max								
1.Messung	19,46	5,5	16,6	4,19	12,67	7,86	13,12	8,5
2.Messung	24,6	9	19,8	6,06				
GF/LF Ratio								
1.Messung	3,6	0,89	3,04	0,81	2,94	0,93	2,1	1,14
2.Messung	3,13	0,9	2,97	0,66				
Tisom								
1.Messung	131,5	48	140,6	75,7	57	27	56,5	20,1
2.Messung	110,9	27,2	112,8	45				
Ttrans								
1.Messung	998,4	400	1069,8	463	515	150	525	162
2.Messung	778,12	183	1203,4	371				
Zyklische Bewegungen								
GF max								
1.Messung	23,8*	3,5	25,6	7,7	10,5	3,1	11,7	1,7
2.Messung	14,7*	1,8	16,2	2,12				
Ratio								
1.Messung	3,24	0,6	3,37	1,17	1,4	4	1,4	0,5
2.Messung	1,99	0,15	2,01	0,21				
X-Corr								
1.Messung	0,47	0,06	0,62	0,1	0,7	0,2	0,7	0,1
2.Messung	0,475	0,05	0,74	0,06				
T-lag								
1.Messung	0,01	0	0	0	-0,02	0,05	0	0
2.Messung	0,04	0,12	0	0				

Tabelle 4.3.1 Abbildung der Mittelwerte und Standardabweichung der Follow –Up-Untersuchung aller untersuchten Parameter sowie für beide Hände und im Vergleich zu den abgeglichenen Kontrollpersonen. *steht für Trend hinsichtlich eines signifikant unterschiedlichen Ergebnisses über die Zeit.

10. LEBENSLAUF

Persönliche Daten

Name Sonja Mafalda Buhmann
Geburtsort: München
Geburtsdatum: 13.07.1977
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: ledig
Konfession: römisch-katholisch
Wohnort: Aindorferstrasse 6
80686 München
Eltern: Dieter Buhmann, Dipl.-Ing.
Rosemarie Buhmann, Lehrerin

Schulbildung

1984 – 1988 Grundschule an der Droste-Hülshof-Straße, München
1988 - 1997 Ludwigsgymnasium, München

Studium:

1997 – 2000 Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians – Universität
2000 - 2003 Studium der Humanmedizin an der Technische Universität München
2003 - 2004 Praktisches Jahr an Lehrkrankenhäusern der Ludwig-Maximilians-Universität

Famulaturen und Praktika:

1997 Chirurgie, Dr Laqua München
1997 Anästhesie&Intensivmedizin Dr. Boeden, München
2000 Anästhesie&Intensivmedizin Dr. Boeden, München
2001 Pharmakologie, Prof. Benet, San Francisco, USA
2002 Neuropsychologie/Neurologie Prof. Goldenberg, München
2002 Pädiatrie, Dr. Tryzna, Wermelskirchen
2002 Neurologie, Prof. Gonzalez, Cordoba, Argentinien

Ärztliche Prüfungen:

- 03/2001 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
03/2003 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
05/2004 Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

Praktisches Jahr:

- 04/2003 Neuroradiologie, Klinikum Großhadern München
Direktor: Prof. Dr. Brückmann
08/2003 Medizinische Klinik Innenstadt, München
Direktor: Prof. Dr. V. Schlöndorff
12/2003 Chirurgische Klinik und Poliklinik Innenstadt München
Direktor: Prof. Dr. W. Mutschler

Beruflicher Werdegang:

- 06/2004 Ärztin im Praktikum am Institut für Klinische Radiologie, Klinikum
Großhadern der Ludwig-Maximilians-Universität München,
Direktor: Prof.Dr.Dr. h.c. M. F. Reiser
10/2004 Assistenzärztin am Institut für Klinische Radiologie, Klinikum
Großhadern der Ludwig-Maximilians-Universität München,
Direktor: Prof. Dr. Dr. h.c. M. F. Reiser

11. DANKSAGUNG

Herrn Prof. Dr. Alexander Baethmann, Leiter des Institutes für Chirurgische Forschung und Leiter des Graduiertenkolleg der Deutschen Forschungsgesellschaft „Neurotrauma und Neuropsychologische Rehabilitation“, meinem Mentor möchte ich ganz besonderen Dank für seine großzügige väterliche Unterstützung auf vielen wissenschaftlichen Veranstaltungen sowie für seinem großen wissenschaftlichen Input in die Arbeit aussprechen.

Herrn PD Dr. Joachim Hermsdörfer danke ich für die Stellung und Überlassung des interessanten Themas. Des Weiteren möchte ich mich für seinen unermüdlichen Rat und Tatendrang und v.a. seine Geduld beim Entstehen der Arbeit bedanken, sowie für seine engagierte Unterstützung und Beratung bei Durchführen der Untersuchungen und Auswerten der Arbeit.

Herrn Prof. Dr. Georg Goldenberg, Direktor der Abteilung für Neuropsychologie Krankenhaus München-Bogenhausen, danke ich für die ausgezeichneten Arbeitsbedingungen und die Möglichkeit der Patientenuntersuchung in der Abteilung für Neuropsychologie des Städtischen Krankenhauses München-Bogenhausen.

Dem Graduiertenkolleg der Deutschen Forschungsgesellschaft „Neurotrauma und Neuropsychologische Rehabilitation“, das mich 1,5 Jahre finanziell, wissenschaftlich und kollegial begleitet und unterstützt hat.

Herrn Dr. Jens Philipp danke ich für die Weiterentwicklung des „Thunfisch“ und des Auswertungsprogrammes ohne die meine Arbeit in diesem Umfang nicht möglich gewesen wäre.

Weiterer Dank gilt allen Mitarbeitern der Entwicklungsgruppe für Klinische Neuropsychologie des Städtischen Krankenhauses München-Bogenhausen für die freundliche Hilfe und Unterstützung und angenehme Arbeitsatmosphäre.

Zuletzt möchte ich mich noch bei meiner Familie und ganz besonders bei meinem Mann bedanken, für seine unendliche Geduld und Unterstützung, vor allem bei PC-Krisen.