

Störungen der feinmotorischen Kraftkontrolle nach Schlaganfall

Elke Hagl

Aus der Abteilung für Neuropsychologie
des Städtischen Krankenhauses München-Bogenhausen
Chefarzt: Prof. Dr. G. Goldenberg

Störungen der feinmotorischen Kraftkontrolle nach Schlaganfall

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

vorgelegt von
Elke Hagl

aus
Landshut

2005

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

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

Mitberichterstatter: Prof. Dr. U. Büttner
Prof. Dr. P. Grafe

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 16.06.2005

Inhaltsverzeichnis:

1. Einleitung	7
1.1. Analyse der Griffkraft beim Heben und Halten eines Objektes	8
1.2. Feedback-Kontrolle der Griffkraft bei plötzlichen Laständerungen	10
1.3. Kontrolle der Griffkraft beim Bewegen eines Objektes	11
1.4. Anpassung der Griffkraft an Gravitationsänderungen	14
1.5. Kontrolle der Griffkraft unter pathologischen Bedingungen	14
1.5.1. Erkrankungen der Basalganglien	14
1.5.2. Zerebelläre Erkrankungen	15
1.5.3. Infantile Zerebralpareesen	16
1.5.4. Zerebrovaskuläre Erkrankungen	17
1.5.5. Amyotrophe Lateralsklerose	18
1.5.6. Periphere sensorische Defizite	18
1.5.7. Feedback-gestütztes Training der Griffkraftkontrolle	19
1.6. Neurophysiologische Studien und bildgebende Verfahren	19
1.7. Mechanorezeptoren der Hand	20
1.8. Modell der antizipatorischen Griffkraft-Steuerung	21
2. Fragestellung	22
3. Methoden und Untersuchungskollektiv	25
3.1. Untersuchung elementarer Leistungen feinmotorischer Kraftkontrolle	25
3.1.1. Messsystem	25
3.1.2. Versuchsreihe und Durchführung	26
3.1.3. Datenanalyse	27
3.2. Untersuchung der Reaktion auf Störung einer konstanten Fingerposition	29
3.2.1. Messsystem	29
3.2.2. Durchführung	30
3.2.3. Datenanalyse	31
3.3. Kraftkontrolle bei Objektmanipulation	32
3.3.1. Messsystem	32
3.3.2. Versuchsreihe und Durchführung	34
3.3.3. Datenanalyse	37
3.4. Statistische Verfahren bei der Auswertung der Ergebnisse	48
3.5. Untersuchungskollektiv	49
4. Ergebnisse	54
4.1. Elementare Leistungen feinmotorischer Kraftkontrolle	54
4.1.1. Veranschaulichung der Ergebnisse anhand ausgewählter Beispiele	54
4.1.2. Ergebnisse von Patienten und Gesunden im Vergleich	56
4.2. Untersuchung der Reaktion auf Störung einer konstanten Fingerposition	65
4.3. Kraftkontrolle bei Objektmanipulation	67
4.3.1. Bestimmung der minimalen Haltekraft	67
4.3.2. Halten des Objektes	67
4.3.3. Transportieren des Objektes	71
4.3.4. Diskrete vertikale Bewegungen	77
4.3.5. Zyklisches vertikales Bewegen	89

4.4.	Vergleich der Aufgaben	100
5.	<i>Diskussion</i>	106
5.1.	Elementare Aspekte der Kraftkontrolle.....	106
5.2.	Messung sensibler Defizite mittels Störung einer konstanten Fingerposition	107
5.3.	Regulation des Kraftniveaus bei Objektmanipulation	108
5.4.	Präzision der Griffkraftkontrolle	111
5.5.	Leistungen der Patienten auf der ipsiläsionalen Seite	115
5.6.	Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse	116
5.7.	Einbindung der Ergebnisse in den wissenschaftlichen Kontext.....	117
6.	<i>Zusammenfassung</i>	119
7.	<i>Literaturverzeichnis</i>	121
8.	<i>Danksagung</i>	135
9.	<i>Lebenslauf</i>	136

1. Einleitung

In Deutschland erleiden jährlich rund 250.000 Menschen einen Schlaganfall. In der Todesursachenstatistik nehmen Schlaganfälle den dritten Platz ein. Als Hauptrisikofaktor ließ sich in epidemiologischen Studien der Bluthochdruck nachweisen. Daneben spielen Diabetes mellitus, Nikotinabusus und Hyperlipidämie in der Pathogenese eine große Rolle. Eine häufige Ursache stellen auch Herzerkrankungen dar. Während im laienhaften Sprachgebrauch mit Schlaganfall nur der ischämische Hirninfarkt bezeichnet wird, fasst man im medizinischen Sinne unter dem Terminus „Schlaganfall“ bzw. „Apoplex“ Hirnischämien und zerebrale Blutungen zusammen. Zur Prognose ist zu sagen, dass lediglich $\frac{1}{4}$ der Betroffenen wieder voll arbeitsfähig werden, ca. $\frac{1}{4}$ versterben, und die restlichen behalten mehr oder weniger ausgeprägte Residualsymptome zurück. Zu den häufigsten bleibenden Folgen gehören Störungen der Handfunktionen (Prosiegel 1988). Je nach Ort und Ausmaß der zerebralen Schädigung reichen die Störungen von der Plegie des Armes bis zu differenzierten Defiziten bei hoch automatisierten Bewegungen, wie z. B. Schreiben oder Spielen eines Musikinstrumentes. Welch komplexes Zusammenspiel sensorischer und motorischer Komponenten schon allein bei einfachen alltäglichen Handlungen, wie z. B. dem Ergreifen einer Tasse, stattfindet, wird uns erst bewusst, wenn die Handfunktion aufgrund einer neurologischen Erkrankung beeinträchtigt ist. Bei der motorischen Entwicklung von Säuglingen lässt sich beobachten, wie das Kind zunächst mit der ganzen Hand nach Spielzeug greift, es noch unsicher und tollpatschig zwischen seinen Händen transferiert, nach und nach eine zunehmende Fingerfertigkeit entwickelt und im Alter von etwa 14 Monaten in der Lage ist, gezielt kleine Gegenstände mit Daumen und Zeigefinger zu greifen. Besonders die im Verlauf der Evolution entwickelte Fähigkeit, den Daumen in Opposition zu den anderen vier Fingern zu stellen, ermöglichte den subtilen Gebrauch von Werkzeugen und machte die menschliche Hand zu einem hochspezialisierten Greiforgan. Die Differenziertheit der Handfunktionen lässt sich zum einen am virtuoseren Spiel eines Pianisten - bei dem v.a. Schnelligkeit und Koordination gefordert sind - zum anderen an der Kraft eines starken Händedrucks erkennen.

Ein entscheidender Faktor beim Manipulieren von Gegenständen ist die Kraft, mit der wir auf das Objekt einwirken: Einerseits darf sie nicht zu niedrig sein, sonst bestünde die Gefahr, dass das Objekt aus der Hand fällt; andererseits würde aber eine zu hohe Kraft ein geschicktes Handling des Gegenstandes beeinträchtigen oder ihn sogar beschädigen. Allein schon durch die verschiedenen Griffmöglichkeiten der Hand findet eine Anpassung der Griffkräfte an Objekt und Anforderung der Aufgabe statt. Kamakura et al. (1980) unterschieden in einer empirischen Untersuchung 14 Griffarten, die sie den Oberkategorien Kraftgriff, Präzisionsgriff und einer Zwischenform zuordneten. Ein typischer Kraftgriff ist der Faustgriff, bei dem der Gegenstand von allen Fingern und der Handinnenfläche umschlossen wird. Dies ermöglicht eine hohe Kraftausübung, wobei jedoch die Fingerbeweglichkeit aufgehoben ist. Demgegenüber sind Präzisionsgriffe, bei denen der Daumen in Opposition zu den übrigen

Fingern steht und das Objekt hauptsächlich Kontakt mit den Fingerspitzen hat, gekennzeichnet durch höchste Genauigkeit und Flexibilität.

1.1. Analyse der Griffkraft beim Heben und Halten eines Objektes

Johansson und Westling (1984) führten eine genaue Analyse der Griffkraft beim Heben und Halten eines Objektes durch, indem sie Probanden ein mit einem Kraftsensor ausgestattetes Manipulandum zwischen Daumen und Zeigefinger (Präzisionsgriff) anheben, für einige Sekunden ruhig halten und wieder absetzen ließen. Neben der Messung der auf die Griffflächen einwirkenden Griffkraft wurde auch die senkrecht wirkende Lastkraft kontinuierlich registriert, welche beim ruhigen Halten der Gewichtskraft entspricht. Ein einzelner Hebeversuch konnte in sieben verschiedene Phasen unterteilt werden (s. Abbildung 1-1): Zunächst werden Daumen und Zeigefinger bis zur Berührung an das Objekt herangeführt. Dann wird in der ersten Phase die Griffkraft erhöht (*preload phase; a*), bevor anschließend in der zweiten Phase Griffkraft und Lastkraft parallel ansteigen (*loading phase; b*). In dieser Phase wird das Objekt nach oben gezogen, hebt aber noch nicht ab. Sobald die Lastkraft die Gewichtskraft erreicht, hebt das Objekt von der Unterlage ab (*transitional phase; c*). Nach Positionierung am Zielpunkt, wird das Testobjekt ruhig in der Luft gehalten (*static phase; d*). Dabei ist die Griffkraft nahezu konstant. Nach dem Rücktransport des Objektes (*replacement phase; e*), welcher ohne wesentliche Kraftveränderungen vonstatten geht, wird beim Abstellen des Objektes auf der Unterlage nach kurzer Verzögerung (*f*) die Griffkraft parallel zur Lastkraft verringert (*unloading phase; g*) und der Präzisionsgriff vom Probanden gelöst.

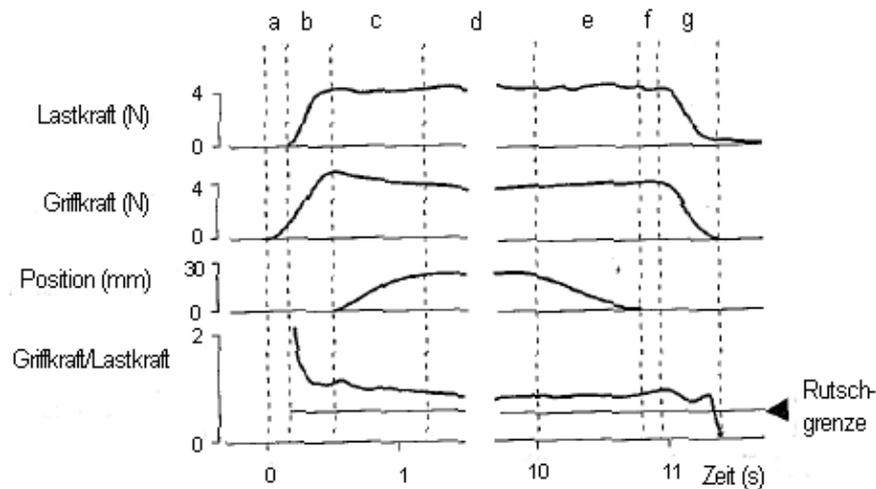


Abbildung 1-1: Anheben und Halten eines Objektes - Lastkraft, Griffkraft, vertikale Position und Verhältnis von Griff- zu Lastkraft eines einzelnen Hebeversuchs. Erläuterungen zu den 7 Phasen s. Text. Die Rutschgrenze bezeichnet das minimale Verhältnis von Griff- und Lastkraft, unter dem das Objekt aus der Hand zu rutschen droht. Modifiziert nach Johansson und Westling (1984).

Kennzeichnend für alle Hebeversuche war die parallele Modulation von Griff- und Lastkraft (*loading phase, unloading phase*) und dass die ausgeübte Griffkraft die minimal notwendige Griffkraft immer geringfügig überstieg. Dies bezeichneten Johansson und Westling als Sicherheitsabstand (*safety margin*), der ein Rutschen des Objektes verhinderte. Die Höhe der Griffkraft wurde genau dem Gewicht des Objektes angepasst. Ein einfließender Faktor war auch die Reibung zwischen der Haut und den Griffflächen: Je rutschiger die Oberfläche war, desto höher war die Griffkraft (Johansson und Westling 1984; Westling und Johansson 1984; Johansson und Edin 1993; Cadoret und Smith 1996). Die Griffkraft wird also optimal an äußere Bedingungen angepasst: auf der einen Seite hoch genug, um ein sicheres Halten des Gegenstandes zu gewährleisten, auf der anderen Seite nicht zu hoch, um einen unnötigen Kraftverlust zu verhindern und die Beweglichkeit und Sensibilität der Finger zu erhalten. Jenmalm und Johansson (1997) konnten sogar zeigen, dass die Griffkraft abhängig von der Form des zu hebenden Objektes verändert wird.

Im weiteren kamen Johansson und Westling zu dem Schluss, dass die Griffkraft antizipatorisch reguliert werden müsse, da sich in einzelnen Phasen des Hebevorgangs Griff- und Lastkraft simultan ohne zeitliche Verzögerung änderten.

Hebeversuche mit Objekten, die identisch aussahen, jedoch unterschiedlich schwer waren, ließen vermuten, dass Objekteigenschaften in einem sensorischen Gedächtnis gespeichert werden (Johansson und Westling 1988). So wurde beim Anheben eines Objektes, das unerwartet leichter war als das vorhergehende, der Kraftanstieg in der *loading phase* dem vorhergehenden, schwereren Objekt angepasst.

Anhand eines gespeicherten Modells des zuvor gehobenen Objektes wurde das entsprechende Programm zur Steuerung der Griffkraft abgerufen. Als das Objekt sich früher als erwartet nach oben bewegte, kam es zu einem Überschießen der Griffkraft und der Hebebewegung. In weniger als einer Sekunde wurden jedoch Griffkraft und Position an das aktuelle Gewicht angepasst. Als Beispiel lässt sich hier das Anheben eines leeren Koffers anführen, welcher aufgrund seines falsch eingeschätzten Gewichts hochgerissen wird. Beim Anheben unerwartet schwerer Objekte waren Griff- und Lastkraft zunächst dem Gewicht des vorhergehenden leichteren Objektes angepasst. Als das Objekt nicht zum erwarteten Zeitpunkt von der Unterlage abhob, wurden beide Kräfte langsam erhöht, bis es zum Abheben des Objektes kam.

Direkte Ableitungen von Hautafferenzen mittels Mikroelektroden (Johansson und Westling 1987; Westling und Johansson 1987) und Halteversuche unter lokaler Anästhesie der greifenden Finger belegen die Bedeutung der taktilen Sensibilität bei der Anpassung der Griffkraft an äußere Bedingungen. So war eine Abstimmung der Griffkraft an Oberflächenbeschaffenheit und Gewicht des Testobjektes unter Anästhesie nicht mehr möglich und es wurde generell eine überhöhte, aber „sichere“ Griffkraft gewählt (Johansson und Westling 1984; Westling und Johansson 1984; Monzée et al. 2003).

Die Griffkraft wurde weiterhin mit der Lastkraft während der einzelnen Phasen des Anhebens, Haltens und Absetzens moduliert, wobei jedoch diskrete Unregelmäßigkeiten der Griffkraftproduktion mit Verlängerung der *loading phase* beim Anheben des Objektes beobachtet wurden.

1.2. Feedback-Kontrolle der Griffkraft bei plötzlichen Laständerungen

Als ganz entscheidender Faktor bei der Kontrolle der Griffkraft stellte sich die taktile Sensibilität bei Halteversuchen mit einem sog. „aktiven“ Testobjekt dar (Jonansson et al. 1992a; Jonansson et al. 1992b; Cole und Johansson 1993). Dabei handelte es sich um ein Manipulandum, auf das mechanisch eine plötzliche Laständerung übertragen werden konnte, wodurch eine tangential zur Grifffläche wirkende Kraft produziert wurde, welche das Objekt aus der greifenden Hand zog. Die Analyse der Griffkraft zeigte zunächst mit einer kurzen Latenz von ca. 100 ms einen raschen Anstieg (*catch-up response*), gefolgt von einer kontinuierlichen Zunahme der Griffkraft parallel zur Lastkraft (*tracking response*) (s. Abbildung 1-2). Die Dauer der Latenzphase bis zur ersten Griffkraft-Reaktion verhielt sich dabei umgekehrt proportional zur Geschwindigkeit der Laständerung. Unter lokaler Anästhesie der greifenden Finger fiel die Antwort der Griffkraft deutlich geringer aus oder fehlte sogar ganz. Die Latenz zwischen Lastkraftänderung und Reaktion der Griffkraft - wenn vorhanden - stieg signifikant an (Johansson et al. 1992c).

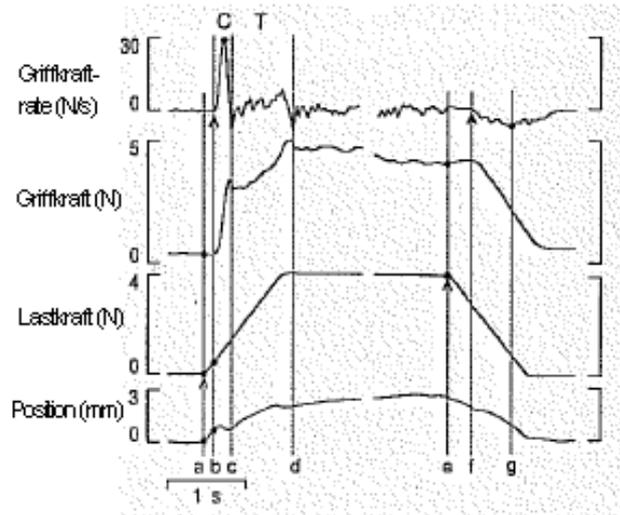


Abbildung 1-2: Griffkraftreaktion bei plötzlicher Lastkraftänderung (4 N/s). a- Beginn der „loading phase“, b- Erste Reaktion der Griffkraft, c- Ende der „catch-up response“, d- Ende der „loading phase“, e- Beginn der „unloading phase“, f- Beginn der Griffkraft-Antwort auf die Lastkraftabnahme, g- maximale negative Griffkraft-rate. C = „catch-up response“, T = „tracking response“. Modifiziert nach Johansson et al. (1992c).

Mikroneurographische Untersuchungen des Antwortverhaltens von Haut-, Muskel- und Gelenkrezeptoren auf plötzliche Laständerungen bestätigten die dominierende Rolle der Hautrezeptoren (Macefield et al. 1996; Macefield und Johansson 1996). Muskel- und Gelenkrezeptoren reagierten nicht vor Änderung der Griffkraft. Allerdings scheinen sie bei beeinträchtigter Funktion der Hautsensibilität eine gewisse Kontrolle der Griffkraft zu gewährleisten, wie eine Studie von Häger-Ross und Johansson (1996) vermuten lässt. Es zeigte sich, dass unter Anästhesie der greifenden Finger die Regulierung der Griffkraft umso weniger beeinträchtigt war, je mehr Bewegungsfreiheit Hand und Unterarm geboten wurde. Bei ungestörter Sensibilität hatte die Stellung bzw. Bewegungsfreiheit von Hand und Unterarm keinen wesentlichen Einfluss auf die Griffkraft.

1.3. Kontrolle der Griffkraft beim Bewegen eines Objektes

Für eine sichere und ökonomische Regulierung der Griffkraft spielen kontinuierliche afferente Signale der digitalen Hautrezeptoren offensichtlich eine entscheidende Rolle. Dass jedoch bereits bei der Pla-

nung, einen Gegenstand zu manipulieren, ein internes Modell zur Griffkraft-Regulierung vorliegen muss, lässt sich v. a. bei Aufzeichnung der Griffkraft beim Bewegen eines Gegenstandes erkennen. Flanagan et al. ließen Probanden ein mit Kraftaufnehmer und Beschleunigungssensor ausgestattetes Manipulandum in vertikaler und horizontaler Richtung bewegen und zeichneten dabei diskrete und kontinuierliche zyklische Bewegungsvorgänge auf (Flanagan et al. 1993; Flanagan und Wing 1993; Flanagan und Tresilian 1994; Wing 1996). Während beim statischen Halten eines Objektes die Lastkraft konstant bleibt, da nur die Gewichtskraft wirkt, kommt bei Bewegung durch Überwinden von Trägheitskräften beim Beschleunigen eine dynamische Komponente hinzu. Bei der Bewegung nach oben erreicht die Lastkraft ein initiales Maximum, wenn das Objekt gegen die Schwerkraft beschleunigt wird, gefolgt von einem Minimum, wenn das Objekt unterstützt durch die Schwerkraft abgebremst wird. Bei der Bewegung nach unten wird die Lastkraft zunächst minimal, wenn das Objekt mit der Schwerkraft nach unten beschleunigt wird, und erreicht gegen Ende der Bewegung ihr Maximum, wenn das Objekt abgebremst wird. Bei horizontalen Bewegungen wirken die Trägheitskräfte in Richtung der Bewegung, während die Gewichtskraft senkrecht zur Bewegungsrichtung wirkt. Die Lastkraft ergibt sich somit aus dem Vektorenprodukt von Gewicht- und Trägheitskraft und zeigt typischerweise zwei Maxima – eines beim Beschleunigen und eines beim Abbremsen (s. Abbildung 1-3).

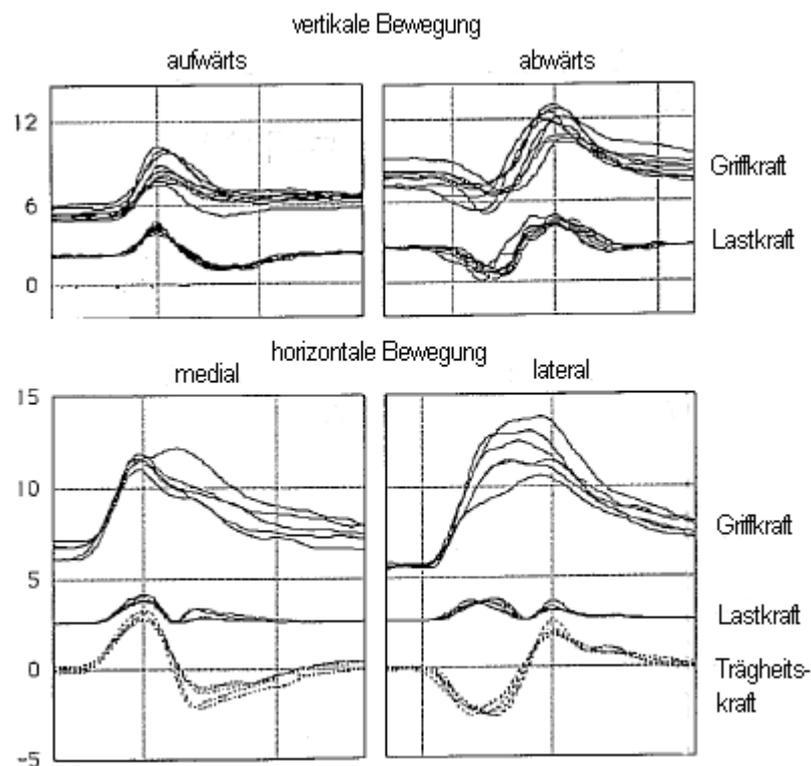


Abbildung 1-3: Diskrete vertikale und horizontale Bewegungen - Modulation von Griff- und Lastkraft. Aufgezeichnet sind mehrere Bewegungen eines Probanden. Bei den horizontalen Bewegungen ist zusätzlich die horizontal wirkende Trägheitskraft dargestellt. Modifiziert nach Flanagan und Wing (1993).

Bei zyklischen Auf- und Abwärtsbewegungen sind die unteren Umkehrpunkte mit Lastkraftmaxima und die oberen mit Lastkraftminima assoziiert. Während zyklischer horizontaler Bewegungen kommt es an beiden Umkehrpunkten zu Maxima, deren Amplituden jedoch deutlich niedriger sind als bei vertikalen Bewegungen (s. Abbildung 1-4).

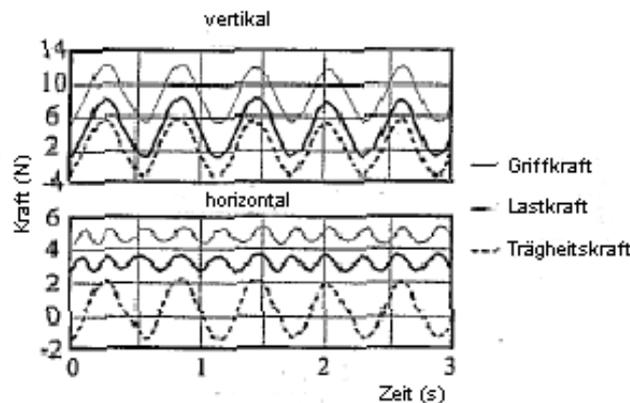


Abbildung 1-4: Zyklische vertikale und horizontale Bewegungen - Verlauf von Griffkraft, Lastkraft und Trägheitskraft. Modifiziert nach Flanagan et al. (1993).

In allen Aufgabenbedingungen wurde die Griffkraft synchron, ohne zeitliche Verschiebung, mit der Lastkraft moduliert und verhinderte so ein Rutschen des Objektes während der Lastkraftmaxima. Dies bestärkt die Hypothese einer antizipatorischen Steuerung der Griffkraft. Offensichtlich können nicht nur gespeicherte Objekteigenschaften abgerufen werden, sondern sogar bewegungsinduzierte Laständerungen vorab berechnet werden (Flanagan und Tresilian 1994; Blakemore et al. 1998; Wolpert et al. 2001).

Dass die Modulation der Griffkraft ein automatisch ablaufender Prozess ist und sich einer willentlichen Beeinflussung entzieht, zeigten Untersuchungen von Flanagan und Wing (1995). Sie forderten Probanden auf, während der Bewegung eines Objektes die Griffkraft konstant zu halten. Die Probanden konnten zwar unter Erhöhung der allgemeinen Griffkraft das Ausmaß der Modulation, nicht jedoch die Modulation der Griffkraft an sich beeinflussen.

Auch unter Anästhesie der greifenden Finger blieb die zeitgleiche Modulation von Griff- und Lastkraft erhalten. Die Probanden produzierten allerdings signifikant höhere Griffkräfte, so dass in der Regel auch ohne Modulation der Griffkraft ein sicheres Halten gewährleistet gewesen wäre (Nowak et al. 2001; Augurelle et al. 2003).

1.4. Anpassung der Griffkraft an Gravitationsänderungen

Funktioniert dieser automatisierte Prozess der Kraftkontrolle auch unter völlig ungewohnten physikalischen Bedingungen, wie sie unter Schwerelosigkeit auftreten? Dieser Frage gingen Hermsdörfer, Nowak et al. bei sog. Parabelflügen nach, während deren durch ein bestimmtes Flugprofil kurze Phasen von Hypergravitation (2 g) und Schwerelosigkeit (0 g) geschaffen werden können.

Beim ruhigen Halten des Objektes spiegelte die Griffkraft, nach anfänglichen, irregulären Schwankungen im Kraftprofil während der ersten Parabel mit stark überhöhten Griffkräften in der 2g-Phase, genau das sich periodisch ändernde Gewicht des Objektes wider (Hermsdörfer et al. 1999a). Während der Phasen der Schwerelosigkeit wurde das folglich schwerelose Objekt mit einer sehr niedrigen Griffkraft (1-2 N) gehalten. Dies war bereits zeitweise in der ersten 0g-Phase der Fall.

Bei vertikalen und horizontalen Armbewegungen wurde unter allen drei Gravitationsbedingungen die Griffkraft in Phase mit der Lastkraft moduliert, und dies bereits im ersten Durchgang (Hermsdörfer et al. 2000). Sogar bei dem massiv veränderten Lastprofil unter den Bedingungen der Schwerelosigkeit, bei dem sowohl in vertikaler als auch horizontaler Bewegungsrichtung an beiden Umkehrpunkten Lastkraftmaxima auftreten, war eine beinahe perfekte Adaptation der Griffkraft zu finden. Die Steuerung der Griffkraft scheint also nicht nur ein automatisierter Prozess zu sein, sondern sich auch höchst flexibel an neue Bedingungen anpassen zu können.

1.5. Kontrolle der Griffkraft unter pathologischen Bedingungen

1.5.1. Erkrankungen der Basalganglien

Mittels Untersuchungen der feinmotorischen Kraftkontrolle und deren Störungsmuster bei verschiedenen neurologischen Erkrankungen konnte das komplexe Zusammenspiel neuronaler Strukturen beim Steuerungsprozess der Griffkraft weiter analysiert werden.

Mehrere Studien beschäftigten sich mit Dysfunktionen der Basalganglien. Beim Anheben und Halten eines Testobjektes zeigten Patienten, die an Morbus Parkinson litten, eine verzögerte Kraftproduktion beim Anheben des Gegenstandes; die Anpassung der Griffkraft an unterschiedliche physikalische Ei-

genschaften, wie Gewicht, Reibung und plötzliche Laständerungen, war dagegen unbeeinträchtigt (Ingvarsson et al. 1997; Fellows et al. 1998). Des Weiteren fanden Fellows et al. überhöhte Griffkräfte bei den Parkinson-Patienten gegenüber den gesunden Probanden. Dies scheint jedoch in erster Linie durch medikamentös induzierte Dyskinesien bedingt und nicht auf die Parkinsonerkrankung selbst zurückzuführen zu sein, wie eine Studie von Wenzelburger et al. (2002) aufdeckte, die das Anheben und Halten eines Objektes mit und ohne Medikation bei Parkinson-Patienten mit Levodopa-induzierten Dyskinesien untersuchte. Keine Beeinträchtigungen der Kraftkontrolle bei Morbus Parkinson fanden Nowak und Hermsdörfer (2002) beim vertikalen Bewegen und Halten eines Objektes. Lediglich Tremor-bedingte oszillierende Griffkraft-Schwankungen, wie sie auch Ingvarsson et al. beobachtet hatten, und verlangsamte Armbewegungen bei Bradykinesie fielen auf.

Deutlichere Defizite scheinen bei Chorea-Huntington-Patienten vorzuliegen. Diese zeigten abnorm erhöhte und stark variable Griffkräfte beim Anheben und Halten eines Objektes, wobei weiterhin eine Korrelation von Griff- und Lastkraft erkennbar war (Gordon et al. 2000; Schwarz et al. 2001). Die Adaptation an Gewicht und Reibung blieb erhalten (Gordon et al. 2000), auch die Reaktion auf plötzliche Laständerungen war mit leicht verzögerter Latenz intakt (Schwarz et al. 2001). Wie auch bei einigen Untersuchungen von Parkinson-Patienten war des Weiteren die Anhebephase verlängert (Gordon et al. 2000; Schwarz et al. 2001). Als mögliche Ursachen der teils massiv erhöhten Griffkräfte bei Schädigung der Basalganglien wurde zum einen eine gestörte Verarbeitung sensorischer Informationen, zum andern eine strategische Erhöhung, um ein sicheres Halten auch bei Tremor und choreatischen Bewegungen zu gewährleisten, diskutiert (Schwarz et al. 2001).

1.5.2. Zerebelläre Erkrankungen

Vergleichbare Untersuchungen bei Patienten mit Kleinhirnschädigungen zeigten ebenfalls eine erhaltene Adaptation an unterschiedlich hohe Lastkräfte (Müller und Dichgans 1994; Fellows et al. 2001). Unbeeinträchtigt zeigte sich auch das Antwortverhalten der Griffkraft auf plötzliche Laständerungen (Fellows et al. 2001). Während Müller und Dichgans eine gestörte Kraftproduktion in der Anhebephase beobachteten, konnten dies Fellows et al. nicht bestätigen. Letztere fanden allerdings Störungen in der zeitlichen Koordination zwischen proximalen und distalen Muskeln beim Anheben und Greifen des Objektes.

Massive Defizite in der Steuerung der Griffkraft hingegen wurden bei einem Patienten mit einer degenerativen Kleinhirnerkrankung bei diskreten vertikalen Bewegungen eines Objektes beschrieben (Babin-Ratté et al. 1999). Der Patient zeigte ein starres Griffkraftmuster mit Erhöhung der Griffkraft ab Bewegungsbeginn, unabhängig davon, ob das Objekt nach oben oder unten bewegt wurde, und die Lastkraft entsprechend zunächst anstieg oder abnahm. Außerdem produzierte der Patient massiv erhöhte Griffkräfte während der Bewegung. Scheinbar hatte er die Fähigkeit verloren, bewegungs-

induzierte Laständerungen in sein motorisches Programm zu integrieren und verwendete ein stereoty-
pes Muster der Griffkraftkontrolle. Diese Beobachtungen stützen die von Miall et al. (1993) und Wol-
pert et al. (1998) aufgestellte Hypothese, dass das Kleinhirn Sitz sog. interner Modelle sein könnte,
welche eine antizipatorische Steuerung der Griffkraft ermöglichen. Allerdings zeigte eine neuere Stu-
die mit vergleichbarer Aufgabenstellung bei fünf Patienten mit Kleinhirnatrophie weniger massive
Abweichungen der zeitlichen Kopplung zwischen Griff- und Lastkraft (Nowak et al. 2002). Ebenso
wie bei den anderen Studien produzierten die Patienten allerdings überhöhte Griffkräfte. Eventuell
handelt es sich bei der Erhöhung der Griffkraft um eine allgemeine Strategie, motorische Defizite zu
kompensieren, während die Beeinträchtigung zeitlicher Aspekte der Griffkraftkontrolle vom Stadium
des degenerativen Prozesses abhängig sein könnte, wie Nowak et al. schlussfolgerten.

Elementare Aspekte der Kraftkontrolle untersuchten Mai et al. (1988) bei Patienten mit chronischen
Kleinhirnstörungen. Die Probanden sollten auf einen im Präzisionsgriff gehaltenen Kraftsensor eine
geringe Kraft ausüben und diese mit und ohne visuelles Feedback präzise halten, einer oszillierenden
Zielkraft folgen, möglichst schnelle repetitive Kraftänderungen ausführen und maximalen Druck auf
den Sensor ausüben. Bis auf die maximale Griffkraft zeigten sich in allen anderen Aufgabentypen
deutliche Defizite, wobei alle Aspekte unabhängig voneinander schienen.

Bei plötzlichen, unvorhergesehenen Laständerungen eines im Präzisionsgriff gehaltenen Objektes
kamen entsprechende Antworten der Griffkraft mit erheblicher Verzögerung oder fehlten sogar ganz
bei Patienten mit Friedreich's Ataxie, während Patienten mit diffuser zerebellärer Atrophie normale
oder allenfalls gering verzögerte Antworten zeigten (Hermsdörfer et al. 1994b). Die Autoren schluss-
folgerten, dass die reaktive Griffkraftkontrolle an intakte afferente Signale gebunden sei, da bei der
Friedreich's Ataxie vornehmlich afferente Zuflüsse zum Kleinhirn betroffen sind.

Die Studien verdeutlichen, dass das Kleinhirn eine wichtige Rolle bei der Kontrolle der Griffkraft zu
spielen scheint. Jedoch scheint es sehr differenzierte Störungen zu geben, je nachdem, welche afferen-
ten und efferenten Bahnen und welche Strukturen des Kleinhirns betroffen sind.

1.5.3. Infantile Zerebralparesen

Einfache manipulative Aufgaben, wie Greifen und Halten eines Objektes, wurden auch bei Kindern
mit spastischer Zerebralparese untersucht. Es fanden sich massive Beeinträchtigungen der Griff-
Lastkraft-Kopplung in der Anhebephase (Eliasson et al. 1991; Forssberg et al. 1999). Eine antizipato-
rische Steuerung der Griffkraft, wie sie Johansson und Westling (1984) bei gesunden Erwachsenen
beschrieben hatten, war Kindern mit spastischer Zerebralparese erst nach mehrmaligem Heben des
gleichen Objektes möglich (Eliasson et al. 1995; Gordon und Duff 1999a). Eliasson et al. (1991, 1995)
beschrieben zudem stark erhöhte Griffkräfte beim ruhigen Halten eines Gegenstandes.

Als Hauptfaktoren für die beeinträchtigte Griff-Lastkraft-Kopplung bei diesen Kindern wurden eine mangelnde Reifung der Kraftkontrolle und Defizite der taktilen Sensibilität, wie sie sich bei Kindern mit Zerebralparese klinisch nachweisen lassen, diskutiert (Eliasson et al. 1991, 1995; Gordon und Duff 1999 a,b). Infolge sensibler Defizite sei das Erlernen interner Modelle anhand physikalischer Eigenschaften bekannter Objekte erschwert (Gordon und Duff 1999a).

Korrelationen zwischen dem Ausmaß der Störung und der Lokalisation der Hirnläsion ließen eine zentrale Rolle der Basalganglien vermuten (Forssberg et al. 1999). Diese scheinen v. a. während des motorischen Lernprozesses wichtig zu sein (Graybiel 1995). Bildgebende Verfahren, wie Positronenemissionstomographie (PET), hatten neben anderen zerebralen Strukturen eine Aktivität des Striatums, eines Kerngebietes der Basalganglien, während motorischen Lernens gezeigt (Seitz und Roland, 1992; Jenkins et al. 1994). Frühe Schädigungen der Basalganglien scheinen demzufolge auch die Entwicklung der Griffkraftkontrolle zu beeinträchtigen (Forssberg et al. 1999).

1.5.4. Zerebrovaskuläre Erkrankungen

Während die Kontrolle der Griffkraft bei Erkrankungen von Kleinhirn und Basalganglien in mehreren Studien untersucht wurde, gibt es relativ wenige Studien bei kortikalen Läsionen, wie sie häufig nach zerebralen Ischämien oder Blutungen auftreten. Neben Untersuchungen der maximalen Griffstärke bei hemiparetischen Patienten (Colebatch et al. 1986; Boissy et al. 1999) testeten Mai und Hermsdörfer weitere elementare Aspekte der Kraftkontrolle: präzises Halten einer geringen, konstanten Kraft mit und ohne visuelle Kontrolle, präzises Folgen einer sich verändernden Zielkraft („Tracking“) und möglichst schnelle repetitive Kraftänderungen, wobei sich letztere Aufgabe als besonders sensibler Marker einer gestörten Handfunktion herausstellte (Mai 1989; Hermsdörfer und Mai, 1996; Hermsdörfer et al. 1998).

In einer Einzelfallstudie berichteten Jeannerod et al. (1984) von einer Patientin, die nach einem Hirninfarkt eine isolierte Läsion des sensorischen Kortex aufwies und an einer kompletten Hemianästhesie der rechten Hand mit Einbeziehung sowohl der taktilen als auch der propriozeptiven sensorischen Qualitäten litt. Die Patientin zeigte massive Störungen der Handfunktion, insbesondere auch in elementaren Aspekten der Kraftkontrolle, wie beim präzisen Halten einer konstanten Kraft oder beim Oszillieren der Griffkraft anhand einer vorgegebenen Zielkraft am Monitor. Diese Beobachtungen unterstreichen die Bedeutung einer intakten sensiblen Verarbeitung bei motorischen Ausführungen. Beim Ergreifen und ruhigen Halten eines Gegenstandes zeigten einige Patienten mit einer Hemiparese nach Schlaganfall deutlich überhöhte Griffkräfte, wobei sich eine klare Assoziation mit Störungen der taktilen Sensibilität fand (Hermsdörfer et al. 1998).

Ein entsprechendes Ergebnis lieferte eine Studie von Nowak et al. (2003c), welche die Griffkraft beim Anheben und Halten und bei diskreten vertikalen Bewegungen eines Objektes in der Akutphase von

Schlaganfallpatienten untersuchten. Die Patienten, die moderate motorische Hemiparesen mit sensiblen Defiziten aufwiesen, verwendeten sowohl bei Bewegung als auch beim Halten eine deutlich erhöhte Griffkraft auf der betroffenen Seite. Die zeitliche Kopplung von Griff- und Lastkraft war demgegenüber nur diskret beeinträchtigt.

Grichting et al. (2000) untersuchten die Adaption der Griffkraft an plötzliche Laständerungen bei Patienten mit moderater Hemiparese ohne messbare sensible Defizite. Die Aufgabe bestand darin, eine kleine Schublade gegen eine Kraft bis zu einem Zielpunkt herauszuziehen und dort zu halten. Sowohl während des Herausziehens als auch während des Haltens wurde die gegen die Zugrichtung wirkende Lastkraft plötzlich erhöht. Die Antwort der Griffkraft wurde unter zwei Bedingungen gemessen: Bei einigen Durchgängen wurden die Versuchspersonen vor einer plötzlichen Laständerung „gewarnt“, bei anderen trat die Laständerung unvorhergesehen ein. Bei den unvorhergesehenen Störungen zeigten die Patienten im Vergleich zu den Kontrollpersonen eine geringere Antwort der Griffkraft. Wurde eine Lastkrafterhöhung erwartet, zeigten die Kontrollpersonen bereits vor Beginn der Störung eine Erhöhung ihrer Griffkraft, bei Patienten fiel diese antizipatorische Anpassung der Griffkraft wesentlich geringer aus und ihnen entwich die Schublade häufig.

1.5.5. Amyotrophe Lateralsklerose

Die amyotrophe Lateralsklerose ist im Hinblick der Steuerung der Griffkraft insofern eine sehr interessante pathologische Konstellation, da ausschließlich Motoneurone betroffen sind, und sensible Neurone unbeeinträchtigt bleiben. Es handelt es sich hierbei um einen progressiven Untergang zentraler Motoneurone im Spinaltrakt, im Hirnstamm und im motorischen Kortex der Hirnrinde.

Nowak et al. (2003d) untersuchten die Griffkraft bei diskreten vertikalen Bewegungen eines Objektes bei fünf Patienten. Die Patienten zeigten signifikant erhöhte Griffkräfte während des Haltens und der Bewegungsphasen sowie deutliche Beeinträchtigungen der Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft mit einem frühen Anstieg der Griffkraft in beiden Bewegungsrichtungen.

1.5.6. Periphere sensorische Defizite

Versuche mit Lokalanästhesie hatten gezeigt, dass ein Verlust der Oberflächensensibilität der greifenden Finger bei Objektmanipulation zu massiv erhöhten Griffkräften und fehlender Anpassung an physikalische Objekteigenschaften führte, die zeitliche Kopplung zwischen Griff- und Lastkraft aber intakt blieb (Johansson und Westling 1984; Nowak et al. 2001; Augurelle et al. 2003).

Kontroverse Ergebnisse lieferten Untersuchungen der Griffkraft bei Patienten mit moderaten sensorischen Defiziten bei peripheren Nervenerkrankungen, wie Karpaltunnelsyndrom und Polyneuropathie. In einigen Studien produzierten die Patienten überhöhte Griffkräfte bei Objektmanipulation (Thonnard

et al. 1997; Lowe und Freivalds 1999; Nowak und Hermsdörfer 2003), in anderen Studien konnte dies nicht bestätigt werden (Thonnard et al. 1999; Nowak et al. 2003c). Die zeitliche Kopplung war, wie auch unter Lokalanästhesie, in allen Studien unbeeinträchtigt.

Massivste Störungen mit deutlich überhöhtem Krafteinsatz und fehlender Adaptation der Griffkraft an die Lastkraft bei vertikaler und horizontaler Bewegung eines Objektes zeigte eine Einzelfallstudie einer Patientin, die infolge einer schweren Polyneuropathie unter einem seit langem bestehenden vollständigen Verlust von taktiler Sensibilität und Propriozeption litt (Nowak et al. 2003b).

Eine zumindest intermittierende sensorische Rückmeldung scheint für die antizipatorische Steuerung der Griffkraft essentiell zu sein.

1.5.7. Feedback-gestütztes Training der Griffkraftkontrolle

Dass sich Untersuchungsmethoden der Griffkraft nicht nur für diagnostische Zwecke, sondern auch für den therapeutischen Einsatz eignen, zeigen Studien von Kriz et al. (1995) und Hermsdörfer et al. (2000). Nach mehreren Trainingsstunden zeigten Patienten mit Hemiparesen eine deutliche Verbesserung der Kraftpräzision beim Tracking einer Zielvorgabe (Kriz et al. 1995).

Ein Patient mit gravierenden sensorischen Defiziten, der beim Aufnehmen und Halten von Objekten eine viel zu hohe Griffkraft einsetzte, konnte nach Feedback-gestütztem Training seine Griffkraft auf der betroffenen Seite nahezu normalisieren (Hermsdörfer et al. 2000).

1.6. Neurophysiologische Studien und bildgebende Verfahren

Weitere Einblicke in das komplexe Zusammenspiel neuronaler Strukturen bei der Steuerung der Griffkraft erbrachten Studien an Affen, bei denen über Mikroelektroden direkt kortikale Neurone abgeleitet wurden, während sie ein Testobjekt im Präzisionsgriff hielten (Cadoret et al. 1997; Salimi et al. 1999) oder eine präzise Kraft auf einen kleinen Kraftabnehmer ausübten (Wannier et al. 1991; Hepp-Reymond et al. 1994). Des Weiteren wurden bildgebende Verfahren, wie Magnetresonanz- und Positronenemissionstomographie (MRT, PET), eingesetzt, während Testpersonen Kraft auf ein Objekt ausübten (Ehrsson et al. 2000, 2001; Kuitz-Buschbeck 2001). Es zeigte sich ein weites Netzwerk neuronaler Aktivitäten mit Beteiligung vieler kortikaler Areale, wie des sensorischen, des primären motorischen, des prämotorischen und des supplementär-motorischen Kortex, sowie des Cerebellums und

weiterer Anteile des parietalen und frontalen Lappens. Interessanterweise ließ sich beim Präzisionsgriff eine verstärkte Aktivität in prämotorischen und parietalen Arealen beider Hemisphären nachweisen, während bei Kraftgriffen mit der ganzen Hand die Aktivität fokaler und auf die kontralaterale Hemisphäre beschränkt war (Ehrsson et al. 2000, 2001). Anscheinend ist zur Feinabstimmung der Fingerkraft die Mitbeteiligung ipsiläsionaler Strukturen notwendig

1.7. Mechanorezeptoren der Hand

Wie Untersuchungen unter Anästhesie und von Patienten mit Sensibilitätsstörungen gezeigt haben, spielt die taktile Sensibilität für die Kontrolle der Griffkraft eine wesentliche Rolle. Während die Anpassung an Objekteigenschaften, wie z. B. Oberflächenbeschaffenheit und Gewicht, unbewusst abläuft, erleben wir die hoch-differenzierten Leistungen der taktilen Wahrnehmung beim alltäglichen „Ertasten“ unserer Umwelt. Eine besonders hohe Dichte an Mechanorezeptoren findet sich an berührungsempfindlichen Hautstellen wie Fingerspitzen und Lippen. In wesentlich geringerer Zahl kommen Mechanorezeptoren z. B. am Rücken oder an den Oberschenkeln in der Haut vor. Auch an der Hand sind die Rezeptoren nicht gleichmäßig verteilt. Sie sind an den Fingerspitzen um ein Vielfaches konzentrierter als am Handrücken. Durch die Einführung der Mikroneurographie durch Vallbo und Hagbarth (1968) konnten verschiedene Afferenztypen der taktilen Sensibilität klassifiziert werden. Über sog. „Tungsten-Mikroelektroden“ können Impulse einzelner afferenter Neurone eines peripheren Nerven, z. B. des N. medianus abgeleitet werden. Nach ihrem Reiz-Antwortverhalten und der Größe ihrer rezeptiven Felder wurden vier verschiedene Rezeptortypen der Haut unterschieden (Vallbo und Johansson 1984). Zwei Typen adaptieren schnell bei andauernden Hautdeformierungen und reagieren nur bei Änderung eines mechanischen Reizes (FA-I und FA-II-Rezeptoren - *fast adapting*). Die anderen zwei Rezeptortypen sind die langsam adaptierenden SA-Rezeptoren, die bei lang andauernden mechanischen Hautreizen während der gesamten Reizdauer Aktionspotentiale bilden (SA-I und SA-II-Rezeptoren, *slowly adapting*). FA-I und SA-I-Rezeptoren haben kleine, scharf begrenzte rezeptive Felder und finden sich in hoher Dichte an den Fingerbeeren. Die FA-II und SA-II-Rezeptoren dagegen besitzen größere und weniger scharf begrenzte rezeptive Felder. Sie sind fast gleichmäßig über die palmare Handfläche verteilt und insgesamt an der Hand nicht so zahlreich vertreten wie die Typ-I-Rezeptoren. Ein weiterer Unterschied besteht darin, dass die rezeptiven Endigungen der Typ-I-Afferenzen oberflächlich im Korium der Haut liegen, während die Typ-II-Afferenzen tiefer in der Subkutis enden. Anatomisch entsprechen den FA-I-Rezeptoren die Meissner-Körperchen, die sog. Berührungsrezeptoren, die auf Scherkräfte reagieren. Den FA-II-Rezeptoren sind die Vater-Pacini-Korpuskeln zuzuordnen, die v. a. auf Vibration ansprechen, und die Druckrezeptoren SA-I und SA-II entsprechen den oberflächlich liegenden Merkel-Zellen bzw. den tiefer liegenden Ruffini-Körperchen (Details s. z. B. Johansson 1978).

Westling und Johansson (1987) analysierten mikroneurographisch das Antwortverhalten der taktilen Hautafferenzen während des Anhebens und Haltens eines Objektes und fanden gemäß ihres Adaptationsverhaltens eine intensive Antwort der FA-I-Rezeptoren während der initialen Phase des Griffkraft-Anstiegs zu Beginn der *loading phase* und beim Loslassen des Objektes am Ende der *unloading phase*. Nur geringe Aktivität zeigte sich während der stationären Haltephase. Ein ähnliches Antwortverhalten zeigten die meisten SA-I-Rezeptoren. Allerdings waren diese auch während des konstanten Haltens mit einer Tendenz zur Adaptation aktiv. FA-II-Afferenzen zeigten ihre höchste Aktivität zu Beginn der vertikalen Phase und beim abrupten Aufsetzen des Objektes auf die Unterlage zum Schluss des Hebevorgangs. Eine starke tonische Aktivität während der statischen Phase zeigten die SA-II-Rezeptoren.

In einer Studie von Macefield et al. (1996) wurden taktile Afferenzen bei plötzlichen Laständerungen eines gehaltenen Objektes über Mikroelektroden abgeleitet. Die Analyse des Aktivitätsmusters ließ vermuten, dass v. a. FA-I-Rezeptoren, welche früh auf die Laständerung reagierten, die Antwort der Griffkraft triggerten.

1.8. Modell der antizipatorischen Griffkraft-Steuerung

Zusammenfassend lässt sich aus den Ergebnissen der Studien folgendes prinzipielle Modell der Kraftkontrolle ableiten (s. z. B. Johansson und Cole 1992; Johansson 1996; Flanagan und Wing 1997): Bei der Planung motorischer Befehle, wie Greifen und Bewegen eines Gegenstandes, liegen bereits fertige interne Modelle von Objekteigenschaften und Auswirkungen unserer Handlung auf dieses Objekt vor. Je nach Art des motorischen Befehles und des Objektes, welches anhand der visuellen Wahrnehmung und des Tastsinns identifiziert wird, wird das entsprechende Modell aus dem sensomotorischen Gedächtnis abgerufen und die Griffkraft antizipatorisch zur auftretenden Lastkraft moduliert. Während der Ausführung der Bewegung erfolgt eine ständige Rückmeldung der aktuellen Begebenheiten über sensorische Afferenzen, v. a. der digitalen Hautrezeptoren, und gegebenenfalls eine Korrektur des ablaufenden Programms.

Nicht nur für die Steuerung der Griffkraft, sondern auch allgemein für alle motorischen Ausführungen unseres täglichen Lebens wird dieses Prinzip der internen Modelle postuliert (Wolpert und Miall 1996; Kawato und Wolpert 1998; Haruno et al. 2001).

2. Fragestellung

Essenziell für eine ungestörte Handfunktion ist die Steuerung der Griffkraft. Beim ruhigen Halten eines Gegenstandes wird die Griffkraft genau an die physikalischen Eigenschaften des Objektes angepasst und liegt nur um einen geringen Sicherheitsabstand höher als die minimal notwendige Griffkraft (s. z. B. Johansson und Westling 1984). In einer Reihe von Arbeiten wurde bei willkürlichen Armbewegungen eine parallele Modulation von Griff- und Lastkraft des gegriffenen Objektes beschrieben (s. z. B. Flanagan und Wing 1993). Dies impliziert eine antizipatorische Steuerung der Griffkraft. Treten unerwartet Laständerungen auf, kommt es über sensomotorische Regelkreise zu einer raschen Anpassung der Griffkraft (s. z. B. Johansson et al. 1992a). Untersuchungen der Griffkraft während sog. Parabelflügen konnten zeigen, dass sogar unter Änderung der Gravitation die enge Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft bestehen bleibt (Hermsdörfer et al. 2000). Eine Reihe von Arbeiten befassten sich mit der Kontrolle der Griffkraft bei verschiedenen neurologischen Erkrankungen (Näheres s. Kap. 1). Es ließen sich differenzierte Störungen nachweisen.

In der vorliegenden Studie wurde die Steuerung der Griffkraft bei zerebraler Schädigung nach Schlaganfall untersucht.

Die an der Studie teilnehmenden Patienten litten nach zerebrovaskulären Ereignissen (ischämischer Hirninfarkt, Intrazerebral- und Subarachnoidalblutung) an einer Hemiparese. Die Steuerung der Griffkraft wurde bei einfachen manipulativen Aufgaben, wie sie in alltäglichen Situationen vorkommen, untersucht. Die Patienten befanden sich alle in der rehabilitativen Phase und zeigten v. a. noch feinmotorische Störungen der Handfunktion. Mehrere Patienten wiesen sensorische Defizite auf. Es wurden nur Patienten mit unilateralen Läsionen des Großhirns untersucht. Ausgeschlossen von der Studie wurden Patienten, die Läsionen im Hirnstammbereich und/oder Kleinhirn aufwiesen.

Neben einfachen Objektmanipulationen wurden auch elementare Aspekte der Griffkraft, wie sie bei Mai und Hermsdörfer beschrieben wurden, untersucht (Mai et al. 1988; Hermsdörfer und Mai 1996). Von besonderem Interesse war dabei, ob zwischen elementaren Leistungen, wie maximale Griffkraft, schnelle, repetitive Kraftwechsel oder Kraftpräzision, und den Leistungen bei funktionellen Tätigkeiten, wie Halten und Bewegen eines Gegenstandes, Zusammenhänge erkennbar sind. Dabei ist zu beachten, dass Maximalkraft und schnelle Kraftwechsel nicht unbedingt Faktoren oder Voraussetzungen für ein geschicktes Handling eines eher leichten Gegenstandes sind, so dass Korrelationen nicht zwangsläufig zu erwarten sind. Andererseits sind gerade schnelle Kraftwechsel und Maximalkraft sensitive Parameter für motorische Defizite, die ihren Ausdruck v. a. im alltäglichen Gebrauch von Gegenständen finden, so dass sich eventuell doch Korrelationen zeigen könnten.

Bei den manipulativen Aufgaben wurde die Griffkraftkontrolle anhand zweier grundlegender Kriterien analysiert: Zum einen sollte die Anpassung der Griffkraft an die Lastkraft hinsichtlich des Kräftelevels, zum anderen hinsichtlich der zeitlichen Korrelation näher betrachtet werden. Insbesondere die

Auswirkung von Sensibilitätsdefiziten auf beide Kriterien ist eine zentrale Fragestellung der vorliegenden Studie. Zur objektiven Einschätzung der sensorischen Leistung wurde in einer weiteren Aufgabe die Reaktion auf eine unerwartete Störung einer konstanten Fingerposition gemessen. Die Probanden mussten dabei ein zylindrisches Manipulandum zwischen Daumen und Zeigefinger bis zu einer vorgegebenen Zielgröße komprimieren und konstant halten. Mittels Luftdruck wurde die Lastkraft des Zylinders plötzlich erhöht und die Finger ausgelenkt. Die Auslenkung der Finger bis zum Auftreten einer Gegenreaktion hatte sich als sensitiver Parameter sensorischer Defizite erwiesen (Hermsdörfer et al. 1992, 1994b).

Versuche mit Lokalanästhesie der greifenden Finger bei gesunden Probanden hatten eindrücklich gezeigt, dass ein Sensibilitätsverlust zu exzessiv erhöhten Griffkräften beim Halten und Bewegen eines Objektes führt. (Johansson und Westling 1984; Monzèe et al. 2003; Nowak et al. 2001; Augurelle et al. 2003). Es wäre demzufolge zu erwarten, dass die Patienten mit sensiblen Defiziten eine überhöhte Kraft auf das Objekt ausüben. Allerdings wurden bei Probanden mit moderaten peripheren afferenten Ausfällen, wie bei Karpaltunnelsyndrom und Polyneuropathie, teilweise normale Griffkräfte gemessen (Nowak et al. 2003c; Thonnard et al. 1999). Es könnte also auch sein, dass Patienten mit nur mäßigen Sensibilitätsstörungen normale Griffkräfte beim Manipulieren einsetzen, oder auch dass im chronischen Stadium nach Schlaganfall sensorische Defizite kompensiert werden können durch erhaltene afferente Signale, wie z. B. von Muskel- und Gelenkrezeptoren.

Hinsichtlich der zeitlichen Korrelation von Griff- und Lastkraft zeigte sich beim vertikalen Bewegen eines Objektes sowohl unter Lokalanästhesie als auch bei Vorliegen peripherer sensorischer Störungen die Griff-Lastkraftkopplung unbeeinträchtigt (Augurelle et al. 2003; Nowak et al. 2001, 2003b; Nowak und Hermsdörfer 2003). Diskrete Dissoziationen von Griff- und Lastkraft wurden jedoch beim Halten eines Objektes unter digitaler Anästhesie in der Anhebephase beschrieben (Johansson und Westling 1984; Monzèe et al. 2003). Es ist also zu vermuten, dass trotz Sensibilitätsdefiziten die Griffkraft mit der Lastkraft moduliert wird, eventuell aber diskrete Störungen in der Feinabstimmung beider Kräfte auftreten. Eine massiv gestörte Griff-Lastkraftkopplung wurde allerdings bei einer Patientin mit einer seit langem bestehenden, kompletten sensorischen Deafferenzierung beschrieben (Nowak et al. 2003b). Daher könnten auch Patienten mit einem gravierenden Sensibilitätsdefizit deutlichere Störungen in der zeitlichen Korrelation der Kräfte aufweisen.

Im Weiteren stellt sich natürlich auch die Frage, ob bei zerebralen Läsionen nach Schlaganfall eine antizipatorische Steuerung der Griffkraft bestehen bleibt. Es wird postuliert, dass für alle motorischen Programme, wie auch für die Griffkraft-Steuerung, interne Modelle im zentralen Nervensystem gespeichert sind und bei Bedarf abgerufen werden (s. Kap. 1). In mehreren Studien wurde das Kleinhirn als Sitz der internen Modelle vermutet (Miall et al. 1993; Wolpert et al. 1998; Blank et al. 2001), so dass bei dieser Patientengruppe mit zerebralen Läsionen ohne Einbeziehung des Kleinhirns die internen Modelle und damit die antizipatorische Griffkraft-Steuerung demzufolge erhalten sein müsste.

Untersuchungen bei Kindern unterschiedlichen Alters hatten gezeigt, dass das Prinzip der antizipatorischen Steuerung der Griffkraft bereits im Alter von vier Jahren ausgebildet ist, die Feinabstimmung von Griff- und Lastkraft aber noch während der weiteren Entwicklung präzisiert wird (Forssberg et al. 1991; Blank et al. 2001). Möglicherweise ist die antizipatorische Steuerung der Griffkraft eine Funktion des Kleinhirns, welches in der Entwicklung früher ausgereift ist, während die Feinabstimmung eine kortikale Funktion ist. Beeinträchtigungen in der Feinabstimmung von Griff- und Lastkraft könnten somit auch bei erworbenen kortikalen Schäden auftreten.

Während frühere Studien üblicherweise nur einen Aufgabentyp untersuchten, wurde in dieser Arbeit die Griffkraft bei verschiedenen Objektmanipulationen analysiert. Damit ließen sich, wie auch bei den elementaren Aufgaben, verschiedene Aspekte der Griffkraft-Steuerung betrachten und Defizite bei den Patienten spezifischer analysieren. Folgende manipulative Aufgaben wurden untersucht: Anheben und Halten eines Objektes, Transportieren des Objektes über eine kurze Strecke, diskrete vertikale Bewegungen mit zwischenzeitlichen Haltephasen und zyklische vertikale Bewegungen in mittlerer Geschwindigkeit. Während beim ruhigen Halten die Griffkraft unter statischen Bedingungen betrachtet wird, werden beim Bewegen eines Objektes aufgrund der dynamischen Komponente mit Auftreten von Trägheitskräften andere Aspekte der Griffkraft-Steuerung erfasst. Zu vermuten wäre, dass unter statischen Bedingungen, bei denen mehr Zeit für die Signalverarbeitung zur Verfügung steht, eine geringere „Sicherheitsmarge“ eingehalten wird als unter dynamischen Bedingungen. Eventuell wenden Patienten beim Bewegen des Objektes kompensatorisch, aus Angst, sie könnten es fallen lassen, mehr Kraft auf als Gesunde und führen die Bewegungen langsamer aus. Andererseits könnte man vermuten, dass Patienten mit Sensibilitätsstörungen unter dynamischen Bedingungen die Griffkraft besser an die Lastkraft anpassen können, als unter statischen, da bei Bewegung fortwährend propriozeptive Signale von Gelenken und Muskeln mit einfließen.

Da die Griffkraft auch von der Reibung zwischen Objekt und Hautoberfläche der greifenden Finger beeinflusst wird, wurde zu Beginn der Untersuchungsreihe die minimale Haltekraft bestimmt. Die Probanden wurden gebeten, die Griffkraft beim Halten des Objektes so lange zu vermindern, bis das Objekt aus der Hand zu rutschen drohte. Die Reibung hängt einerseits ab vom Oberflächenmaterial des Objektes, andererseits aber auch von der Beschaffenheit der Hautoberfläche. Ist z. B. die Schweißproduktion der Haut vermindert, verringert sich auch die Reibung zwischen den greifenden Fingern und dem Objekt.

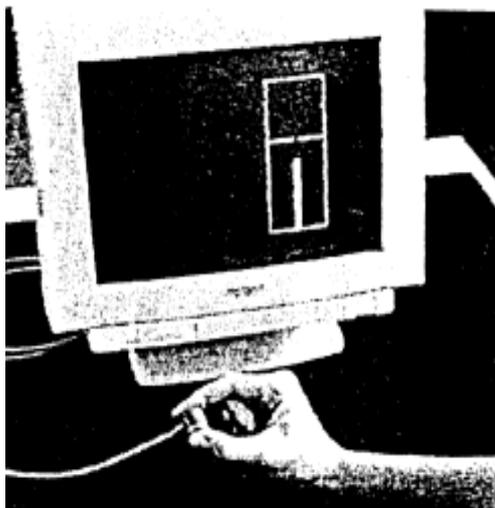
Als Objekt fungierte ein kabelloses, flach-zylindrisches, im Durchmesser 9,5 cm großes Manipulandum, welches mit Kraft- und Beschleunigungssensoren ausgestattet war und einen internen Datenspeicher besaß.

3. Methoden und Untersuchungs- kollektiv

3.1. Untersuchung elementarer Leistungen feinmotorischer Kraftkontrolle

3.1.1. Messsystem

Zur Erfassung elementarer Leistungen der feinmotorischen Griffkraftsteuerung wurde die von Hermsdörfer et al. (1994a) entwickelte Messapparatur „FCA“ verwendet. Diese besteht aus einem kleinen, zylindrisch geformten Kraftsensor, den die Probanden zwischen Daumen und Zeigefinger im Präzisionsgriff hielten. Die auf den kleinen Zylinder ausgeübte Griffkraft wird von dem eingebauten Miniatursensor erfasst, das Signal verstärkt, digitalisiert und einem Personal-Computer zugeführt. In Form eines visuellen Feedbacks kann das Kraftsignal als senkrechter Balken, dessen Länge die aktuelle Griffkraft widerspiegelt, auf dem Bildschirm dargestellt werden (s. Abbildung 3-1). Für die Untersuchung sollte der Proband im Abstand von ca. 50 bis 70 cm vor dem in Augenhöhe positionierten Bildschirm sitzen, die Hand in bequemer Stellung auf den Untersuchungstisch legen und das Manipulandum zwischen den distalen Phalangen von Daumen und Zeigefinger frei halten. (Näheres s. Hermsdörfer et al. 1994a).



*Abbildung 3-1: Meßsystem FCA
Der zylinderförmige Kraftsensor wird im Präzisionsgriff gehalten. Die aktuelle Griffkraft ist in Form eines dicken, senkrechten Balkens, die Zielkraft als dünne, waagrechte Linie auf dem Monitor dargestellt. Abbildung aus Hermsdörfer et al. (1998).*

3.1.2. Versuchsreihe und Durchführung

3.1.2.1. Halten einer konstanten Kraft mit und ohne visuelles Feedback

Die Versuchsperson sollte auf das Manipulandum eine Kraft von 5 N ausüben und diese über einen Zeitraum von 15 s möglichst konstant halten. Die Zielkraft wurde auf dem Bildschirm als dünne, waagrechte Linie, die aktuelle Griffkraft als dicker, senkrechter Balken dargestellt (s. Abbildung 3-1). Durch Justieren der Fingerkraft sollte die Höhe des Balkens auf die Zielmarkierung eingestellt werden. Während der ersten beiden Durchgänge stand dem Probanden ein visuelles Feedback seiner Griffkraft kontinuierlich zur Verfügung, bei Durchgang 3 und 4 wurde nach 5 s der Feedback-Balken ausgeblendet, und das Kraftniveau sollte für die restlichen 10 s ohne visuelle Kontrolle möglichst präzise auf 5 N gehalten werden.

3.1.2.2. „Tracking“ der Griffkraft

Die Probanden mussten, wie bei der vorhergehenden Aufgabe, mit Hilfe des visuellen Feedbacks ihre Griffkraft an eine Zielkraft anpassen, wobei sich jedoch diesmal die Ziellinie bewegte. Fünf Sekunden nach Beginn der Datenaufzeichnung begann die vorgegebene Kraft langsam mit einer Krafrate von 1 N/s von 2,5 auf 7,5 N anzusteigen und blieb danach für die restliche Aufnahmezeit von 5 s konstant auf diesem Niveau stehen. Der Proband wurde instruiert, durch entsprechende Griffkraftherhöhung bzw. -stabilisierung seinen Kraftbalken mit der trapezförmigen Bewegung mitzusteuern. Es wurden die Daten von drei Durchgängen à 15 s pro Hand gespeichert.

3.1.2.3. Maximale Griffkraft und maximale Kontraktionsgeschwindigkeit

In den ersten drei Durchgängen dieses Testblocks wurde der Proband aufgefordert, maximale Kraft auf das Manipulandum auszuüben, wobei besonders darauf geachtet wurde, dass der Kraftabnehmer frei gehalten und nur mit Daumen und Zeigefinger gedrückt wurde. Auf dem Monitor konnte die Testperson ihre produzierte Kraft in Form eines senkrechten Kraftbalkens verfolgen. Die Datenaufzeichnung pro Durchgang erstreckte sich über vier Sekunden. Mit dem Kraftsensor konnte maximal eine Kraft von 100 N registriert werden.

In den anschließenden drei Aufzeichnungen kam als zusätzliche Instruktion hinzu, so schnell wie möglich die maximale Kraft zu erreichen.

3.1.2.4. Schnelle Kraftwechsel

Die letzte Aufgabe dieses Untersuchungsteils bestand darin, mit maximaler Geschwindigkeit im Wechsel die Griffkraft zu erhöhen und wieder zu reduzieren. Als Richtwerte für die Kraftamplitude waren auf dem Bildschirm als untere Begrenzung 10 % und als obere 20 % der individuellen Maximalkraft, die als Mittelwert aus der vorhergehenden Aufgabe berechnet wurde, markiert. Die Kraftwechsel sollten die Begrenzungslinien knapp unter- bzw. überschreiten. Die Betonung der Instruktion lag aber auf der Geschwindigkeit, nicht auf der Präzision. Es sollte dadurch lediglich für alle Probanden vergleichbare Amplitudenverhältnisse geschaffen werden.

Auf beiden Seiten wurden drei Durchgänge mit mindestens 20 Kraftwechseln aufgezeichnet. Die maximale Aufzeichnungsdauer war begrenzt auf acht Sekunden.

Alle Aufgaben wurden in der aufgeführten Reihenfolge beidseitig geprüft, wobei bei den Patienten zuerst die nicht-betroffene, danach die betroffene Hand getestet wurde. In der Kontrollgruppe begannen 50 % der Probanden mit rechts, 50 % mit links.

Jede Aufgabe wurde vom Untersucher ausführlich erklärt und konnte zu Beginn in zwei bis drei beispielhaften Durchgängen geübt werden.

3.1.3. Datenanalyse

Mittels des Computerprogramms „FCA“ wurden die einzelnen Leistungen der Probanden graphisch und statistisch analysiert. Zur Glättung und Filterung der Originaldaten, sowie zur Berechnung der Krafrate, verwendet das Programm mathematische Verfahren der nonparametrischen Kernschätzung mit den Bandbreiten 30 ms (Kraft) und 50 ms (Krafrate). Eine erste Beurteilung der Leistungen ist anhand der Darstellung des Zeitverlaufs der ausgeübten Kraft möglich. Näheres s. Hermsdörfer et al. (1994a).

Für die einzelnen Teilexperimente wurden Kennwerte zur Quantifizierung der verschiedenen Leistungen berechnet. Diese sind in Tabelle 3.1 auf Seite 32 zusammengefasst.

3.1.3.1. Halten einer konstanten Kraft mit und ohne visuelles Feedback

Bei der Aufgabe *FH- Halten einer konstanten Kraft mit visuellem Feedback* wurden die ersten 5 s der Datenaufzeichnung von der Auswertung ausgeschlossen, so dass gesichert war, dass der Proband das vorgegebene Kraftniveau von 5 N bereits erreicht und sich darauf „eingespielt“ hatte. Von den verbleibenden 10 s der Datenaufzeichnung wurden anhand eines integrierten statistischen Programms, neben Mittelwert und Standardabweichung der Griffkraft, von Poulton (1981) vorgeschlagene Feh-

lermaße (absolute error - AE, constant error - CE, Standardabweichung des Fehlers - SDE, Root-mean-square error - RMS) für die Abweichung der Griffkraft von der Zielkraft berechnet. In die weitere Analyse ging die mittlere absolute Abweichung AE (N) ein. Diese beschreibt die mittlere Abweichung der tatsächlichen Leistung (Istwert) X vom Sollwert der Zielmarkierung T, unabhängig von der Richtung der Abweichung: $AE = \sum |X_i - T_i| / N$ (N = Zahl der Stützstellen der Zeitreihe).

Auch für die Aufgabe *FB- Halten einer konstanten Kraft ohne visuelles Feedback* wurde für den Zeitausschnitt von 5 bis 15 s der Datenaufnahme, also nach Abschalten des visuellen Feedbacks, die Abweichung AE berechnet.

3.1.3.2. „Tracking“ der Griffkraft

Zur Quantifizierung der dynamischen Präzision wurde bei der Aufgabe *FT- „Tracking“ der Griffkraft* für die Phase des Kraftanstiegs der Fehler AE bestimmt. Die ersten 500 ms nach Beginn des Kraftanstiegs wurden in der Auswertung nicht berücksichtigt, um eventuelle Reaktionsverzögerungen oder anfängliche Kraftsprünge nicht in die Analyse eingehen zu lassen

3.1.3.3. Maximale Griffkraft und maximale Kontraktionsgeschwindigkeit

Bei der Aufgabe *FMAX- Maximale Griffkraft* wurde bei den ersten drei Durchgängen anhand der graphischen Darstellung der Griffkraft die Maximalkraft ermittelt. War am Ende der 4 Sekunden langen Datenaufzeichnung noch eine stetige Kraftzunahme zu erkennen, d. h. das Maximum noch nicht erreicht, wurde dieser Durchgang nicht analysiert. Dies war jedoch nur sehr selten der Fall. Aufgrund der hohen Variabilität der Maximalkraft (F_{max}) und der Geschlechts- und Altersabhängigkeit war weniger der Absolutwert von F_{max} als vielmehr die relative Kraftminderung der betroffenen Hand ($F_{max\ diff} [\%]$) von Interesse. Diese beschreibt die Differenz der Maximalkraft beider Hände, bezogen auf die absolute Kraft der ipsiläsionalen Hand: $(F_{max\ ipsiläsional} - F_{max\ kontraläsional}) / F_{max\ ipsiläsional}$. Bei den Kontrollpersonen wurde dementsprechend die Differenz der Maximalkraft beider Hände auf die Kraft der dominanten Hand bezogen: $(F_{max\ dominant} - F_{max\ nicht-dominant}) / F_{max\ dominant}$.

Bei der Auswertung der Durchgänge 4 bis 6 wurde neben der Kraftkurve auch deren erste Ableitung, die Krafrate, herangezogen. Bestimmt wurden drei Zeitpunkte: (1.) die maximale Kraftanstiegsrate (F'_{max}) aus der Krafratenkurve, (2.) der Kraftpeak, der durch diese schnelle Kontraktion erreicht wurde ($F_{max\ lok}$). Dieser Kraftpeak ließ sich durch den ersten Nulldurchgang bzw. durch ein relatives Minimum der Krafrate nach zuvor erfolgter Kraftzunahme definieren. Bei vielen Probanden war nach einem steilen Kraftanstieg mit lokalem Kraftpeak noch ein zweiter, flacherer Anstieg der Griffkraft bis zum absoluten Maximum zu sehen, welches als 3. Punkt markiert wurde. Zur Quantifizierung der Pro-

bandenleistung wurde die maximale Krafrate (F'_{\max}) auf $F_{\max, \text{lok}}$ bezogen und als relative maximale Krafrate bezeichnet ($F'_{\max, \text{rel}} = F'_{\max} / F_{\max, \text{lok}}$ [1/s]). Damit sollten Unterschiede im Kraftniveau relativiert werden.

3.1.3.4. Schnelle Kraftwechsel

Für die Analyse der nächsten Aufgabe *FC- schnelle Kraftwechsel* wurde bei jeder Kraftkurve ein Datenausschnitt ausgewählt, der mindestens 15, wenn möglich 18-20 Kraftwechsel zeigte und die ersten 2-3 Zyklen der Messung ausschloss. Einige Patienten erreichten jedoch nur sehr geringe Frequenzen, so dass in diesen Fällen das Zeitfenster unter Ausschluss des ersten Kraftwechsels so groß wie möglich gesetzt wurde. Das Programm „FCA“ berechnete die entsprechenden Krafraten und führte eine Segmentierung der Kurven durch. Nach Prüfung und gegebenenfalls manueller Nachbesserung berechnete das Programm die mittlere Frequenz FREQU (Hz) der Kraftwechsel. Außerdem wurden über alle Segmente gemittelte Kraftmaxima bzw. -minima, sowie Krafratenmaxima und deren Standardabweichungen automatisch mit ausgegeben. Als Maß für die intraindividuelle Variabilität in der Ausführung wurde der Variationskoeffizient der Amplituden der Kraftänderungen (VKF [%]) berechnet; dabei wurden die Standardabweichungen der Kraftamplituden für positive und negative Kraftänderungen (sp und sn) bezogen auf die zugehörigen Mittelwerte:

$$100 * [(sn_sd / |sn_mw| + sp_sd / sp_mw) * 0,5].$$

Tabelle 3.1 auf Seite 32 zeigt eine Zusammenstellung aller Aufgaben, der erfassten Leistungsaspekte und der zugehörigen Kennwerte.

3.2. Untersuchung der Reaktion auf Störung einer konstanten Fingerposition

3.2.1. Messsystem

Das von Hermsdörfer et al. (1990/91) entwickelte Untersuchungsgerät (s. Abbildung 3-2) ist im Prinzip wie das FCA-System aufgebaut: Ein zylindrisches Manipulandum als Kraftaufnehmer, welches im Präzisionsgriff zwischen Daumen und Zeigefinger gehalten wird, ist mit einem Personal-Computer verbunden, der die Signale speichert und als visuelles Feedback darstellen kann. Im Unterschied zur FCA-Apparatur ist der Zylinder jedoch bis 20 mm komprimierbar und eignet sich so zur Messung anisometrischer Kontraktionen. Die Last im Inneren des Manipulandums wird durch Luftdruck erzeugt und kann über einen mit einem Druckregler verbundenen Druckschlauch flexibel reguliert wer-

den. Miniatursensoren im Inneren des Zylinders registrieren kontinuierlich die auf das Manipulandum ausgeübte Fingerkraft und den Fingerabstand. Details s. Hermsdörfer et al. (1990/91).

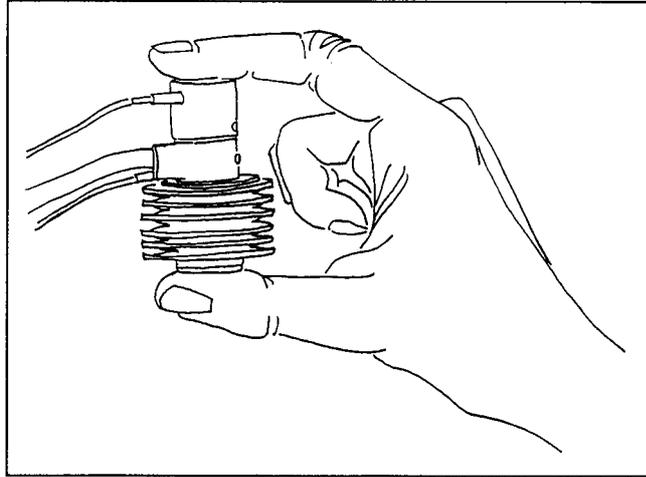


Abbildung 3-2: Komprimierbarer Zylinder zur Messung anisometrischer Griffkräfte; Abbildung aus Hermsdörfer et al. (1990/91).

3.2.2. Durchführung

Zu Beginn dieses Teilexperiments sollte die Versuchsperson zunächst den Zylinder so weit komprimieren, dass der Fingerabstand 65 mm betrug, und diese Fingerposition konstant halten. Dazu waren auf dem Monitor eine Zielmarkierung und die aktuelle Fingerposition dargestellt. Nach 5 s erfolgte automatisch die Abschaltung des visuellen Feedbacks und kurz darauf (1 bis 2 s) eine Lastkraftehöhung von 2,5 N auf 7,5 N innerhalb des Manipulandums, wodurch die Finger spontan ausgelenkt wurden. Dabei gab es zwei Störungsarten: eine schnelle Lastkraftehöhung mit 5 N/s Geschwindigkeit über 1 s Dauer und eine langsame mit 1 N/s über 5 s Dauer. Die Probanden erhielten die Instruktion, die ursprüngliche Fingerposition zu halten, d. h. sie mussten möglichst schnell der Lasterhöhung durch eine Erhöhung der Griffkraft entgegenwirken. Damit keine direkte visuelle Kontrolle der Fingerstellung möglich war, wurde die Sicht auf das gehaltene Manipulandum durch eine Abdeckung verhindert.

Es wurden pro Hand jeweils 10 Durchgänge aufgezeichnet, wobei drei mit schneller, drei mit langsamer und vier ohne Störung der Fingerposition abliefen. Die Abfolge der drei Varianten erfolgte in einer pseudorandomisierten Reihenfolge. Die vier eingestreuten störungsfreien Kontrolldurchgänge sollten eine prophylaktische Gegenreaktion in Erwartung einer Störung verhindern. Zu Beginn der

Untersuchung wurde ein Durchgang ohne Störung und die zwei verschiedenen Störungsarten demonstriert.

Die Patienten begannen wie bei den vorhergehenden Aufgaben mit der ipsiläsionalen Hand.

3.2.3. Datenanalyse

Als quantitativer Parameter dieser Aufgabe wurde die Auslenkung der Finger (dS), bis auf die Störung reagiert wurde, bestimmt. Dies erfolgte anhand der graphischen Darstellung von Fingerkraft und -position. Abbildung 3-3 zeigt einen vergrößerten Ausschnitt eines Durchgangs mit schneller Störung der Fingerposition. Dargestellt sind Fingerabstand (links oben), Kraftzunahme (rechts oben) und Geschwindigkeit der Fingerauslenkung (links unten).

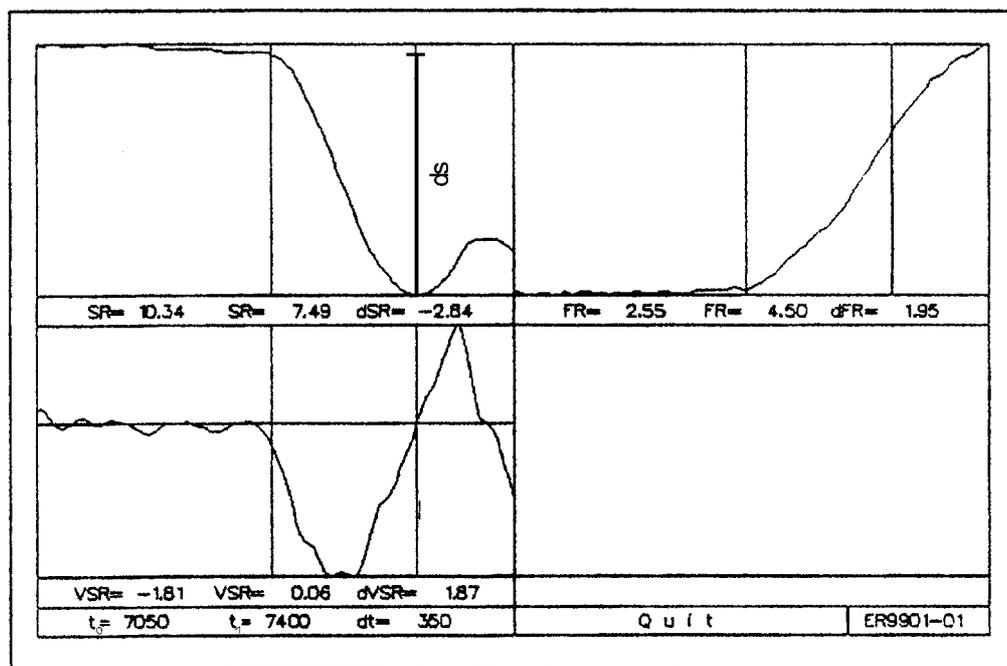


Abbildung 3-3: Unterteilte Graphik zur Auswertung der Aufgabe „Reaktion auf Störung einer konstanten Fingerposition“; modifiziert nach Hermsdörfer et al. (1990/91). Links oben: Fingerposition (SR), rechts oben: Griffkraft (FR), links unten: Geschwindigkeit der Positionsänderung (VSR).

Als Beginn der passiven Fingerauslenkung t_0 wurde der Zeitpunkt markiert, an dem der Verlauf der Fingerposition sein konstantes Niveau und die dazugehörige Geschwindigkeit das Nullniveau verließen (linke Markierung in Abbildung 3-3). Als aktive Reaktion galt der Beginn einer Gegensteuerung,

d. h. der Verlauf des Fingerabstandes bewegte sich in die Gegenrichtung, oder eine konstante Fingerposition wurde über eine Dauer von mindestens 100 ms gehalten. Dieser Zeitpunkt wurde als t_1 bezeichnet (rechte Markierung in Abbildung 3-3). In der Geschwindigkeitskurve konnte dabei ein Nulldurchgang registriert werden. Als Kennwert ging die Fingerauslenkung dS (mm) innerhalb der Zeitpunkte t_0 und t_1 in die weitere Auswertung ein. In dem Beispiel betrug sie 2,84 mm.

Da sich bei der langsamen Störung eine aktive Reaktion nicht immer eindeutig von zufälligen Positionsschwankungen abgrenzen ließ, stützte sich die statistische Betrachtung nur auf die Durchgänge mit schneller Störung (5N/s).

Tabelle 3.1: Standarduntersuchung elementarer Leistungen feinmotorischer Kraftkontrolle

Code	Aufgabenbeschreibung	Zielkraft	Dauer	Kennwert
FH	Halten einer konstanten Kraft	5N	2 * 15s	Abweichung AE (N)
FB	Konstanthalten ohne visuelles Feedback	5N	2 * 15s	Abweichung AE (N)
FT	Tracking einer Zielkraft (Halten/ +Rampe/ Halten)	2,5N – 7,5N (Rate 1N/s)	3 * 15s	Abweichung AE (N)
FMAX	maximale Griffkraft	Fmax	3 * 4s	Maximalkraft Fmax (N); rel. Kraftminderung F_{\max}^{diff} (ipsi-kontra/ipsiläsional)(%)
FI	maximale Kontraktionsgeschwindigkeit	0 – ca. Fmax	3 * 4s	max. relative Krafrate $F'_{\max\text{rel}}$ (1/s)
FC	schnelle Kraftwechsel	10 – 20% von Fmax	3 * 8s	Frequenz FREQU (Hz); Variationskoeffizient VKF(%)
PD	Reaktion auf Störung einer konstanten Fingerposition durch Lastkrafteerhöhung; 2 Störungsarten: schnell(5N/s) langsam(1N/s)	Fingerabstand 65 mm	10 * 9,10 oder 14s	Auslenkung der Finger dS (mm)

3.3. Kraftkontrolle bei Objektmanipulation

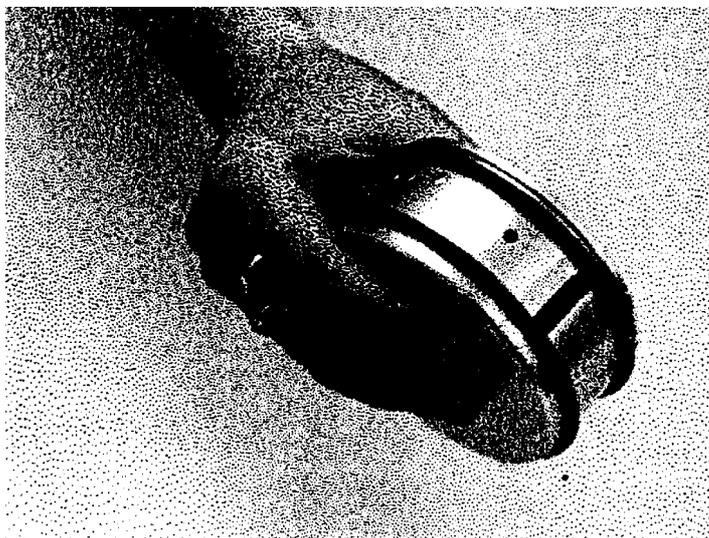
3.3.1. Messsystem

Zur Erfassung von Griffkräften beim freien Bewegen eines Gegenstandes im dreidimensionalen Raum wurde ein von Jens Philipp (1998) entwickeltes Instrument verwendet, welches als "Thunfischdose" bezeichnet wird (s. Abbildung 3-4). Das zylindrische, mit einem kleinen abnehmbaren Abstellfuß versehene Objekt hat einen Durchmesser von 95 mm und eine Höhe von 40 mm. Seine Masse beträgt 372 g. Die Oberfläche, insbesondere auch der Griffflächen, besteht aus Aluminium. Im Inneren des Gehäuses befinden sich elektronische Bausteine für Signalerfassung, -verarbeitung, Datenspeicherung

und Stromversorgung. Da die gesamte Messtechnik in das Gerät integriert ist, wird keine Kabelverbindung zu einem externen Computer benötigt, welche das freie Manipulieren des Objektes behindern würde. Über eingebaute Miniatorsensoren können die Griffkraft, die über die beiden Griffflächen auf das Objekt ausgeübt wird, sowie die linearen Beschleunigungen in den drei Raumachsen erfasst werden (vgl. Abbildung 3-5: Raumorientierung der Sensoren im Messsystem, Seite 34). Die Rohdaten werden verstärkt, gefiltert, und über einen A/D- Wandler mit einer Auflösung von 12 Bit und einer Abtastrate von 100 Hz in digitale Signale umgewandelt. Zur Aufzeichnung der Griffkraft stehen zwei Kanäle mit unterschiedlich großen Messbereichen von 0-100 N bzw. 0-25 N und entsprechend unterschiedlichen Empfindlichkeitsstufen in der Auflösung zur Verfügung. Der interne Datenspeicher besitzt eine Größe von 2 Mbyte, womit Daten bis zu etwa 20 Min. in maximal 250 einzelnen Dateien gespeichert werden können. Details s. Philipp (1998).

Vor jeder Versuchssitzung wurden Kraft- und Beschleunigungssensoren mit Hilfe einer speziellen Software kalibriert. Nach Abschluss der Versuchsreihe einer Versuchsperson wurden die im Objekt gespeicherten Daten an einen externen Computer übertragen und abgespeichert. Der interne Datenspeicher des Gerätes wurde für neue Messungen gelöscht.

Bei allen durchgeführten Untersuchungen wurde die "Thunfischdose", wie Abbildung 3-4 zeigt, zwischen Daumen und den anderen vier Fingern in Opposition mittig gehalten, so dass der Schwerpunkt des Objektes in der Mitte der Verbindungslinien zwischen den Angriffsflächen der Fingerkräfte lag und Drehmomente vernachlässigbar waren.



*Abbildung 3-4: "Die Thunfischdose" –
Meßsystem zur kabellosen Untersuchung
der Feinmotorik*

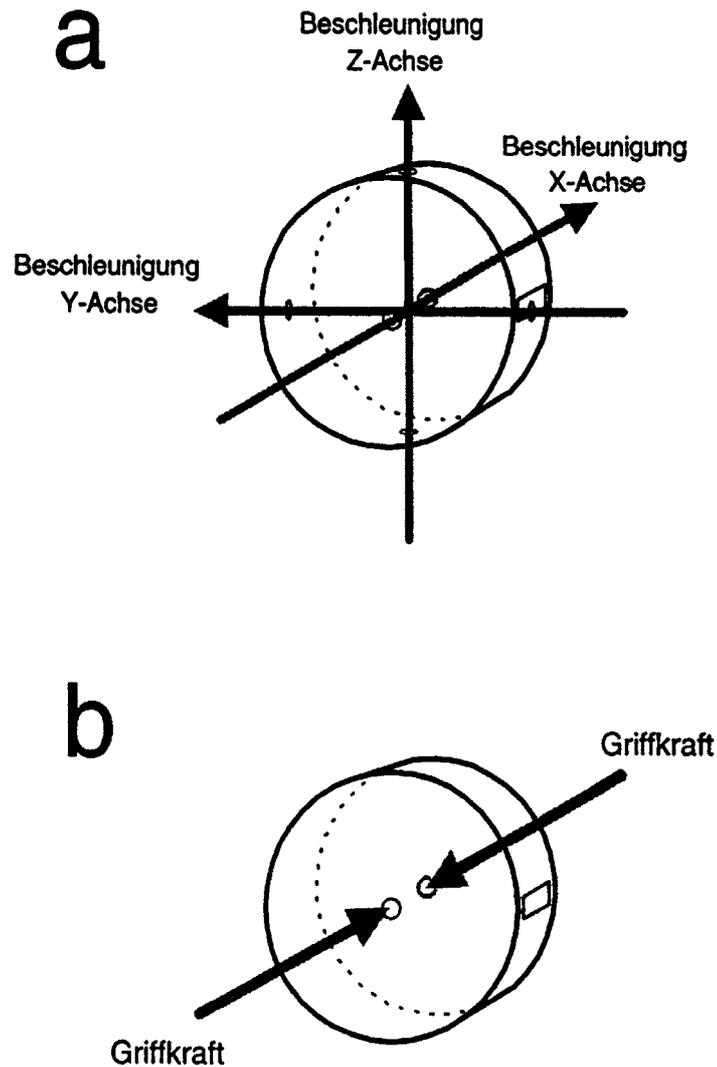


Abbildung 3-5: Raumorientierung der Sensoren im Messsystem; Abbildung aus Philipp (1999)

(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. Versuchsreihe und Durchführung

Die Versuchspersonen nahmen an einem Tisch in aufrechter Position Platz. Die „Thunfischdose“ war auf dem Tisch so positioniert, dass sie vom Probanden bequem mit der untersuchten Hand aufgenommen werden konnte. Der Untersucher saß dem Probanden direkt gegenüber und konnte per Knopfdruck am Objekt die Messung starten und stoppen. Zu Beginn der Versuchsreihe wurde dem Probanden die technische Ausführung des Messobjektes vereinfacht erklärt. Auch konnte er sich durch Grei-

fen und Bewegen mit dem Gerät vertraut machen. Um einen möglichst natürlichen Umgang mit der „Thunfischdose“ zu gewährleisten, wurden die Versuchspersonen darauf hingewiesen, dass das Gerät sehr robust sei und die integrierte Elektronik bei einem Herunterfallen oder bei anderen äußeren Einwirkungen keinen Schaden nehmen würde.

Die Aufgaben wurden in unten angegebener Reihenfolge durchgeführt, wobei bei den Patienten zunächst die ipsiläsionale und dann die kontraläsionale Seite untersucht wurde.

Bei den Kontrollpersonen begann die eine Hälfte mit rechts, die andere mit der linken Hand.

Vor Datenaufnahme wurde die jeweilige Aufgabe vom Untersucher demonstriert und vom Probanden mehrmals geübt.

3.3.2.1. Bestimmung der minimalen Haltekraft

Die minimale Griffkraft, die aufgebracht werden muss, um das Testobjekt zu halten, entspricht der Kraftschwelle, ab der das Objekt aus der Hand zu gleiten beginnt. Die Mindesthaltekraft hängt natürlich einerseits vom Gewicht des Objektes ab, andererseits aber auch von der Reibung zwischen Handoberfläche und Griffflächen, und kann damit individuell variieren.

Zur Bestimmung der Kraftschwelle sollten die Testpersonen die „Thunfischdose“ anheben, für eine Weile ruhig in der Luft halten und dann langsam die Griffkraft reduzieren, bis das Objekt aus der Hand glitt. Es wurden jeweils drei Durchgänge pro Seite aufgezeichnet.

3.3.2.2. Halten des Objektes

Der Proband sollte die „Thunfischdose“ auf eine Höhe von 8 cm über die Tischoberfläche anheben und für etwa 8 s ruhig in der Luft halten. Die Höhe war durch einen Pfeil markiert. Der Ellbogen sollte dabei nicht auf den Tisch aufgestützt werden. Es wurden zwei Versuchsblöcke à drei Durchgänge pro Hand durchgeführt. Der erste Versuchsblock wurde vor der Aufgabe *Transportieren des Objektes*, der zweite danach aufgezeichnet.

3.3.2.3. Transportieren des Objektes

Die nächste Aufgabe bestand darin, das Messobjekt über eine Strecke von 30 cm zu transportieren. Die „Thunfischdose“ war mittig, in 75° zur Waagrechten gerichtet, auf einem runden 4,7 cm hohen Podest positioniert. Sie konnte bequem mit dem untersuchten Arm erreicht werden. 30 cm weiter proximal zum Körper des Probanden ruhte die Hand auf einem gleich hohen, runden Podest. Beide Abstellvorrichtungen waren in der Schultersagittalen angeordnet. Auf Kommando sollte das Messobjekt ergriffen, zum proximalen Podest transportiert und dort abgestellt werden (s. Abbildung 3-6). Dabei wurden die Probanden instruiert, die Aufgabe möglichst alltagsgetreu auszuführen (“wie wenn Sie z. B. ein Buch ergreifen würden”). Beidseitig wurden acht Durchgänge aufgezeichnet.



Abbildung 3-6: Ergreifen und Transportieren der „Thunfischdose“. Die Abbildung zeigt das Ergreifen des Objektes, welches dann zum proximalen Podest transportiert wird.

3.3.2.4. Diskrete vertikale Bewegungen des Objektes

Der Proband wurde instruiert, vom Tisch wegzurücken und in gerader Sitzposition die „Thunfischdose“ vor dem Oberkörper mit parallel zum Körper ausgerichteten Griffflächen auf und ab zu bewegen. Die Haltung des Objektes während der Bewegung ist in Abbildung 3-7 demonstriert. Die Bewegungen sollten mit einer Amplitude von 30 - 40 cm ausgeführt werden, und zwischen den einzelnen Auf- und Abwärtsbewegungen lagen Pausen von 1,5 bis 2 s, in denen das Objekt ruhig vor dem Oberkörper gehalten werden sollte. Der Untersucher gab jeweils die Kommandos für „Auf“ und „Ab“. Auf beiden Seiten wurden zwei Durchgänge à fünf Zyklen aufgezeichnet.



Abbildung 3-7: Bewegen der „Thunfischdose“ in vertikaler Richtung. Das Objekt wird parallel zum Körper auf und ab bewegt. Das Photo zeigt die Haltung des Objektes am unteren Wendepunkt.

3.3.2.5. Zyklisches vertikales Bewegen des Objektes

Auch bei dieser Aufgabe wurden die Versuchspersonen instruiert, das Objekt vor dem Oberkörper in vertikaler Richtung zu bewegen (vgl. Abbildung 3-7). Der Unterschied zur vorhergehenden Aufgabe bestand lediglich darin, dass die Auf- und Abwärtsbewegung flüssig mit einer Frequenz von etwa 1,5 Hz und ohne Pausen an den Umkehrpunkten durchgeführt werden sollte. Für beide Hände wurden drei Durchgänge à 10 Zyklen aufgezeichnet. Wurde die Bewegung im Verlauf zu langsam oder zu schnell ausgeführt, griff der Untersucher reglementierend ein.

3.3.3. Datenanalyse

Die Auswertung der Aufgaben erfolgte über das Computer-Programm „GF“ anhand der Darstellung der Griffkraft und Beschleunigungssignale über die Zeit.

3.3.3.1. Bestimmung der minimalen Haltekraft

Bei der Bestimmung der *minimalen Haltekraft* wurde die Griffkraft, bei der das Testobjekt begann, aus der Hand zu gleiten, als Mindesthaltekraft F_{Gslip} definiert. Der Beginn des Rutschens war als abrupte Abnahme in den tangential zu den Griffflächen wirkenden Beschleunigungen in Y- und Z-Richtung gekennzeichnet. Je nach Ausrichtung der „Thunfischdose“ trat eine größere Signaländerung in Y- oder in Z-Richtung auf. In Abbildung 3-8 sind Griffkraft und Beschleunigungssignal eines Versuches dargestellt. Allerdings war der Beginn des Gleitens nicht immer so eindeutig wie in diesem Beispiel aus den Kurven bestimmbar, so dass bei vielen Probanden nur zwei, bisweilen sogar nur ein

Durchgang pro Seite analysiert werden konnte. Auch Durchgänge, bei denen das Objekt durch Handöffnung fallengelassen wurde und nicht durch langsame Reduktion der Fingerkraft aus der Hand glitt, wurden von der weiteren Analyse ausgeschlossen. Dies war auch nach wiederholtem Üben bei einer Kontrollperson beidseitig und bei vier Patienten auf der betroffenen, bei einem davon auch auf der ipsiläsionalen Seite, in allen Durchgängen der Fall.

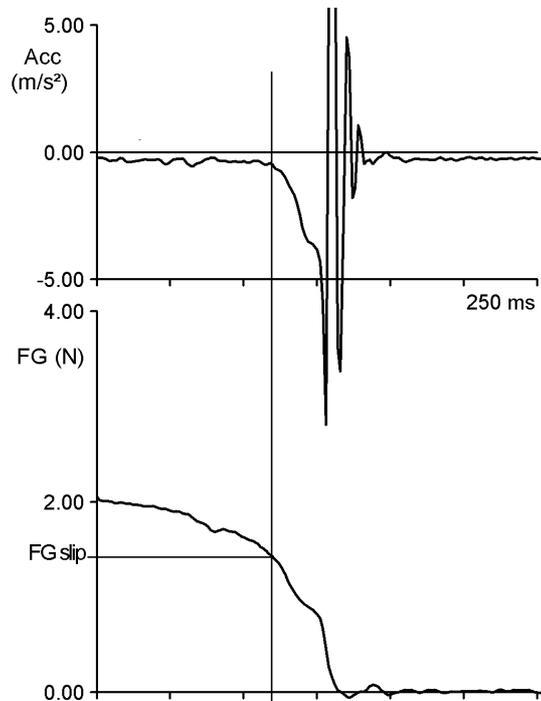


Abbildung 3-8: Bestimmung der minimalen Haltekraft F_{Gslip} bei einem gesunden Probanden. Am Beschleunigungssignal Acc ist der Beginn des Rutschens des Objektes zu sehen. Die dazugehörige Griffkraft entspricht der Mindesthaltekraft F_{Gslip} . Die Spikes des Beschleunigungssignals Acc kennzeichnen das Auftreffen der „Thunfischdose“ auf der Unterlage.

3.3.3.2. Halten des Objektes

Abbildung 3-9 zeigt den typischen Kurvenverlauf beim Heben und Halten des Objektes. Zunächst wurde die Griffkraft zügig erhöht, bis bei Übersteigen der Gewichtskraft das Objekt von der Unterlage abhob. Das Anheben und Abbremsen des Objektes beim Erreichen der vorgegebenen Höhe ist in der vertikalen Beschleunigung (AccZ) deutlich zu sehen. Dann wurde das Objekt für mehrere Sekunden ruhig in der Luft gehalten, es zeigten sich nur minimale Schwankungen der Beschleunigung. Die Griffkraft blieb nahezu konstant bei etwa 7 N. Das Absetzen des Objektes war zunächst durch eine

Änderung im Beschleunigungssignal und dann durch die Kraftabnahme beim Loslassen des Objektes gekennzeichnet.

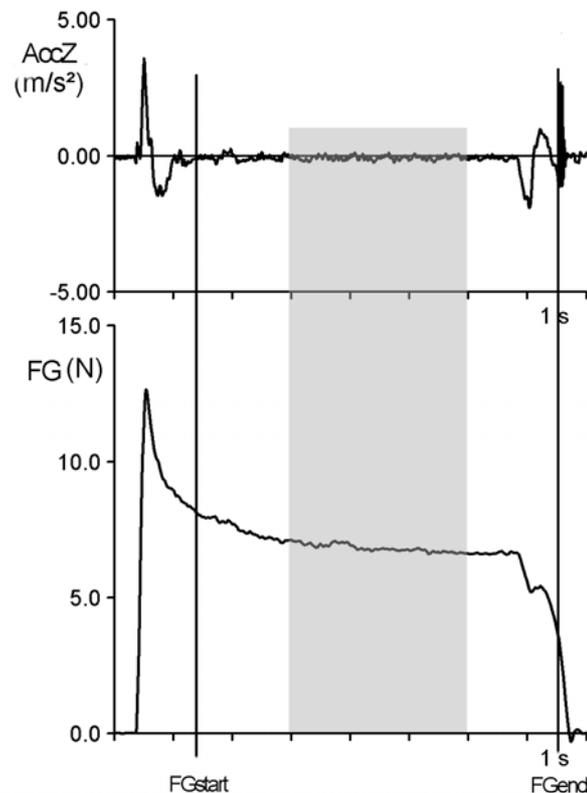


Abbildung 3-9: Halten des Objektes- Kurvenverläufe der vertikalen Beschleunigung $AccZ$ und der Griffkraft F_G am Beispiel eines gesunden Probanden (m , 64 J., linke Hand). Innerhalb des markierten Bereiches wurde die mittlere Griffkraft F_{Ghold} und die Standardabweichung der vertikalen Beschleunigung $AccZ_{SD}$ bestimmt. F_{Gstart} = Griffkraft zu Beginn der statischen Phase, F_{Gend} = Griffkraft vor dem Absetzen des Objektes.

Bei der Auswertung der Aufgabe wurde eine Markierung 2 s nach dem Anheben und Stabilisieren des Objektes in der konstanten Halteposition (vertikale Beschleunigung $AccZ$ nahezu konstant) gesetzt und über einen Zeitabschnitt von 3 s die mittlere Griffkraft (F_{Ghold}) und die Standardabweichung der vertikalen Beschleunigung ($AccZ_{SD}$) berechnet (markierter Bereich in Abbildung 3-9). Letztere stellt ein Maß für die Stabilität der Armposition im Raum dar. Für die gemittelte Griffkraft F_{Ghold} wurden außerdem Standardabweichung und Variationskoeffizient als Maß für die Stabilität der Griffkraft während des Haltens berechnet. Sowohl in der Patienten- als auch in der Kontrollgruppe kam es bei einzelnen Durchgängen vor, dass die „Thunfischdose“ nicht lange genug ruhig in der Luft gehalten wurde, sei es dass sie zwischendurch kurz bewegt wurde oder dass sie vorzeitig abgestellt wurde. Dann wurde das Zeitfenster entsprechend kleiner gewählt (2 bis 2,5 s). Die Mittelung der Griffkraft musste jedoch mindestens über ein Intervall von 2 s möglich sein, andernfalls wurde der Durchgang von der Auswertung ausgeschlossen.

In einer weiteren Speicherung wurde die Griffkraft am Beginn der statischen Phase, also direkt nach Positionierung des „Thunfischs“ und unmittelbar vor Absetzen des „Thunfischs“ als F_{Gstart} bzw. F_{Gend} gespeichert (vertikale Linien in Abbildung 3-9). Das Absetzen war durch „Spikes“ in den Beschleunigungssignalen definiert. Aus beiden Kräften wurde die Differenz als Maß der Kraftänderung während des Haltens ($dF = F_{Gend} - F_{Gstart}$ [N]) berechnet.

3.3.3.3. Transportieren des Objektes

Bei der Auswertung der Aufgabe *Transportieren des Objektes* war neben der Griffkraft auch die zeitliche Struktur des Transportvorgangs von Bedeutung.

Abbildung 3-10 zeigt einen Transportvorgang einer Kontrollperson (weiblich, 41 J., linke Hand). Dargestellt sind die Beschleunigungssignale in vertikaler (AccZ) und sagittaler Richtung (AccY) und die Griffkraft (F_G).

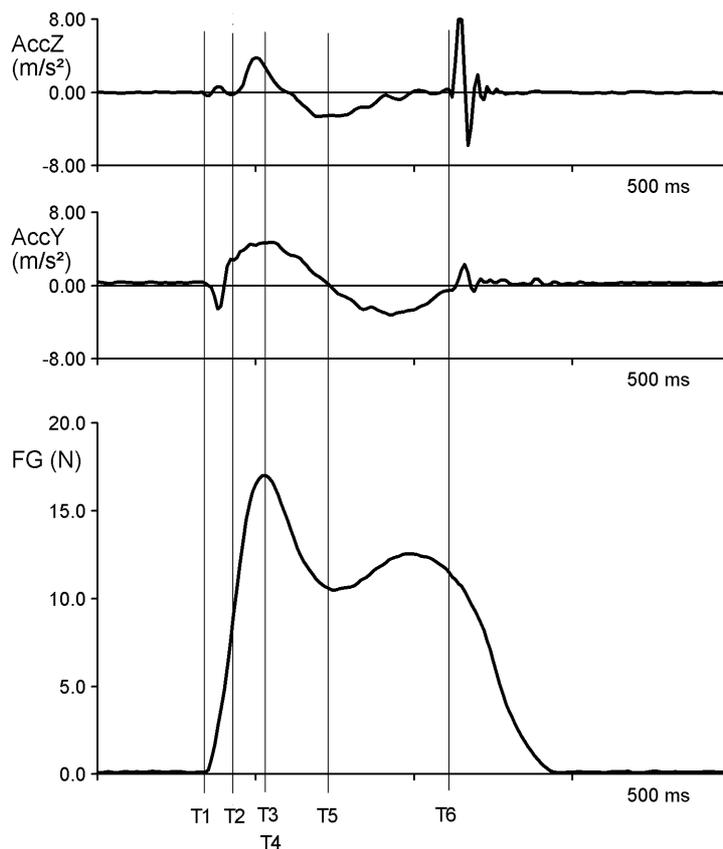


Abbildung 3-10: Transportieren des Objektes; dargestellt sind vertikale Beschleunigung (AccZ), sagittale Beschleunigung (AccY) und Griffkraft (F_G) am Beispiel einer Kontrollperson (w, 41J., linke Hand). T1-T6: Zeitpunkte, die in die Analyse eingehen (vgl. Text).

Zu Beginn wurde die Griffkraft zügig erhöht, bis die „Thunfischdose“ von der Unterlage abhob. Dies entspricht nach Johansson und Westling (1984), die den Hebevorgang in sieben Phasen gliederten, der „preload“ und „loading Phase“ (in Abbildung 3-10: T1-T2, vgl. Abbildung 1-1, Seite 9). Das Abheben (T2) ist durch einen Anstieg in der vertikalen Beschleunigung (AccZ) gekennzeichnet. Gleichzeitig wurde die „Thunfischdose“ aber auch horizontal in Richtung Zielpunkt bewegt (s. sagittale Beschleunigung AccY). Bevor das Objekt tatsächlich hochgehoben wurde, wurde es scheinbar bei der ersten Berührung leicht auf der Unterlage bewegt bzw. gekippt, wie Signaländerungen in beiden Beschleunigungssignalen anzeigen. Bald nach dem Abheben erreichte die Griffkraft zunächst einen Kraftpeak (T3) und dann zwischen Beschleunigungs- und Abbremsphase der Bewegung ein lokales Kraftminimum (T5). Kurz vor dem Absetzen des Gegenstandes ist ein zweiter Kraftpeak zu erkennen. Das Absetzen (T6) ist durch „Spikes“ in den Beschleunigungssignalen gekennzeichnet. Danach wurde die Griffkraft langsam reduziert, bis die Probandin den Griff löste (*unloading phase*).

Folgende Zeitpunkte mit zugehöriger Griffkraft und Beschleunigungen wurden anhand der Verlaufskurven eines Durchgangs bestimmt (vgl. Abbildung 3-10):

T1: erste sichtbare Signaländerung in der Griffkraft;

T2: Abheben des Objektes (Anstieg in der vertikalen Beschleunigung AccZ);

T3: erster Peak in der Griffkraft nach dem Abheben;

T4: absolutes Griffkraft-Maximum (fällt in diesem Beispiel mit T3 zusammen)

T5: Zeitpunkt, an dem die sagittale Beschleunigung AccY den Wert 0 erreicht zwischen Beschleunigungs- und Abbremsphase

T6: Absetzen des Objektes (Spikes in den Beschleunigungssignalen).

In die weitere quantitative Analyse gingen daraus nachstehende Parameter ein:

Kraftparameter: F_{Gmax} : maximale Griffkraft (T4);

F_{GAccY0} : Griffkraft, wenn die sagittale Beschleunigung AccY = 0 (T5);

Zeitparameter: $t_{F_{Gpeak}}$: Zeit des Kraftanstiegs von der ersten Signaländerung bis zum ersten Peak der Griffkraft (T1 bis T3);

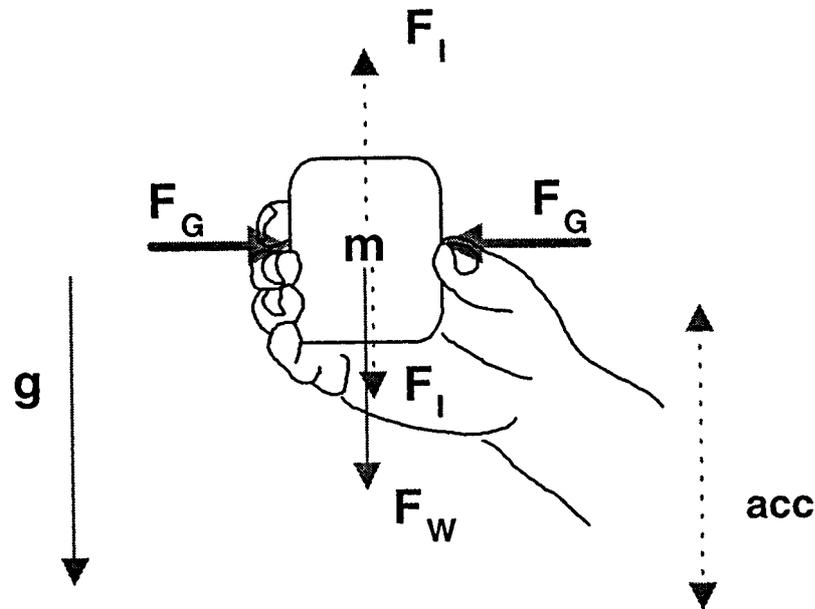
t_{ges} : Gesamtzeit des Transportvorgangs - erster Kontakt bis Absetzen des Objektes (T1 bis T6).

Ein weiterer Parameter, der in die statistische Analyse einging, war die relative Kraftanstiegszeit, d. h. die Zeit bis zum ersten Peak in der Griffkraft, bezogen auf die Gesamtzeit des Transports ($t_{F_{Gpeak}}/t_{ges}$).

Bei allen Probanden wurde über die acht Durchgänge einer Hand in den beschriebenen Leistungsaspekten gemittelt. Für die Mittelwerte der Parameter F_{Gmax} und $t_{F_{Gpeak}}$ wurden Standardabweichung und Variationskoeffizient bestimmt.

3.3.3.4. Diskrete vertikale Bewegungen des Objektes

Zum Verständnis der folgenden Aufgaben mit vertikaler Armbewegung soll folgendes Schema die beim Bewegen eines Objektes auftretenden bzw. einwirkenden Kräfte kurz verdeutlichen:



m Masse des Objekts
 g Erdbeschleunigung
 acc Beschleunigung

F_W	Gewichtskraft	$F_W = m \cdot g$
F_I	Inertialkraft (Trägheitskraft)	$F_I = m \cdot acc$
F_G	Griffkraft	
F_L	Lastkraft	
	für stationäres Halten:	$F_L = F_W$
	für vertikale Bewegungen:	$F_L = F_W + F_I$

Abbildung 3-11: Schematische Darstellung wichtiger physikalischer Größen beim Bewegen eines Objektes in vertikaler Richtung

Da der in das Testobjekt integrierte vertikale Beschleunigungssensor ein kombiniertes Signal aus kinematischer vertikaler Beschleunigung und Erdbeschleunigung misst, errechnete sich die kinematische Beschleunigung in vertikaler Richtung (AccZ) folglich durch Subtraktion der Erdbeschleunigung g ($9,8066 \text{ m/s}^2$) vom gemessenen Beschleunigungssignal. Positive vertikale Beschleunigungen waren nach oben gerichtet (vgl. Abbildung 3-5, Seite 34).

Beim ruhigen Halten eines Objektes entspricht die Lastkraft der Gewichtskraft, die sich aus dem Produkt der Masse des Objektes und dem Gravitationsfaktor g berechnet. Die in dieser Studie verwendete „Thunfischdose“ hatte ein Gewicht von 3,65 N.

Beim Bewegen eines Gegenstandes setzt sich die Lastkraft F_L zusammen aus Gewichtskraft (F_W) und Trägheitskraft (F_i), die der Bewegung entgegenwirkt und sich aus der Masse des Objektes und der kinematischen Beschleunigung errechnet. Während bei einer „idealen“ Auf- und Abwärtsbewegung nur eine kinematische Beschleunigung in vertikaler Richtung gemessen werden könnte, treten im Normalfall auch minimale Beschleunigungen in Richtung der anderen Raumachsen auf. In die Berechnung der Lastkraft ging daher auch die Beschleunigung in Y-Richtung ein, die wie $AccZ$ tangential zu den Griffflächen des Objektes wirkt. Die Beschleunigung in X-Richtung blieb bei der Berechnung der Last unberücksichtigt, da sie senkrecht zu den Griffflächen gerichtet ist.

Demzufolge errechnet sich die Gesamtlast (F_L) des „Thunfischs“ bei vertikalen Bewegungen wie folgt: $F_L = m \cdot \sqrt{((AccZ + g)^2 + AccY^2)}$.

Abbildung 3-12 zeigt zwei diskrete vertikale Bewegungen des Objektes bei einem gesunden Probanden (m, 35 J., rechte Hand). Dargestellt sind die vertikale Beschleunigung ($AccZ$), die Lastkraft (F_L) und die Griffkraft (F_G) einer Auf- und einer Abwärtsbewegung.

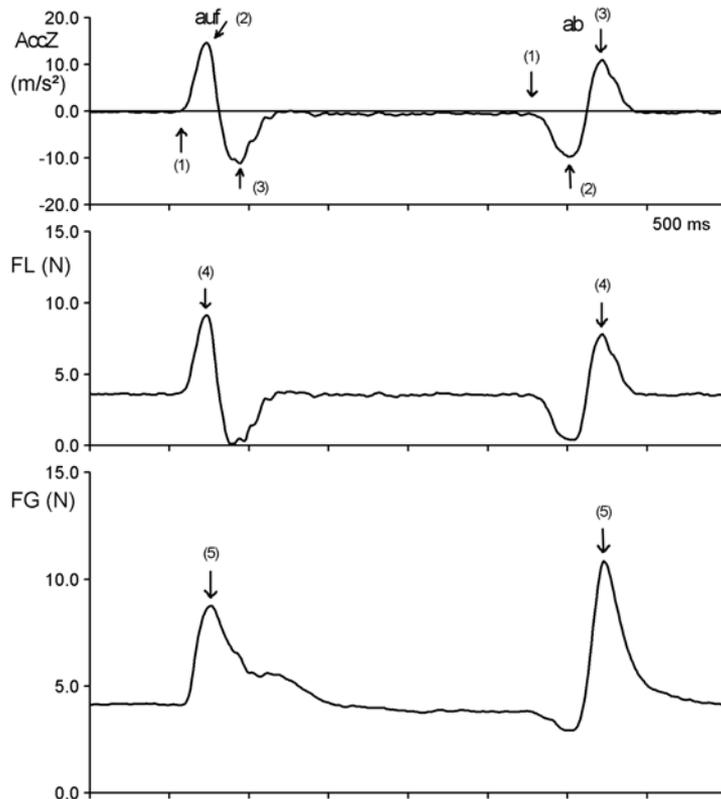


Abbildung 3-12: Diskrete vertikale Bewegungen. Eine Auf- und Abwärtsbewegung einer gesunden Kontrollperson (m, 35 J., rechte Hand); dazwischen wurde das Objekt am oberen Wendepunkt ruhig in der Luft gehalten. Dargestellt sind vertikale Beschleunigung (AccZ), Lastkraft (F_L) und Griffkraft (F_G). Folgende Zeitpunkte wurden aus der Graphik bestimmt: (1) Bewegungsstart, (2) 1. Peak in AccZ = Beschleunigungsphase, (3) 2. Peak in AccZ = Abbremsphase, (4) maximale Lastkraft, (5) maximale Griffkraft.

Bei einer Bewegung wird das Objekt zunächst in Richtung des Ziels beschleunigt und dann am Zielpunkt abgebremst. Eine nach oben gerichtete Beschleunigung ist als positive Änderung in AccZ, eine nach unten gerichtete Beschleunigung als negativer Ausschlag zu sehen. In Aufwärtsbewegungen erreicht die vertikale Beschleunigung also zunächst während der Beschleunigungsphase einen positiven Peak und dann einen negativen beim Abbremsen des Objektes. Bei Abwärtsbewegungen zeigt sich ein spiegelbildliches Muster: Das Objekt wird zunächst nach unten beschleunigt (negativer Peak in AccZ) und dann am unterer Zielpunkt abgebremst (positiver Peak in AccZ). Zwischen den einzelnen Bewegungen wurde eine Pause von etwa 1,5 s Dauer eingehalten, in der die „Thunfischdose“ ruhig in der Luft gehalten wurde. Entsprechend zur vertikalen Beschleunigung verhält sich die am Objekt wirkende Lastkraft: Sie erreicht ihr Maximum zu Beginn einer Aufwärtsbewegung, wenn das Objekt gegen die Schwerkraft nach oben mobilisiert wird, und wird minimal, wenn das Objekt am oberen Wendepunkt abgebremst wird. Bei Bewegungen nach unten zeigt sie zunächst ein Minimum, gefolgt von einem Maximum, wenn das Objekt gegen die Schwerkraft am unteren Zielpunkt abgebremst wird. So wie bereits Flanagan und Wing (1993) eine enge Kopplung der Griffkraft an die Last-

kraft während vertikaler und horizontaler Bewegungen eines Objektes beschrieben hatten, ist auch in diesem Beispiel die synchrone Modulation der Griffkraft mit der Lastkraft gegeben: In Aufwärtsbewegungen stieg die Griffkraft während des Beschleunigens zunächst an, erreichte etwa zur selben Zeit wie die Lastkraft ihr Maximum und nahm mit dieser wieder ab bis zu ihrem basalen Halteniveau; in Abwärtsbewegungen zeigte die Griffkraft zeitgleich zur Lastkraft zunächst ein Minimum, dann ein Maximum.

Bei der Datenanalyse wurden folgende Zeitpunkte aus Griffkraft-, Lastkraft- und Beschleunigungssignalen bestimmt und gespeichert (vgl. Abbildung 3-12):

- 1) Griffkraft zum Zeitpunkt des Bewegungsstarts, definiert als Zu- bzw. Abnahme der vertikalen Beschleunigung: F_{Gstart} ;
- 2) 1.Peak in der vertikalen Beschleunigung = MaxAcc in Aufwärtsbewegungen und MinAcc in Abwärtsbewegungen (entspricht Beschleunigungsphase);
- 3) 2.Peak in der vertikalen Beschleunigung = MinAcc in Aufwärtsbewegungen und MaxAcc in Abwärtsbewegungen (entspricht Abbremsphase);
- 4) Maximale Last (F_{Lmax}) und zugehörige Griffkraft;
- 5) Maximale Griffkraft (F_{Gmax})

In dieser Art und Weise wurden jeweils drei bis vier Auf- und Abwärtsbewegungen pro Durchgang ausgewertet. Die erste und die letzte Bewegung eines Durchgangs wurden nicht in die Analyse genommen. Des Weiteren gingen Bewegungen, die zu langsam ausgeführt wurden, nicht in die statistische Analyse ein. Als Schwellenwert wurde eine Beschleunigungsamplitude ($|MaxAcc| + |MinAcc|$) von mindestens $0,5 \cdot g$ festgesetzt.

Aus den ermittelten Werten konnten folgende Größen berechnet werden:

- 1) Krafratio F_G/F_{Lmax} : Verhältnis von Griffkraft zur Lastkraft zum Zeitpunkt der maximalen Last (4),
- 2) Kraftamplitudenverhältnis dF_{Gmax}/dF_{Lmax} ($dF_{Gmax} = F_{Gmax} - F_{Gstart}$,
 $dF_{Lmax} = F_{Lmax} - F_{WObjekt}$)
- 3) Zeitlicher Abstand von Griff- und Lastkraftmaximum: $dT = TF_{Gmax} - TF_{Lmax}$ (Ein positiver Wert bedeutet, dass das Griffkraft-Maximum zeitlich nach dem Lastkraft-Maximum auftritt).

Für alle Versuchspersonen wurden getrennt für Auf- und Abwärtsbewegungen Mittelwerte der aufgeführten Leistungsparameter berechnet. Für die Krafratio F_G/F_{Lmax} wurde der Variationskoeffizient, für den Zeitparameter dT die Standardabweichung des Mittelwertes bestimmt.

3.3.3.5. Zyklisches vertikales Bewegung des Objektes

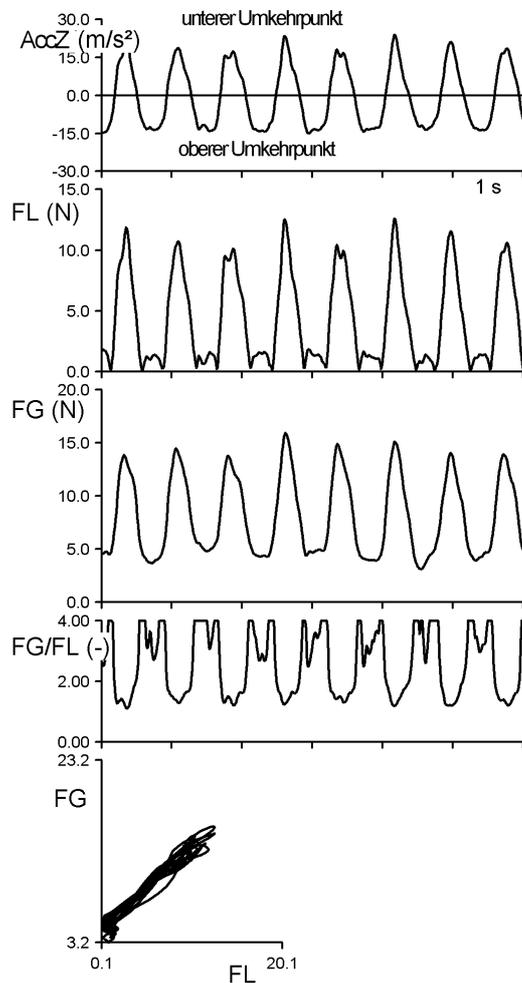


Abbildung 3-13: Zyklisches vertikales Bewegung des Objektes am Beispiel einer gesunden Kontrollperson (w, 59 J., rechte Hand). Dargestellt sind vertikale Beschleunigung ($AccZ$), Lastkraft (F_L), Griffkraft (F_G) und Kraftverhältnis (F_G/F_L). In der untersten Darstellung ist die Griffkraft gegen die Lastkraft aufgetragen.

Bei zyklischen vertikalen Bewegungen gehen Abbrems- und Beschleunigungsphasen an den Wendepunkten ineinander über. Am unteren Umkehrpunkt, an dem das Objekt aus der Abwärtsbewegung abgebremst und nach oben beschleunigt wird, erreicht die vertikale Beschleunigung ein Maximum, am oberen Umkehrpunkt, an dem das Objekt aus der Aufwärtsbewegung abgebremst und nach unten beschleunigt wird, ein Minimum (vgl. Abbildung 3-13, 1. Kurve)

Dementsprechend ist die Lastkraft am unteren Wendepunkt hoch und am oberen niedrig, da sich Gewichtskraft und Trägheitskraft am unteren Umkehrpunkt addieren, während sie am oberen Umkehrpunkt entgegengesetzt gerichtet sind und sich subtrahieren. Übersteigt die Trägheitskraft bei entsprechend hoher Beschleunigung die Gewichtskraft am oberen Umkehrpunkt, steigt die Last kurzzeitig in die Gegenrichtung an, und es zeigen sich kleine Peaks im Verlauf der Gesamtlast (s. Kurve 2 in Abbildung 3-13).

Wie Abbildung 3-13 zeigt, verhält sich die Griffkraft genau synchron zur Lastkraft: Sie erreicht zusammen mit der Lastkraft am unteren Wendepunkt ihr Maximum und am oberen Wendepunkt ihr Minimum. Die kleinen positiven Peaks der Lastkraft an den oberen Wendepunkten werden in diesem Beispiel von der Griffkraft nicht antizipiert.

Die 4. Kurve der Abbildung 3-13 zeigt das Verhältnis von Griff- zu Lastkraft, die Krafratio F_G/F_L . Diese wird minimal, wenn die Lastkraft ein Maximum erreicht, und geht ins Unendliche, wenn die Lastkraft Null wird. Dies ist der Fall, wenn sich Gewichtskraft und Trägheitskraft am oberen Umkehrpunkt genau aufheben.

Trägt man die Griffkraft gegen die Lastkraft auf (vgl. untere Darstellung in Abbildung 3-13), wird die exakte Abstimmung der beiden Kräfte besonders deutlich.

Die Auswertung der Aufgabe erfolgte anhand oben beschriebener graphischer Darstellung. Des Weiteren wurden die Beschleunigungssignale in X- und Y-Richtung dargestellt. Diese dienten zur Überprüfung, ob die Bewegung vornehmlich in vertikaler Richtung ausgerichtet war. Mit Hilfe von Algorithmen wurden per Computer bei jedem Durchgang Minima und Maxima der vertikalen Beschleunigung, der Lastkraft und der Griffkraft bestimmt und markiert. Außerdem wurden alle Minima der Krafratio aufgesucht. Nach Kontrolle der gefundenen Extrema wurde am Bildschirm manuell ein Zeitabschnitt festgelegt, der in die weitere Analyse einging. Dieser sollte um die acht Beschleunigungsmaxima und möglichst eine flüssige, regelmäßige Bewegung beinhalten. Es wurden jeweils Mittelwert und Standardabweichung für die Maxima und Minima von vertikaler Beschleunigung, Lastkraft und Griffkraft und für die Minima der Krafratio berechnet. Folgende Parameter gingen daraus in die statistische Analyse ein: vertikale Beschleunigung am oberen Umkehrpunkt (MinAcc), vertikale Beschleunigung am unteren Umkehrpunkt (MaxAcc), maximale Lastkraft (F_{Lmax}), maximale Griffkraft (F_{Gmax}) und die minimale Krafratio (F_G/F_{Lmax}) mit Variationskoeffizient (F_G/F_{Lmax_VK}).

Griff- und Lastkraft wurden darüber hinaus einer linearen Regression unterzogen, und es wurden Steigung (dF_G/dF_L) und y-Abschnitt (F_G bei $F_L=0$) der Regressionsgeraden bestimmt. Mittels des Computer-Programms „Matlab“ wurde eine „Fourier'sche Analyse“ durchgeführt, welche die Frequenz von vertikaler Beschleunigung, Lastkraft und Griffkraft lieferte und mittels Kreuzkorrelation von Griff- und Lastkraft den Korrelationskoeffizient r und die Phasenverschiebung beider Kraftkurven ($dT_{F_G-F_L}$) berechnete. Dabei bedeutet ein positiver Wert von $dT_{F_G-F_L}$, dass die Griffkraftkurve gegenüber der Lastkraft nach rechts verschoben war. In dieser Art und Weise wurde für alle Bewegungsdurchgänge verfahren.

Eine kurze Zusammenfassung der Aufgaben zur Objektmanipulation gibt Tabelle 3.2.

Code	Aufgabenbeschreibung	Durchgänge / Hand	Kennwerte (Auswahl)
GL	Reduktion der Griffkraft, bis Messobjekt aus der Hand gleitet	3	Mindesthaltekraft F_{Gslip} (N)
GK	ruhiges Halten des Messobjektes	2 Blöcke à 3 *8 s	mittlere Griffkraft F_{Ghold} (N)
GM	Transport des Objektes	8	maximale Griffkraft F_{Gmax} (N); Kraftanstiegszeit $t_{F_{Gpeak}}$ (ms)
GS	vertikales Bewegen des Objektes mit stationärem Halten von ca. 2 s an den Wendepunkten; Amplitude 30-40 cm	2 * 5 Zyklen	Griff-/Lastkraftverhältnis F_G/F_{Lmax} (-); Zeitabstand $TF_{Gmax}-TF_{Lmax}$ (s)
GC	zyklisches vertikales Bewegen des Objektes (Amplitude 30-40cm; ca. 1,5 Hz)	3 * 10 Zyklen	Griff-/Lastkraftverhältnis F_G/F_{Lmax} (-); Kreuzkorrelation: r (-)

Tabelle 3.2: Untersuchung der Griffkraft bei Objektmanipulation

3.4. Statistische Verfahren bei der Auswertung der Ergebnisse

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte mit Hilfe des Programmsystems „SPSS“. Zunächst wurden bei jedem Probanden die Mittelwerte der bei den einzelnen Aufgaben aufgeführten Leistungskennwerte berechnet. Dazu wurde getrennt für beide Hände über alle Durchgänge gemittelt. Bei einigen Parametern wurden, wie in der Datenanalyse bereits erwähnt, außerdem Standardabweichung und Variationskoeffizient bestimmt. Bei der Untersuchung der Reaktion auf Störung einer konstanten Fingerposition wurde aus den drei Durchgängen einer Hand der Median der Abweichung dS bestimmt.

Für die deskriptive Betrachtung wurden anschließend in der Patientengruppe getrennt für kontraläsionale und ipsiläsionale Hand, in der Kontrollgruppe für beide Hände zusammen Mittelwert, Standardabweichung, Minimum und Maximum der Leistungskennwerte berechnet.

Innerhalb der Kontrollgruppe wurde für alle Parameter in t-Tests für gepaarte Stichproben untersucht, ob ein Leistungsunterschied zwischen linker und rechter Hand festzustellen war.

Danach wurden in t-Tests für unabhängige Stichproben sowohl für die kontraläsionale als auch für die ipsiläsionale Seite die Ergebnisse der Patienten mit denen der Kontrollpersonen auf statistisch signifikante Unterschiede geprüft. Als Signifikanzschwelle wurde ein P-Wert von $< 0,05$ definiert. Um etwaige Einflüsse von Händigkeit, Alter und Geschlecht auf die statistische Analyse zu relativieren, wurde jedem Patienten ein dem Alter und Geschlecht nach passender Proband aus der Kontrollstichprobe zugeordnet. Je nachdem, ob die kontraläsionale Hand des Patienten die dominante oder die nicht-dominante war bzw. vor der Erkrankung gewesen war, wurde zum Vergleich die entsprechende

Hand der Kontrollperson herangezogen, und die andere Hand mit der ipsiläsionalen Seite des Patienten verglichen.

Des Weiteren wurden für die betroffene Seite der Patienten Korrelationen nach Pearson zwischen den Ergebnisvariablen durchgeführt. Für die Variable dS bei der Störung einer konstanten Fingerposition wurde der Rang-Korrelationskoeffizient nach Spearman-Rho herangezogen.

Anhand graphischer Darstellungen wurden die Leistungen der Patienten im Vergleich zur Kontrollgruppe veranschaulicht (s. z. B. Abbildung 4-2, Seite 57). Dabei sind für jeden Patienten die mittleren Leistungen der kontra- und der ipsiläsionalen Hand dargestellt, und die Ergebnisse der Kontrollgruppe zum direkten Vergleich als schraffierter Bereich gekennzeichnet. Der Kontrollbereich schließt Werte zwischen dem 10. und 90. Perzentil ein, der Mittelwert ist als gestrichelte Linie eingezeichnet. Bei den Ergebnisvariablen, bei denen sich ein Händigkeitseffekt ergab, sind Bereich und Mittelwert getrennt für links und rechts angegeben.

Die Nummerierung der Patienten von 1 bis 19 erfolgte anhand der Größe der Fingerauslenkung dS auf der betroffenen Seite bei der Untersuchung der Störung einer konstanten Fingerposition. Je größer die Fingerauslenkung war, desto höher ist die Rangnummer des Patienten.

3.5. Untersuchungskollektiv

Untersucht wurden 19 Patienten, 6 Frauen und 13 Männer, mit Restparesen und zum Teil Sensibilitätsstörungen der oberen Extremitäten. Pathogenetisch lagen bei allen zerebro-vaskuläre Ereignisse vor, die zu unilateralen Läsionen des Großhirns geführt hatten. 15 Patienten hatten linkshemisphärische und 4 Patienten rechtshemisphärische Läsionen. Das Alter der Patienten betrug zwischen 28 und 69 Jahre (Mittelwert 51,4 Jahre; Standardabweichung 14,7 Jahre), und es waren 15 Rechtshänder und 4 Linkshänder. Die Händigkeit wurde nach einem standardisierten Fragebogen nach Salmaso und Longoni (1985) zu Beginn der Untersuchung bestimmt. Dabei wurde anhand von 10 Fragen zu alltäglichen Tätigkeiten (z. B. Zähneputzen) die prämorbid Handpräferenz ermittelt. Die Patienten befanden sich allesamt in einem chronischen Stadium der Erkrankung und waren zur Rehabilitation in der neuropsychologischen Abteilung des städtischen Krankenhauses München Bogenhausen. Die Untersuchung eines Probanden erstreckte sich über zwei Therapiestunden. Um Ermüdungserscheinungen zu vermeiden, wurde die Untersuchung an zwei Tagen durchgeführt: am ersten die Untersuchung elementarer Aspekte der Kraftkontrolle und die Reaktion auf Störung einer konstanten Fingerposition, am zweiten die Aufgaben zur Objektmanipulation.

In Tabelle 3.3 sind wichtige Patientendaten und detaillierte Informationen über die Ätiologie und Lokalisation der zerebralen Schädigung aufgeführt. In Abbildung 3-14 ist die Lokalisation und Ausdeh-

nung der zerebralen Läsionen anhand horizontaler Gehirnschnitte dargestellt. Tabelle 3.4 gibt einen Überblick über die klinische Symptomatik der Patienten.

Als Kontrollgruppe wurde eine den Patienten in Alters- und Geschlechtsverteilung vergleichbare Stichprobe gewählt. Sie bestand aus 19 gesunden Versuchspersonen und setzte sich zusammen aus 8 Frauen und 11 Männern im Alter zwischen 23 und 70 Jahren (Mittelwert 51,3 Jahre; Standardabweichung 13,8 Jahre). Alle gesunden Probanden waren Rechtshänder.

Während die Untersuchungsreihe zur Objektmanipulation von allen 19 Patienten und den Kontrollpersonen beidseitig ausgeführt werden konnte, konnten den ersten Teil der Untersuchung, die elementaren Aspekte der Kraftkontrolle, nur 17 der Patienten auf der betroffenen Seite ausführen. Zwei Patientinnen war es nicht möglich, den kleinen Messzylinder im Präzisionsgriff zu halten. 18 Patienten wurden auf der nicht-betroffenen Seite untersucht. In der Kontrollgruppe wurden in diesem Aufgabenteil 16 Personen beidseitig untersucht. Die Reaktion auf Störung der Fingerposition wurde nur an der Patientengruppe analysiert, wobei eine Patientin diesen Untersuchungsteil nicht durchführen konnte, da sie mit der betroffenen Hand den Messzylinder nicht im Präzisionsgriff halten konnte.

Tabelle 3.3: Alter, Geschlecht, Händigkeit, Lokalisation der Läsion und Erkrankungsdauer der untersuchten Patienten

Patient	Alter (Jahre)	Geschlecht	Händigkeit	Ätiologie	Seite	Lokalisation	Zeit seit Insult (Monate)
P01	55	w	li	MTI	li	F,BG,C.r.	1
P02	31	m	re	SAB, vasospast. Infarkt	li	C.i.,Th	2,5
P03	52	m	re	MTI	li	T,BG,C.r.	4
P04	36	m	re	ICB	re	BG,C.e.,C.r.	3
P05	39	m	re	ICB	li	BG,C.e.,C.r.	5
P06	57	w	li	Hirnvenenthrombose	re	praezentral	4,5
P07	28	m	li	ICB	li	F,BG,C.i.,C.e.	12
P08	60	m	re	ICB	li	Marklager(P,O)	8
P09	64	m	re	MTI	li	P	1,5
P10	68	m	re	Grenzzoneninfarkt	li	P,O,BG	2
P11	61	m	re	MTI	li	T,P	2
P12	39	w	re	MTI	li	T,P,O	1,5
P13	67	m	re	PTI	re	Th,T,O	4
P14	54	m	re	MTI	li	P,O	40 ^{*)}
P15	63	m	re	MTI	li	Mediastromgebiet	8
P16	69	m	re	MTI	li	P	4
P17	30	w	re	ICB	li	BG,C.e.	9
P18	33	w	li	SAB,vasospast. Infarkt	re	Mediastromgebiet	7
P19	69	w	re	MTI	li	Th,BG,C.i.	9

Geschlecht: w = weiblich, m = männlich; **Ätiologie:** ICB (Intracerebrale Blutung), MTI (Mediateilin-farkt/ischämisch, z. T. mit sekundärer Einblutung), PTI (Posteriorinfarkt), SAB (Subarachnoidalblutung mit postoperativem vasospastischem Infarkt); **Lokalisation:** BG (Basalganglien), C.e. (Capsula externa), C.i. (Capsula interna), Corona radiata (C.r.), Th (Thalamus), F (frontal), O (okzipital), P (parietal), T (temporal), Mediastromgebiet (Stromgebiet der A. cerebri media); rechts (re), links(li)

*) Patient erlitt Reinfarkt im hinteren Mediastromgebiet vor 5 Monaten mit schwerer Aphasie, aber keiner neuen sensomotorischen Symptomatik.

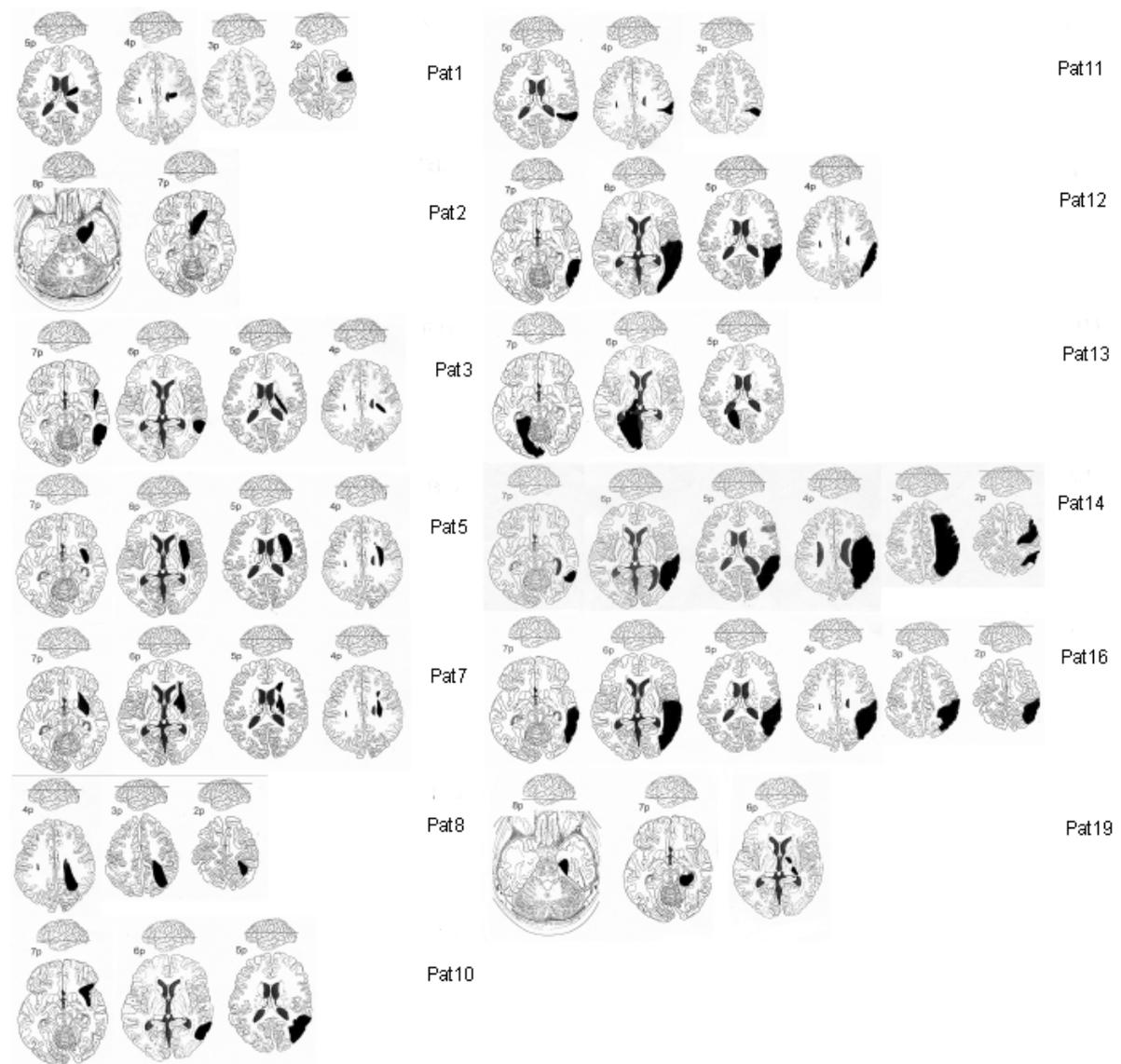


Abbildung 3-14: Horizontale Gehirnschnitte zeigen die Lokalisation der Läsionen von 13 Patienten der Stichprobe. Von den übrigen 6 Patienten waren zum Zeitpunkt der Datenanalyse keine Aufnahmen verfügbar. Skizziert nach Computer- und Kernspintomogrammen. (Vorlagen der Gehirnschnitte aus Mai et al. 1997)

Tabelle 3.4: Klinische Symptomatik der Patienten

Patient	Motorik	OF-Sensibilität	TF-Sensibilität	Aphasie	Apraxie	Neglect	Hemi-anopsie
P01	1	0	0	vorh.	0	n. vorh.	n. vorh.
P02	1-2	0	0	vorh.	1	n. vorh.	n. vorh.
P03	1	1	1	vorh.	1	n. vorh.	n. vorh.
P04	1	1	1	n. vorh.	0	n. vorh.	n. vorh.
P05	1	1	0	vorh.	0	n. vorh.	n. vorh.
P06	2	1	1	n. vorh.	0	n. vorh.	n. vorh.
P07	2	1	1	vorh.	0	n. vorh.	vorh.
P08	1	0	2-3	n. vorh.	0	n. vorh.	n. vorh.
P09	1-2	0	0	vorh.	0	n. vorh.	n. vorh.
P10	1	0	2	vorh.	2	n. vorh.	n. vorh.
P11	1	0	1	vorh.	1	n. vorh.	n. vorh.
P12	0-1	0	0	vorh.	2	n. vorh.	vorh.
P13	0-1	2-3	1	n. vorh.	0	vorh.	vorh.
P14	2	3	3	vorh.	1	n. vorh.	n. vorh.
P15	0	3	3	vorh.	1	n. vorh.	n. vorh.
P16	1	3	3	vorh.	1	n. vorh.	vorh.
P17	2-3	3	3	vorh.	0	n. vorh.	n. vorh.
P18	1	2	1-2	n. vorh.	0	n. vorh.	n. vorh.
P19	2-3	3	2	vorh.	0	n. vorh.	n. vorh.

OF- Sensibilität (Oberflächensensibilität) TF-Sensibilität (Tiefensensibilität), n. vorh. (nicht vorhanden), vorh. (vorhanden); **Motorik/Sensibilität:** 0 = keine, 1 = leichte, 2 = mittlere, 3 = schwere Störung;

Apraxie-Score: 0 = keine, 1 = mittel-, 2 = hochgradig

(Daten den klinischen Untersuchungsergebnissen der neuropsychologischen Abteilung, KH München-Bogenhausen entnommen)

4. Ergebnisse

4.1. Elementare Leistungen feinmotorischer Kraftkontrolle

4.1.1. Veranschaulichung der Ergebnisse anhand ausgewählter Beispiele

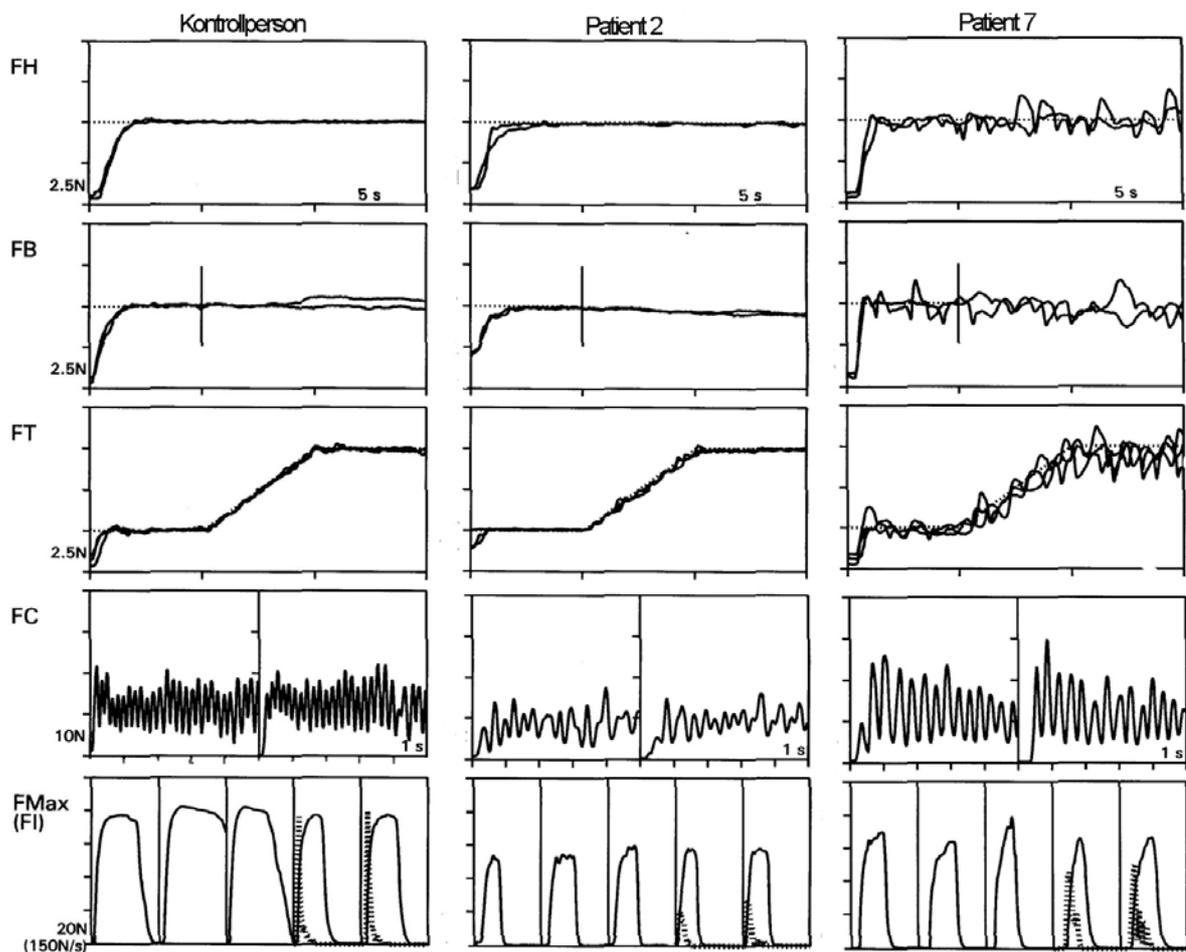


Abbildung 4-1: Graphischer Auszug der Leistungen einer Kontrollperson (m, 50 J., linke Hand) und zweier Patienten (P2, m, 31 J., SAB li, rechte Hand; P7, m, 28 J., ICB li, rechte Hand). In den Aufgaben FH und FB sind jeweils zwei Durchgänge, bei Aufgabe FT drei Durchgänge übereinander aufgetragen. Der senkrechte Strich in Aufgabe FB zeigt die Feedback-Abschaltung an. In den Durchgängen 4 und 5 der Aufgabe FM gibt die Höhe des gestrichelten Balkens die maximale Kraft rate an.

Abbildung 4-1 stellt die typischen Leistungen eines gesunden Probanden und die Störungsmuster zweier Patienten dar. Von der gesunden Kontrollperson sind die Leistungen der linken Hand, bei den Patienten jeweils die betroffene kontraläsionale Seite dargestellt. Eine genaue Beschreibung der Aufgabenstellung kann dem Kapitel 3.1.2 entnommen werden.

Die Kontrollperson erhöhte bei der Aufgabe *FH* zügig ihre Griffkraft auf die erforderliche Zielkraft von 5 N und hielt diese mit nur minimalen Schwankungen konstant.

Auch ohne visuelles Feedback (FB) wurde die Kraft bei einem Durchgang beinahe exakt auf dem Niveau von 5 N gehalten, bei dem anderen Durchgang trat eine sprunghafte Abweichung nach oben hin auf, die Kraft wurde vorher und nachher aber konstant gehalten.

Mit großer Genauigkeit gelang es dem Probanden auch der kontinuierlich anwachsenden Zielkraft in Aufgabe *FT* zu folgen. Dies erfordert ein hohes Maß an präziser Graduierung isometrischer Kontraktionen.

Bei den schnellen Kraftwechseln, von denen Ausschnitte zweier Durchgänge abgebildet sind, erzielte die Kontrollperson eine Geschwindigkeit von etwa 5,3 Kraftwechsel/s und lag damit etwas über dem Durchschnitt der gesamten Kontrollgruppe. Aus dem Kurvenverlauf wird auch die Regelmäßigkeit, mit welcher die Kraftänderungen ausgeführt wurden, deutlich.

In der untersten Graphik sind zunächst drei Durchgänge zur Bestimmung der Maximalkraft aufgetragen: Der Proband erreichte mit seiner linken Hand im Mittel eine Kraft von 80 N. Bei den folgenden beiden Kurven, die unter der Instruktion, so schnell wie möglich zu drücken, entstanden, stehen die gestrichelten Balken für die Krafrate. Die in diesem Fall sehr hohen Balken weisen auf eine schnelle Kontraktion hin.

Die Leistungen eines 31jährigen Patienten mit der beeinträchtigten rechten Hand sind in der mittleren Spalte der Abbildung 4-1 dargestellt. Dieser hatte nach einer Subarachnoidalblutung eines Aneurysmas und dessen operativer Ausschaltung einen vasospastischen Infarkt im Mediastromgebiet links erlitten und zeigte zum Zeitpunkt der Untersuchung noch eine Restparese der rechten Seite. Die Sensibilität war bei klinischer Untersuchung ungestört. Wie aus der Graphik deutlich wird, konnte der Patient die Griffkraft mit und ohne visuelles Feedback exakt auf die Zielkraft abstimmen. Auch beim „Rampentracking“ zeigte er eine ebenso gute Präzision wie die Kontrollperson.

Bei den schnellen Kraftwechseln allerdings war er deutlich verlangsamt (ca. 3 Hz) und zeigte starke Unregelmäßigkeiten. Auch mit der nicht dargestellten ipsiläsionalen linken Hand lag der Patient etwas unterhalb der Leistungen von Gesunden, die Ausführung der Wechsel war aber deutlich flüssiger als mit der rechten Hand.

Die maximale Griffkraft der rechten, seiner dominanten Hand war mit etwa 55 N gegenüber der linken Hand mit 75 N reduziert. Auffallend gering ist die Krafrate, wie die geringe Höhe der gestrichelten Balken in den letzten beiden Graphen verdeutlicht.

Die rechte Spalte der Abbildung 4-1 gibt die Leistungen eines ebenfalls jungen Patienten (28 J.) wieder, der eine intrazerebrale Blutung im Frontalbereich und Stammganglienbereich links erlitten hatte. Dargestellt ist die betroffene rechte Hand, mit welcher der Patient zum Zeitpunkt der Untersuchung eine Restparese und leichte Sensibilitätsstörungen zeigte. Während der Patient linksseitig in allen Aufgabenbereichen gute Ergebnisse erzielte, traten rechts in erster Linie Schwierigkeiten in den Präzisionsaufgaben auf. Bei der statischen Präzision konnte die Griffkraft zwar rasch auf das geforderte Niveau eingestellt werden, aber es gelang dem Patienten nicht, diese konstant zu halten. Er produzierte durchgehend dysmetrische über- und unterschießende Zielabweichungen, sowohl mit als auch ohne visuelles Feedback. Die Dysmetrie verstärkte sich noch beim dynamischen Rampentracking.

In der Aufgabe *FC* war er zwar mit einer Geschwindigkeit von ca. 3 Kraftwechsel/s in gleichem Maße wie Patient 2 verlangsamt, produzierte aber demgegenüber sehr viel regelmäßige Kraftamplituden. Keine Defizite zeigten sich im Bereich der Maximalkraft mit 70-80 N. Bei der Vorgabe, so schnell wie möglich Kraft zu produzieren, lag Patient 7 deutlich über den Werten von Patient 2, aber immer noch außerhalb des Kontrollbereichs.

Nicht bei allen Patienten fanden sich Störungen in den elementaren Leistungen feinmotorischer Kraftkontrolle. So zeigte z. B. Patient 15, der nach einem linkshemisphärischen ischämischen Infarkt im Medialstromgebiet deutliche Sensibilitätsstörungen der rechten Körperseite aufwies, in diesem Untersuchungsteil auch mit der betroffenen rechten Hand durchwegs mit der Kontrollgruppe vergleichbare Ergebnisse. Bei der plötzlichen Störung der Fingerposition und bei den Aufgaben zur Objektmanipulation bot der Patient dagegen ein auffälliges Störungsmuster (s. Kap. 4.2 und Kap. 4.3).

4.1.2. Ergebnisse von Patienten und Gesunden im Vergleich

Um die, wie bereits aus den Beispielen hervorgeht, sehr unterschiedlichen Untersuchungsergebnisse vergleichen zu können, wurden für jeden Aufgabenteil ein oder mehrere Leistungskennwerte bestimmt (s. Tabelle 3.1, Seite 32). In den folgenden Graphiken sind die Ergebnisse der Patienten im Vergleich zur Kontrollgruppe in den einzelnen Aufgaben veranschaulicht. Der markierte Bereich gibt die Leistungen der Kontrollgruppe wieder.

Eine zusammenfassende Gegenüberstellung der Ergebnisse von Patienten- und Kontrollgruppe ist in Tabelle 4.1 auf Seite 64 aufgeführt.

4.1.2.1. Halten einer konstanten Kraft mit visuellem Feedback (FH)

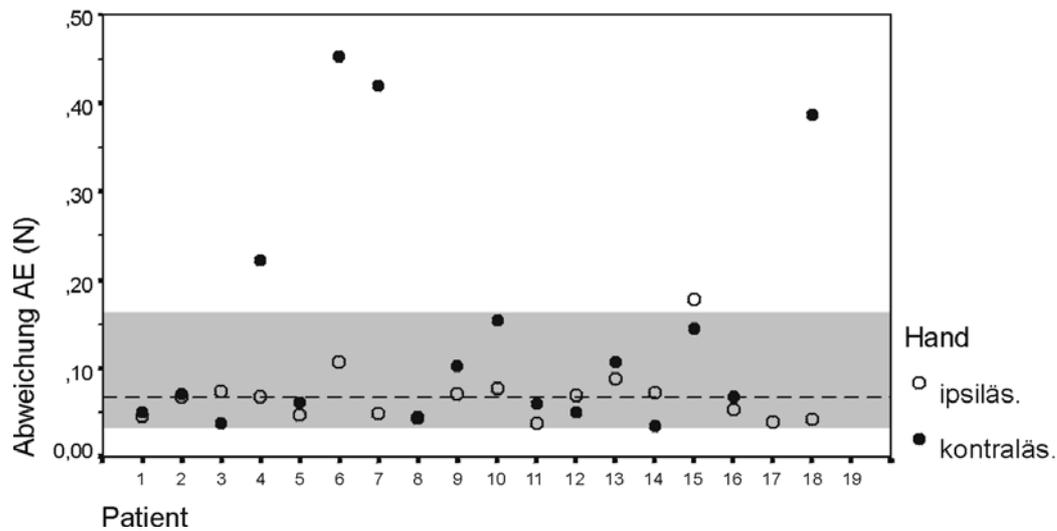


Abbildung 4-2: FH - Halten einer konstanten Kraft mit visuellem Feedback; mittlere Abweichung AE der Griffkraft von der Zielkraft.

Der Fehler AE beschreibt die mittlere Abweichung der produzierten Griffkraft vom idealen Verlauf der Zielvorgabe. Sie wurde für die jeweils letzten 10 Sekunden eines Durchgangs berechnet. Die Messwerte der Kontrollpersonen lagen dabei in einem relativ engen Bereich von 0,03 N bis 0,16 N. Dies entspricht einer Abweichung von 0,6 bis 3,1 % der Zielkraft. Auch war es fast allen Patienten möglich, die Kraft in einem engen Bereich konstant zu halten. Lediglich vier Patienten lagen mit ihrer betroffenen Hand außerhalb des Kontrollbereichs, wobei drei davon erheblich von der Zielkraft abweichen ($AE \geq 0,4$ N). Ein Patient war mit seinen Leistungen auf der ipsiläsionalen Seite knapp außerhalb des Normbereichs.

Im statistischen Vergleich ergab sich für die betroffene Hand ein Unterschied zwischen Patienten und Gesunden, der knapp oberhalb der Signifikanzschwelle blieb ($t=2,08$; $p=0,051$). Wie bereits anhand der Graphik zu vermuten ist, waren die Patienten ipsiläsional im Mittel genauso gut wie die gesunden Probanden ($p>0,1$).

4.1.2.2. Halten einer konstanten Kraft ohne visuelles Feedback (FB)

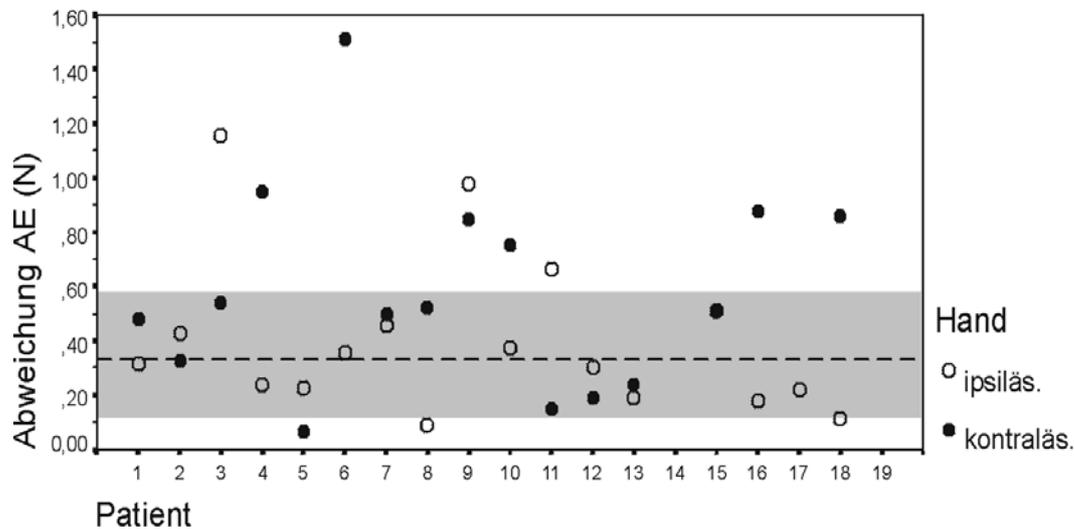


Abbildung 4-3: FB - Halten einer konstanten Kraft ohne visuelles Feedback; mittlere Abweichung AE der Griffkraft von der Zielkraft.

Deutlich größere Schwankungen im Kraftverlauf traten nach Abschalten des visuellen Feedbacks sowohl bei Gesunden als auch bei Patienten auf. Acht Patienten lagen außerhalb des Kontrollbereichs, davon drei auch bzw. nur mit ihrer ipsiläsionalen Hand. Der hohe Abweichungswert bei Patient 3 mit der nicht-betroffenen Hand ist auf eine sprunghafte Erhöhung der Griffkraft in einem Durchgang zurückzuführen. Patientin 6, die auch unter visueller Kontrolle die höchste Abweichung AE zeigte, schwankte sogar mit der betroffenen Hand im Mittel um 1,5 N um die vorgegebene Kraft von 5 N. Andererseits zeigte Patient 7, der mit visuellem Feedback kontraläsional weit über dem Normbereich lag, ohne visuelle Kontrolle beidseitig mit den Kontrollpersonen vergleichbare Leistungen. Dies ist allerdings, wenn man Abbildung 4-1 vor Augen hat, eher ein Effekt der relativ großen Spanne der Kontrollleistungen. Aufgrund fraglichen Aufgabenverständnisses sahen wir bei Patient 14 von der Auswertung dieser Aufgabe ab.

Der t-Test ergab eine signifikant höhere Abweichung AE der Patienten mit ihrer kontraläsionalen Hand im Vergleich zur Kontrollgruppe ($t=2,31$; $p=0,028$). Für die ipsiläsionale Seite blieb der Test nicht signifikant ($p>0,1$).

4.1.2.3. „Tracking“ der Griffkraft

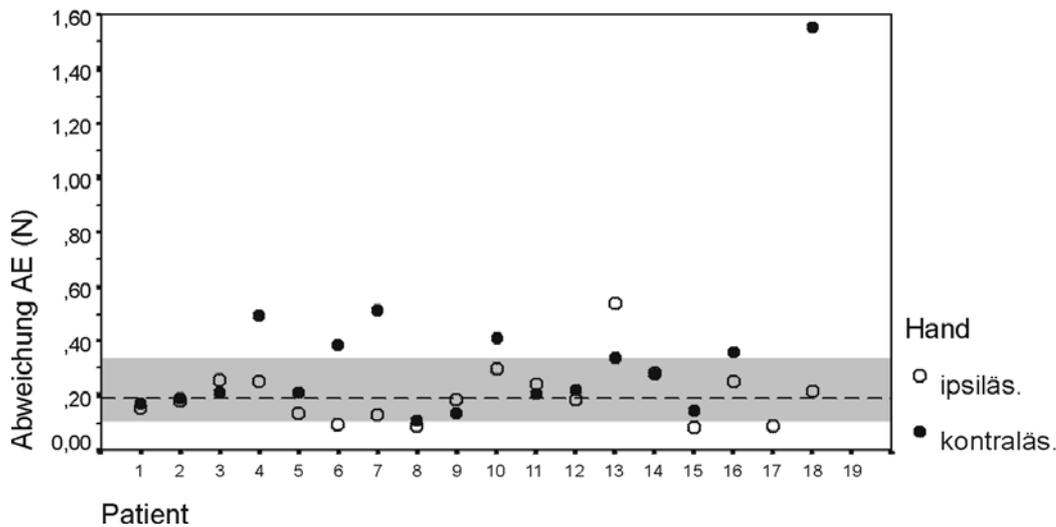


Abbildung 4-4: Tracking der Griffkraft; mittlere Abweichung AE der Griffkraft von der Zielkraft bei gleichmäßiger Zunahme der Zielkraft von 1 N/s.

Bei dieser Aufgabe wurde die Abweichung für die dynamische Phase, in der die Zielkraft kontinuierlich anstieg, bestimmt. Dabei waren geringere Abweichungen zu verzeichnen als beim konstanten Halten der Griffkraft ohne visuelles Feedback. Außerhalb des Kontrollbereichs lagen sieben der untersuchten Patienten, wobei es sich in erster Linie um Patienten handelte, die bereits bei der statischen Präzision Schwierigkeiten hatten. Probandin 18 war es offensichtlich mit ihrer betroffenen Seite kaum möglich, der Zielkraft zu folgen. Sie wich im Mittel um 1,55 N von dieser ab.

In der statistischen Analyse zeigte sich lediglich ein im Trend signifikanter Unterschied zwischen Patienten- und Kontrollleistungen für die betroffene Seite ($p=0,067$). Ipsiläsional waren die Leistungen der Patienten mit denen der Gesunden vergleichbar ($p>0,1$).

4.1.2.4. Maximale Griffkraft und maximale Kontraktionsgeschwindigkeit

Bei der Bestimmung der maximal produzierbaren Kraft mit Daumen und Zeigefinger erreichten männliche Kontrollpersonen erwartungsgemäß höhere Werte als ihre weiblichen Kollegen. Männer drückten das Manipulandum im Mittel mit 70 N zusammen, Frauen mit nur 45 N. Während sich bezogen auf die gesamte Stichprobe ein signifikanter Händigkeitseffekt (rechte Hand > linke Hand) ergab, war dieser bei der getrennten Berechnung für Männer und Frauen nicht mehr statistisch signifikant.

Mehr als die absoluten Kräfte war bei Patienten das Ausmaß der etwaigen Kraftminderung auf der betroffenen Seite von Interesse. Da natürlich keine Daten zur Kraft vor der Erkrankung vorlagen, wurde als Annäherung der Parameter $F_{\max} \text{diff}$ herangezogen, der definiert ist als die Kraftdifferenz zwischen nicht-betroffener ipsiläsionaler und betroffener kontraläsionaler Seite bezogen auf die Maximalkraft der ipsiläsionalen Seite. Dies lässt allerdings nur unter der Annahme, dass ipsiläsional zur Hirnläsion keine Kraftdefizite auftreten, eine Beurteilung des Paresegrades zu, was anhand früherer Studien (Colebatch und Gandevia 1989) jedenfalls für den Präzisionsgriff gegeben scheint. Als Vergleichsbasis berechneten wir bei den Kontrollpersonen $F_{\max} \text{diff}$ aus der Kraftdifferenz zwischen der dominanten und der nicht-dominanten Hand, bezogen auf die Kraft der dominanten Hand.

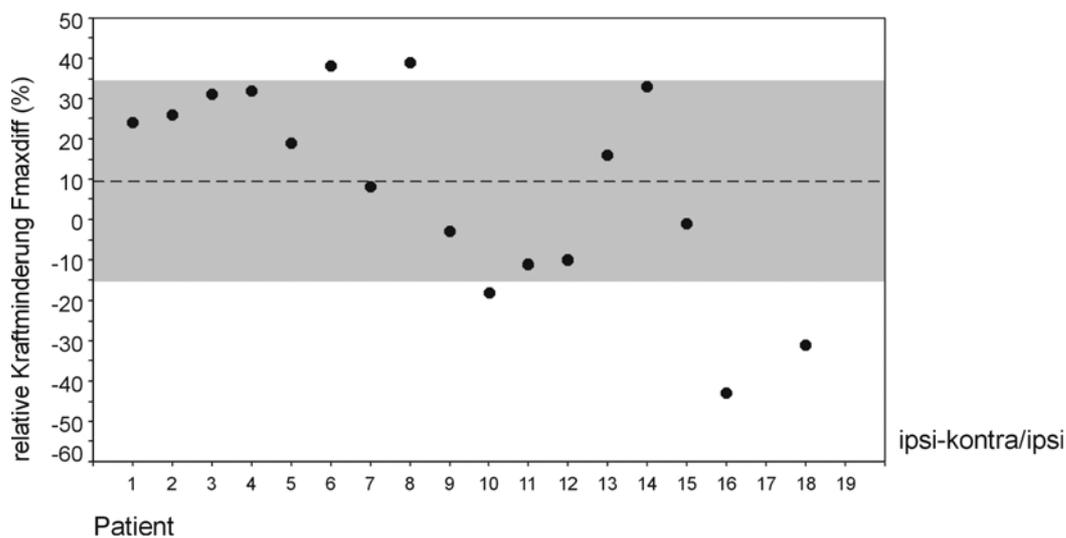


Abbildung 4-5: FMAX- maximale Griffkraft; relative Kraftminderung der kontraläsionalen Hand bezogen auf die ipsiläsionale Hand

In der Kontrollgruppe lag die Kraftdifferenz zwischen beiden Händen in einem Bereich zwischen -15% und 35% , bezogen auf die Kraft der dominanten rechten Hand. An dem negativen Vorzeichen ist erkennbar, dass nicht immer die dominante rechte Hand auch die stärkere war.

Wie aus der Graphik deutlich wird, lagen nur zwei Patienten der Stichprobe (Pat. 6 und Pat. 8) mit einer relativen Kraftminderung von 38% bzw. 39% der betroffenen Hand gegenüber der nicht-betroffenen Hand außerhalb des Kontrollbereichs, wobei bei beiden die betroffene die dominante Hand war. Alle anderen lagen innerhalb des Normbereichs oder waren mit ihrer betroffenen Hand sogar stärker als mit der nicht-betroffenen, wobei allerdings in den letzteren Fällen die betroffene Hand auch zugleich die dominante war.

In der statistischen Betrachtung ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen Patienten und gesunden Probanden ($p > 0,1$). Ergänzend ist jedoch zu sagen, dass sich eine signifikante relative Kraftminderung der betroffenen Seite ergibt, wenn man die Händigkeit stärker bei der Berechnung berücksichtigt ($p = 0,004$): D. h., war bei einem Patienten die betroffene Hand die dominante, berechnet sich sowohl für den Patienten als auch für dessen zugeordnete Kontrollperson das relative Kraftverhältnis wie folgt: $(\text{Kraft}_{\text{nicht-dom}} - \text{Kraft}_{\text{dom}}) / \text{Kraft}_{\text{nicht-dom}}$.

In Abbildung 4-6 sind die Ergebnisse für die relative maximale Krafrate $F'_{\text{max,rel}}$ dargestellt, welche unter der Instruktion, so schnell wie möglich das Manipulandum zu drücken, gewonnen wurden. Um Unterschiede im Kraftniveau zu relativieren, wurde die maximale Krafrate auf die produzierte Kraft bezogen.

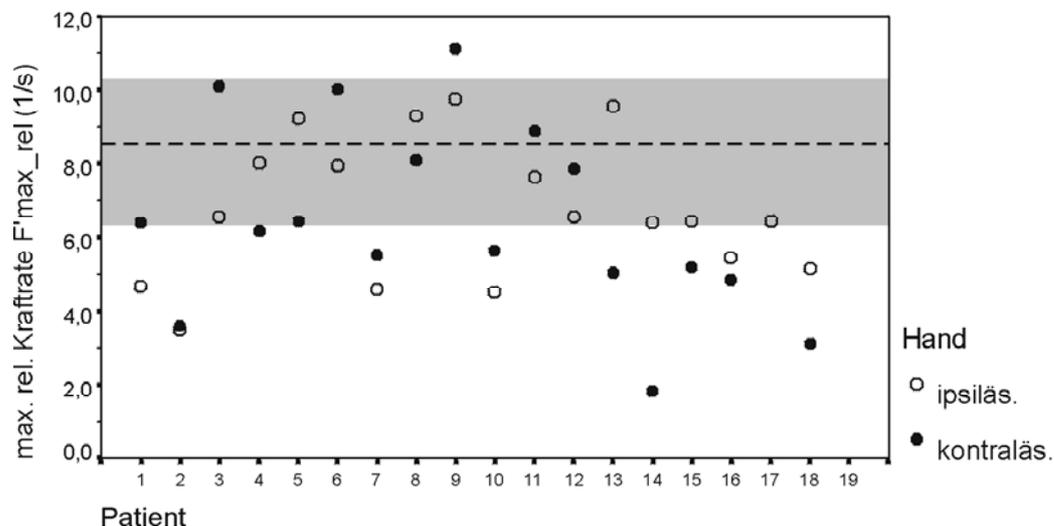


Abbildung 4-6: FI – schnelle Kontraktion; relative maximale Krafrate

Wie in Abbildung 4-6 zu sehen ist, waren mehr als die Hälfte der Patienten bei der schnellen Kontraktion langsamer als die gesunden Probanden, wobei sie meist auch mit der ipsiläsionalen Hand auffällig waren. Während die meisten Patienten offensichtlich weniger an einer Kraftminderung der betroffenen Seite litten, zeigten sie jedoch in der Geschwindigkeit des Kraftaufbaus signifikante Defizite: Auf der kontraläsionalen Seite waren die Patienten deutlich langsamer ($t = -3,18$; $p = 0,004$) als die Kontrollpersonen, und auch auf der ipsiläsionalen Seite ergab sich ein signifikanter Unterschied zu den Kontrollpersonen ($t = -2,39$; $p = 0,023$).

4.1.2.5. Schnelle Kraftwechsel

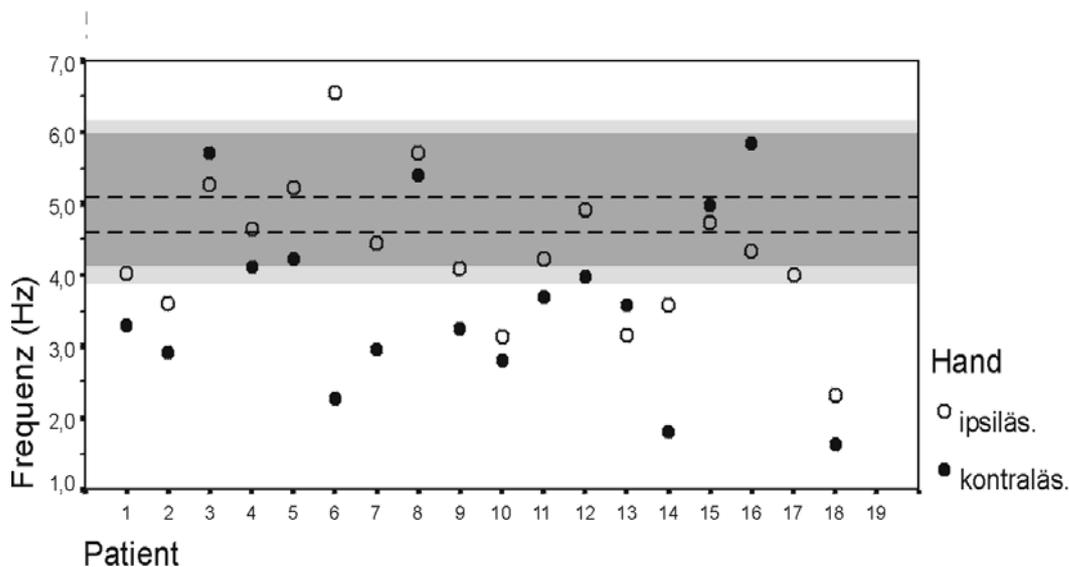


Abbildung 4-7: FC – schnelle Kraftwechsel; mittlere Frequenz der Kraftwechsel

Bei der Produktion schneller Kraftwechsel zeigte sich hinsichtlich der Geschwindigkeit ein signifikanter Händigkeitseffekt innerhalb der Kontrollgruppe: mit der dominanten rechten Hand wurden im Mittel mehr Kraftwechsel erzielt als links (re: 5,1 Wechsel/s gegenüber li: 4,6 Wechsel/s).

Nur sechs der Patienten erzielten auf ihrer betroffenen Seite ebenso hohe Geschwindigkeiten, elf lagen mit ihren Leistungen außerhalb des Kontrollbereichs. (Bei Patientin 12 handelt es sich bei der kontraläsionalen Hand um die dominante, und die Leistung liegt somit unterhalb des Referenzbereiches.)

Sechs Patienten davon waren auch auf der nicht-betroffenen Hand verlangsamt. (Bei Patientin 1 ist die ipsiläsionale Hand die dominante Hand, und die Leistung liegt damit außerhalb des Kontrollbereichs.)

Eine Korrelation zu den Ergebnissen der Aufgabe *FI- schnelle Kontraktion*, die man eventuell erwarten hätte können, ließ sich nicht erkennen (Korrelation nach Pearson: $r=0,34$, $p>0,1$). Einzelne Patienten zeigten hier sehr unterschiedliche Leistungen (vgl. Abbildung 4-6 und Abbildung 4-7: Pat. 16, Pat. 9, Pat. 6).

Statistisch gesehen ergab sich bei dieser Aufgabe im Vergleich zu den anderen elementaren Aspekten der feinmotorischen Kraftkontrolle der größte Leistungsunterschied zwischen Patienten (betroffene Hand) und Gesunden ($t=-3,56$, $p=0,002$). Für die nicht-betroffene Hand ergab sich kein signifikanter Unterschied ($p>0,1$).

Ein weiterer Betrachtungspunkt dieser Aufgabe war die Regelmäßigkeit, mit der die Kraftwechsel ausgeführt wurden. In Abbildung 4-8 ist der Variationskoeffizient, der die mittlere Variabilität der Kraftamplituden beschreibt, dargestellt.

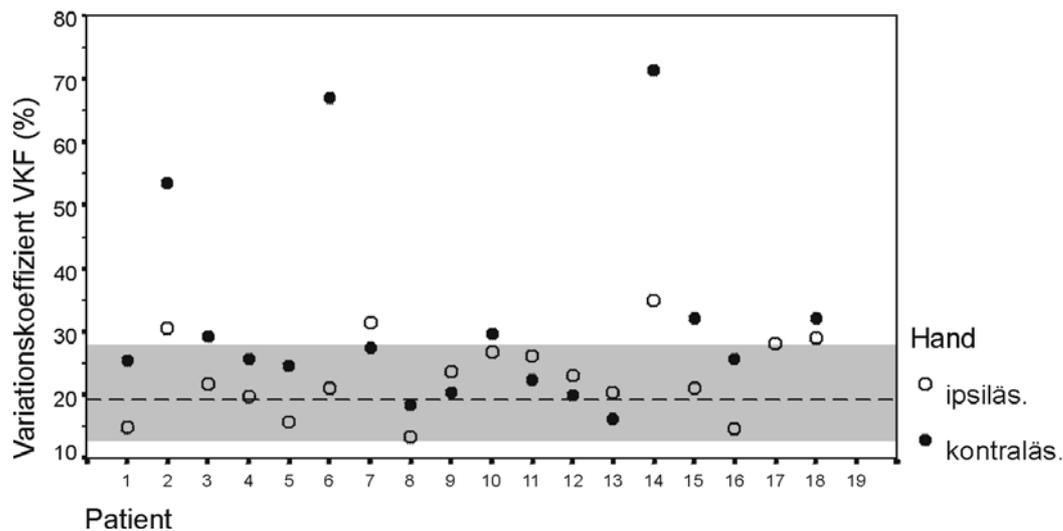


Abbildung 4-8: FC – schnelle Kraftwechsel; Variationskoeffizient der mittleren Amplitudengröße der Kraftwechsel

Wie aus der graphischen Darstellung zu erkennen ist, boten die meisten Patienten eine mit den Kontrollpersonen vergleichbare Variabilität in den Kraftamplituden. Drei Patienten allerdings waren keine flüssigen alternierenden Kraftänderungen auf der betroffenen Seite möglich, sie boten eine Variabilität von über 50 %. Außerdem waren sie auch in ihrer Ausführung stark verlangsamt (s. Abbildung 4-7). Im gruppenstatistischen Vergleich zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen Patienten auf der kontraläsionalen Seite und den Kontrollpersonen: Der Variationskoeffizient war im Mittel deutlich höher als in der Kontrollgruppe ($t=3,02$, $p=0,006$). Für die nicht-betroffene Seite verfehlte der Test das Signifikanzniveau ($p>0,1$).

Mittelwerte, Standardabweichungen und Spannweiten aller Ergebnisse von Patienten- und Kontrollgruppe sind in Tabelle 4.1, Seite 64 gegenübergestellt. Signifikante Unterschiede sind mit Stern gekennzeichnet.

Zur Klärung der Frage, ob man von bestimmten Leistungsdefiziten der Kraftkontrolle auf andere Aspekte schließen kann, wurden für die betroffene Seite der Patienten Korrelationen nach Pearson zwischen den einzelnen Leistungsparametern durchgeführt.

Signifikante Korrelationen zeigten sich in den drei Aufgaben zur Kraftpräzision (FH, FB, FT) hinsichtlich der Abweichung AE ($r\geq 0,62$; $p\leq 0,01$).

Sonstige Korrelationen waren relativ schwach ausgeprägt: Eine geringere, aber noch signifikant von Null verschiedene Korrelation ($r=-0,49$; $p=0,045$) ergab sich zwischen der mittleren Abweichung bei der Aufgabe *FH* und der Frequenz der schnellen Wechsel im Sinne: je höher die Abweichung beim Halten einer Kraft, desto geringer die Anzahl der Wechsel. Demgegenüber korrelierten die Leistungen beim Halten einer Kraft ohne visuelles Feedback nicht signifikant mit der Geschwindigkeit, jedoch mit der Variabilität der schnellen Wechsel ($r=0,53$; $p=0,033$). Innerhalb der Aufgabe *FC* ließ sich ein inverser Zusammenhang zwischen der Geschwindigkeit und der Regelmäßigkeit der Ausführung ableiten ($r=-0,54$; $p=0,026$): Eine Verlangsamung war zumeist auch mit einer höheren Variabilität in den Kraftwechseln verbunden.

Keine signifikanten Korrelationen mit anderen Variablen konnten für die relative Kraftminderung (F_{\max} diff) nachgewiesen werden.

Aufgabe	Parameter		Patienten		Gesunde
			Kontraläsional (n = 17)	Ipsiläsional (n = 18)	beide Hände (n = 32)
FH – Halten einer konstanten Kraft	AE (N)	MW (SD) [Min; Max]	0,15 (0,14) ^(*) 0,03; 0,45	0,07 (0,03) 0,04; 0,18	0,07 (0,04) 0,02; 0,18
FB – Konstanthalten ohne visuelles Feedback	AE (N)	MW (SD) [Min; Max]	0,58 (0,37) ^{* 1)} 0,07; 1,51	0,40 (0,29) ²⁾ 0,09; 1,15	0,33 (0,20) 0,06; 0,80
FT – Tracking einer Zielkraft	AE (N)	MW (SD) [Min; Max]	0,35 (0,33) ^(*) 0,11; 1,55	0,20 (0,11) 0,08; 0,54	0,19 (0,09) 0,10; 0,45
FMAX – max. Griffkraft	F_{\max} diff (%)	MW (SD) [Min; Max]	8,76 (25,04) -42,56; 39,31		9,33 (16,36) ⁴⁾ -28,93; 39,40
FI – max. Kontraktionsgeschwindigkeit	F'_{\max} rel (1/s)	MW (SD) [Min; Max]	6,47 (2,59) ^{**} 1,81; 11,12	6,76 (1,93) [*] 3,47; 9,75	8,54 (1,63) 4,89; 12,10
FC – schnelle Kraftwechsel	FREQU (1/s)	MW (SD) [Min; Max]	3,67 (1,28) ^{**} 1,62; 5,85	4,33 (1,01) 2,31; 6,55	Li: 4,61 (0,75) Re: 5,10 (0,68) ³⁾ Li: 3,52; 6,31 Re: 3,93; 6,31
	VKF (%)	MW (SD) [Min; Max]	31,58 (16,30) ^{**} 16,20; 71,31	23,08 (6,24) 13,26; 34,85	19,29 (6,45) ³⁾ 8,27; 38,69

Tabelle 4.1: Ergebnisse elementarer Leistungen feinmotorischer Kraftkontrolle. Vergleich mit Kontrollpersonen (t-Test, s. Kap.3.4)

Abweichung der Griffkraft von der Zielkraft (AE), relative Kraftdifferenz der Maximalkraft (F_{\max} diff), maximale relative Krafrate (F'_{\max} rel), Frequenz und Variationskoeffizient der schnellen Kraftwechsel (FREQU, VKF); Mittelwerte (MW), Standardabweichungen (SD), Minima (Min) und Maxima (Max); n = Anzahl der gültigen Werte; ¹⁾ n = 16, ²⁾ n = 17, ³⁾ n = 31, ⁴⁾ n = 16; linke Hand (Li), rechte Hand (Re). ; Ergebnisse des t-Tests:

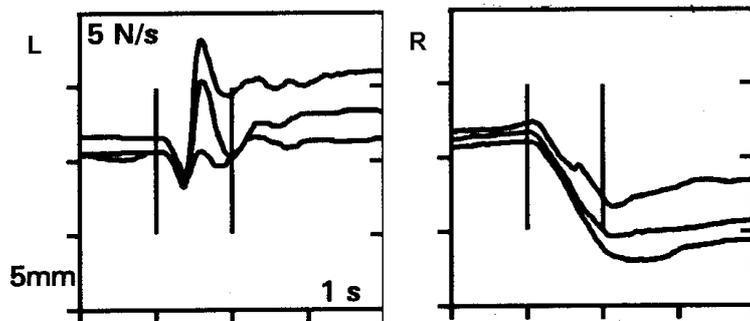
(*) : $p < 0,1$, * : $p < 0,05$, ** : $p < 0,01$, *** : $p < 0,001$

4.2. Untersuchung der Reaktion auf Störung einer konstanten Fingerposition

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

In Abbildung 4-9 ist der Verlauf der Fingerposition bei zwei Patienten der untersuchten Stichprobe dargestellt. Patient 15 hatte einen ischämischen Infarkt im hinteren Medialstromgebiet links erlitten, Patientin 17 eine intrazerebrale Blutung links. Beide zeigten in klinischen Untersuchungen deutliche Sensibilitätsstörungen der rechten oberen Extremität (vgl. Tabelle 3.4, Seite 53).

Patient 15:



Patientin 17:

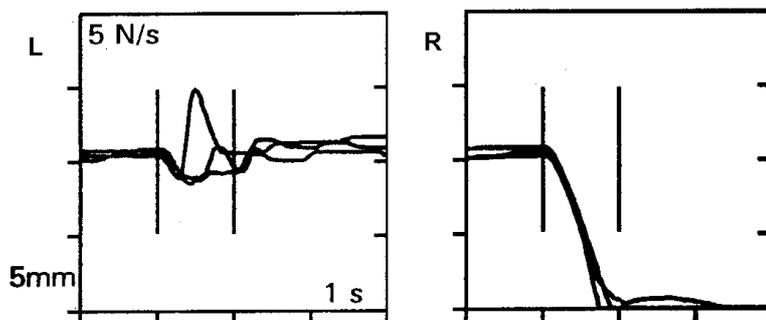


Abbildung 4-9: Störung der Fingerposition durch eine plötzliche Lastkrafteerhöhung von 2,5 N auf 7,5 N mit einer Geschwindigkeit von 5 N/s. Die Störung erfolgte innerhalb der senkrechten Markierungen. Dargestellt ist der Verlauf der Fingerposition zweier Patienten (oben: m, 63 J., MTI li; unten: w, 30 J., ICB li) auf der ipsiläsionalen linken und der kontraläsionalen rechten Seite. Drei Durchgänge sind übereinander geplottet.

Zunächst wurde eine konstante Fingerposition gehalten. Durch den plötzlichen Lastanstieg (1. senkrechte Linie) wurden die Finger ausgelenkt. Beide Patienten reagierten mit ihrer nicht-

betroffenen linken Hand schnell auf die Störung und wirkten dieser entgegen. Bei Patient 15 betrug die Auslenkung im Mittel 2,3 mm, bei Patientin 17 1,8 mm. Auslenkungen dieser Größe wurden auch bei gesunden Probanden gemessen. Auf der betroffenen Seite dagegen erfolgte bei Patient 15 erst nach etwa 7 mm Auslenkung eine Kompensation. Die angedeutete frühere Reaktion bei einem der drei Durchgänge konnte bei detaillierter Betrachtung nicht als aktive Gegenreaktion gewertet werden. Bei Patientin 17 wurden die Finger in allen drei Durchgängen bis zum Anschlag des Zylinders ausgelenkt, ohne dass eine Reaktion erfolgte.

Abbildung 4-10 zeigt die Fingerauslenkung dS aller Patienten der Stichprobe.

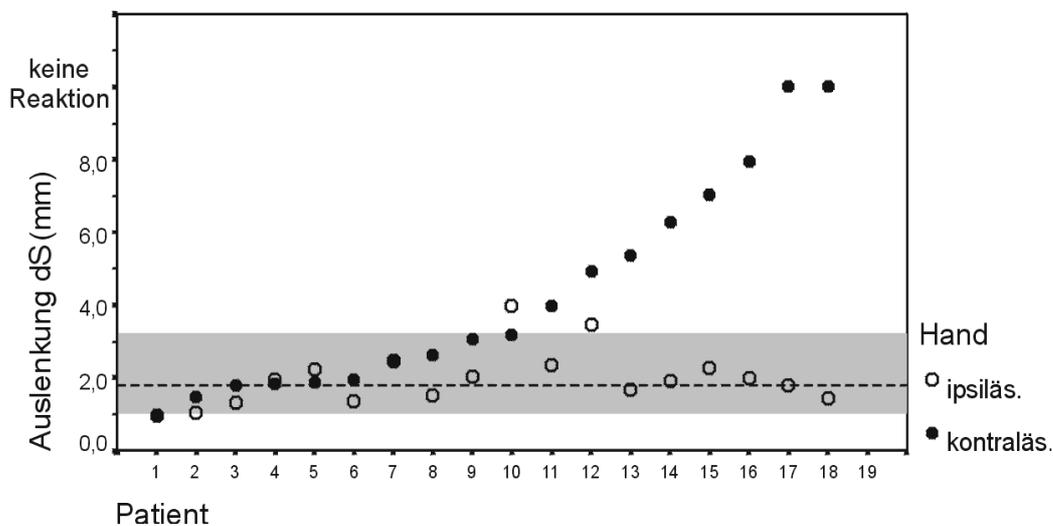


Abbildung 4-10: Störung einer konstanten Fingerposition durch plötzliche Widerstandserhöhung; Fingerauslenkung dS

Die innerhalb des markierten Feldes liegenden Normwerte von Gesunden wurden einer Studie von Hermsdörfer et al. (1994b) entnommen, die den gleichen Versuchsaufbau bei 27 Gesunden und 18 Patienten mit degenerativen Kleinhirnerkrankungen verwendet hatten. Die Auslenkungen der Kontrollstichprobe lagen dabei in einem Bereich zwischen 1,0 und 3,2 mm (Min; Max) mit einem Mittelwert von 1,8 mm.

Bei den untersuchten Patienten wurde aus den drei Durchgängen der Median berechnet. Bei Patient 7 war allerdings nur ein Durchgang auf der kontraläsionalen Seite auswertbar, da ihm das Konstanthalten einer Kraft im Präzisionsgriff große Probleme bereitete. Wie aus der Abbildung hervorgeht, lagen acht der von uns untersuchten Patienten mit ihrer betroffenen Hand außerhalb des Normbereichs, zwei davon zeigten sogar keinerlei Reaktion auf die Störung. Dagegen zeigten mit Ausnahme zweier Patienten, die knapp außerhalb des Kontrollbereichs lagen, alle mit ihrer nicht-betroffenen Hand den Kontrollpersonen vergleichbar geringe Auslenkungen. Die Nummerierung der Patienten erfolgte anhand

der Größe der Fingerauslenkung auf ihrer betroffenen Seite. Bis auf Patient 11 und 12 zeigten alle Patienten, die in dieser Untersuchung auffällig wurden, auch bei klinischen Tests zur Sensibilität deutliche Defizite, sowohl in den taktilen als auch in den propriozeptiven Leistungen. Patienten, die hier „normale“ Leistungen erbrachten, zeigten auch in den klinischen Untersuchungen, wenn überhaupt, nur geringe Sensibilitätsstörungen (s. auch Tabelle 3.4, Seite 53).

Zwischen der Fingerauslenkung dS und den Ergebnissen der elementaren Kraftkontrolle wurden innerhalb der Patientenstichprobe für die betroffene Seite Korrelationen durchgeführt. Verwendet wurde der Korrelationskoeffizient nach Spearman-Rho (r_S) für ordinalskalierte Variablen, um auch die Patienten, die nicht auf die Störung reagierten, mit einbeziehen zu können. Es ergaben sich keine signifikanten Korrelationen. Sogar gegensinnig korrelierten relative Kraftminderung ($F_{\max} \text{diff}$) und Größe der Fingerauslenkung miteinander ($r_S = -0,59$, $p = 0,013$). Dies zeigt, dass Patienten nicht aufgrund einer Parese Schwierigkeiten hatten, der Lasterhöhung entgegenzusteuern.

4.3. Kraftkontrolle bei Objektmanipulation

4.3.1. Bestimmung der minimalen Haltekraft

Die minimale Haltekraft $F_{G\text{slip}}$ wurde als die Kraft definiert, bei der das Objekt bei langsamer Reduktion der Griffkraft aus der Hand zu gleiten begann.

Die untersuchten Kontrollpersonen benötigten im Mittel eine Haltekraft von 1,75 N (SD 0,64 N). Ein Händigkeitseffekt war dabei nicht nachzuweisen. Die Patienten setzten auf der kontraläsionalen Seite im Mittel eine Kraft von 1,85 N (SD 0,80 N) und auf der ipsiläsionalen im Mittel 2,02 N (SD 0,90 N) ein. Der statistische Vergleich mittels t-Test erbrachte beidseitig keinen signifikanten Unterschied der minimalen Haltekraft zwischen Gesunden und Patienten ($p > 0,1$).

4.3.2. Halten des Objektes

Abbildung 4-11 zeigt sechs Hebevorgänge eines 63jährigen Patienten, der nach einem ischämischen Infarkt im linken Mediastromgebiet an einer Hypästhesie der rechten Seite litt. Oben ist die vertikale Beschleunigung, darunter die Griffkraft aufgetragen.

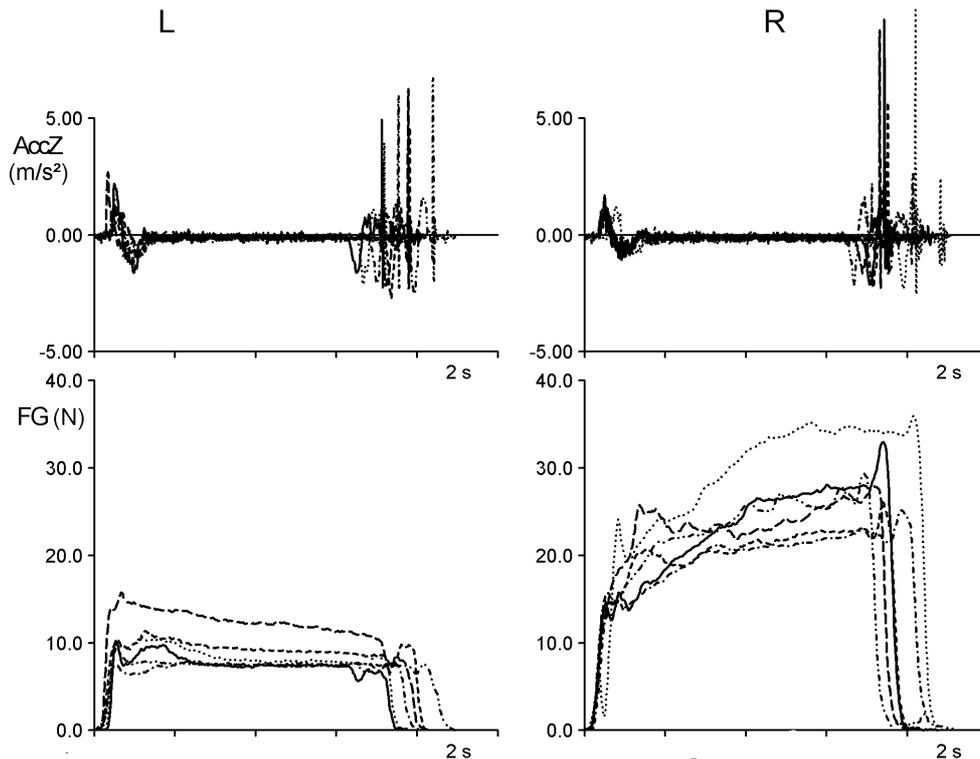


Abbildung 4-11: Anheben und Halten des Objektes. Dargestellt sind vertikale Beschleunigung ($AccZ$) und Griffkraft (F_G) eines Patienten (P 15; m, 63 J., MTI li) auf der nicht-betroffenen linken und der betroffenen rechten Seite (Jeweils 6 Durchgänge sind dargestellt).

Wie das vertikale Beschleunigungssignal zeigt, hielt der Patient nach zügigem Anheben das Objekt beidseitig über mehrere Sekunden ruhig in der Luft. Während er allerdings links etwa eine Kraft von 10 N aufwandte, was mit gesunden Probanden vergleichbar ist, war die Griffkraft rechts auf ca. 20-30 N erhöht. Auch konnte die Griffkraft trotz stabiler Halteposition nicht konstant auf einem Niveau gehalten werden. Mit zunehmender Haltedauer zeigte er darüber hinaus einen Anstieg der Griffkraft. Die Signalspitzen am Ende des Beschleunigungsverlaufs sind auf das abrupte Abbremsen beim Absetzen des Objektes zurückzuführen.

In Abbildung 4-12 ist die mittlere Haltekraft ($F_{G\text{hold}}$) aller Patienten der Stichprobe im Vergleich zu den Kontrollpersonen dargestellt.

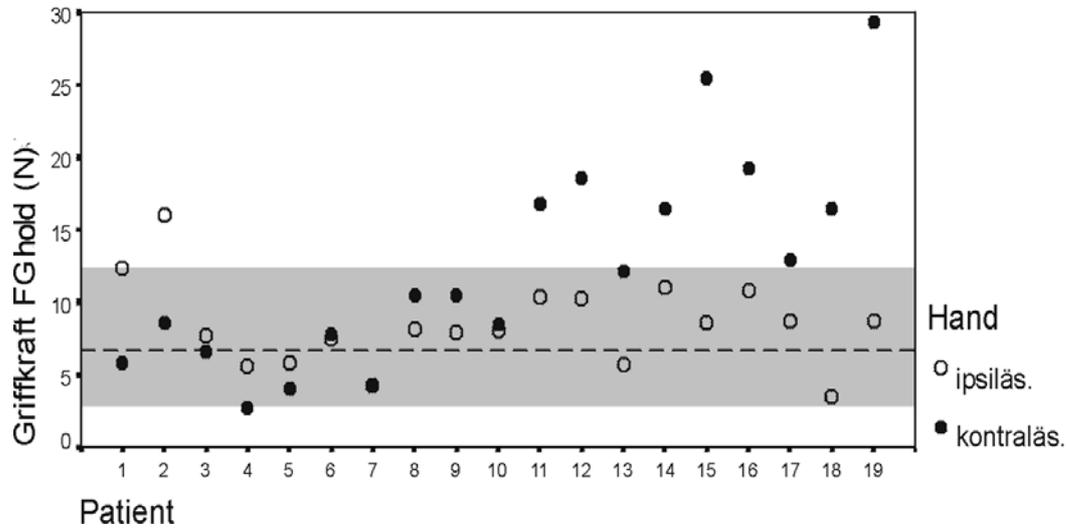


Abbildung 4-12: Halten des Objektes - mittlere Griffkraft

Wie der Graphik zu entnehmen ist, wendeten acht Patienten mit ihrer betroffenen Hand zum Teil massiv erhöhte Kräfte beim Halten des Objektes auf. Dabei handelt es sich ausschließlich um Patienten, die auch bei der Störung einer konstanten Fingerposition größere Fingerauslenkungen zeigten. Im Mittel übten die Patienten auf ihrer betroffenen Seite eine Kraft von 12,4 N auf das Objekt aus und lagen damit erheblich über dem Mittelwert der Kontrollpersonen (6,7 N). Der t-Test bewies die Signifikanz dieses Unterschieds ($t=2,70$; $p=0,012$). Obwohl, wie die Abbildung zeigt, bis auf zwei Patienten alle mit ihrer nicht-betroffenen Hand im Kontrollbereich lagen und sich im Mittel eine wesentlich geringere Haltekraft als auf der betroffenen Seite errechnete (8,5 N), ergab die statistische Überprüfung auch hier einen signifikanten Unterschied zu den gesunden Probanden ($t=2,14$; $p=0,039$).

Weitere Leistungsparameter, die zur Beurteilung dieser Aufgabe herangezogen wurden, und gruppenstatistische Ergebnisse sind der Tabelle 4.2 zu entnehmen. Signifikante Leistungsunterschiede zwischen Patienten und gesunden Probanden sind in der Tabelle mit Stern markiert.

Parameter		Patienten		Gesunde
		Kontraläsional (n = 19)	Ipsiläsional (n = 19)	Beide Hände (n = 38)
Griffkraft F_G hold (N)	MW (SD) [Min; Max]	12,41 (7,31)* 2,63; 29,31	8,45 (2,98)* 3,47; 16,03	6,71 (3,89) 2,13; 18,30
F_G hold_VK (%)	MW (SD) [Min; Max]	3,96 (3,28) 0,87; 14,35	2,61 (1,30) 1,34; 6,56	2,81 (1,14) 1,21; 5,88
Kraftdifferenz $dF = F_{Gend} - F_{Gstart}$ (N)	MW (SD) [Min; Max]	-3,60 (5,24) -16,55; 7,92	-2,92 (2,18) -8,55; 0,32	-2,72 (3,03) -12,94; 1,82
AccZ_SD (m/s^2)	MW (SD) [Min; Max]	0,125 (0,088) ^(*) 0,066; 0,436	0,094 (0,022) 0,069; 0,158	0,088 (0,028) 0,062; 0,198

Tabelle 4.2: Halten des Objektes - Vergleich von Patienten mit Kontrollpersonen (t-Test, s. Kap.3.4) mittlere Griffkraft (F_G hold), Variationskoeffizient der Griffkraft (F_G hold_VK), Kraftdifferenz zwischen der Griffkraft am Beginn der stabilen Haltephase und am Ende vor dem Absetzen ($dF = F_{Gend} - F_{Gstart}$), Standardabweichung der vertikalen Beschleunigung (AccZ_SD). Mittelwerte (MW), Standardabweichungen (SD), Minima (Min) und Maxima (Max); n = Anzahl der gültigen Werte; Ergebnisse des t-Tests: ^(*): $p < 0,1$, *: $p < 0,05$, **: $p < 0,01$, ***: $p < 0,001$

Um zu beurteilen, inwieweit die Griffkraft während der stabilen Haltephase konstant blieb, wurde die Standardabweichung der Griffkraft über das 3s-Zeitfenster bestimmt. Der statistische Vergleich zwischen Patienten und Kontrollpersonen zeigte eine knapp unter dem Signifikanzniveau liegende höhere SD für die kontraläsionale Seite ($t=2,12$; $p=0,048$). Betrachtet man die relative Variabilität der Griffkraft (F_G hold_VK), lagen die Patienten auf der betroffenen Seite mit einer Abweichung von 3,96 % von der mittleren Haltekraft zwar deutlich höher als die Kontrollpersonen, wegen der großen Streuung innerhalb der Gruppe erreichte der Mittelwertsunterschied im t-Test die Signifikanzschwelle aber nicht ($p > 0,1$). Auf der ipsiläsionalen Seite ergab sich weder für die absolute noch für die relative Variabilität der Griffkraft ein statistisch signifikanter Unterschied zu den Kontrollpersonen.

Wie die Kraftdifferenz dF zeigt, regulierten beide Gruppen ihre Griffkraft mit zunehmender Haltedauer nach unten. Kurz vor dem Absetzen des Objektes hatten sie im Mittel eine geringere Griffkraft als zu Beginn der statischen Phase. Dies kann als eine Anpassung der Kraft an das Gewicht des Objektes angesehen werden. Nur der Patient, dessen Hebevorgänge in Abbildung 4-11 demonstriert wurden, erhöhte seine Haltekraft im Verlauf der Durchgänge. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ergaben sich im statistischen Vergleich nicht.

Um festzustellen, wie ruhig das Objekt gehalten werden konnte, wurde die Standardabweichung der vertikalen Beschleunigung (AccZ) für das 3s-Zeitintervall berechnet. Hier zeigten Patienten auf der betroffenen Seite eine lediglich im Trend signifikant höhere Abweichung als die gesunden Probanden ($p=0,099$).

Die statistische Analyse innerhalb der Kontrollgruppe erbrachte für keinen der untersuchten Parameter einen Händigkeitunterschied zwischen linker und rechter Hand.

Im Rahmen der Untersuchung wurden drei Durchgänge vor der folgenden Aufgabe *Transportieren des Objektes* und drei danach durchgeführt. Hierdurch sollte die Frage beantwortet werden, ob eine größere Vertrautheit mit dem Gegenstand die Haltekraft beeinflusst. Im Mittel gebrauchten sowohl Gesunde als auch Patienten im zweiten Durchgangsblock überraschenderweise mehr Kraft beim Halten des Objektes als vorher. Die Signifikanzschwelle wurde allerdings nur auf der nicht-betroffenen Seite der Patienten überschritten ($p < 0,001$). Ursächlich für den geringeren Krafteinsatz im ersten Block dürfte eventuell gewesen sein, dass direkt vor dem Halten der Test der minimalen Haltekraft - mit aufgabenbedingten niedrigen Haltekraften - durchgeführt worden war. Für die statistische Analyse wurde über alle sechs Durchgänge einer Seite gemittelt.

Die Prüfung auf Korrelationen der einzelnen Parameter ergab erwartungsgemäß einen direkten Zusammenhang zwischen der Variabilität der vertikalen Beschleunigung ($AccZ_{SD}$) und der Variabilität der Griffkraft ($F_{G,hold_VK}$): Je unruhiger das Objekt gehalten wurde, desto größer waren auch die Kraftschwankungen. Die Korrelation war hochsignifikant: $r=0,85$; $p < 0,001$. Ein nur knapp über dem Signifikanzniveau liegender Zusammenhang ($r=0,45$; $p=0,055$) ergab sich zwischen der Griffkraft selbst und deren Variationskoeffizienten: Die Patienten, die am meisten Kraft aufwendeten, hatten auch größere Probleme, diese auf einem konstanten Niveau zu halten; wobei als Ursache der höheren Inkonstanz der Griffkraft nicht, wie vielleicht zu vermuten wäre, eine geringere Stabilität der Armhaltung bei Patienten, die höhere Griffkräfte einsetzten, zu sehen war. Es ergab sich keine Korrelation zwischen der Griffkraft und $AccZ_{SD}$. Auch fand sich kein Zusammenhang zwischen der Höhe der Haltekraft und dem Kraftverlauf dF . Eine Korrelation dieser Variablen bei den Kontrollpersonen allerdings ergab einen hochsignifikanten Zusammenhang: Je höher die Griffkraft war, desto mehr wurde sie im Verlauf des Haltens reduziert ($r=-0,93$; $p < 0,001$). Bei Patienten war diese Korrelation nicht signifikant. Diese reaktive Kraftanpassung an das Gewicht des gehaltenen Objektes schien damit bei Patienten, trotz oftmals überhöhter Griffkräfte, auf der betroffenen Seite zu fehlen.

4.3.3. Transportieren des Objektes

Der Verlauf von Griffkraft und den Beschleunigungen in vertikaler und sagittaler Richtung $AccZ$ und $AccY$ beim Transportieren der „Thunfischdose“ sind am Beispiel einer 30-jährigen Patientin in Abbildung 4-13 dargestellt. Die Patientin hatte eine linksseitige Gehirnblutung im Bereich der Stammganglien erlitten und zeigte zum Zeitpunkt der Untersuchung eine armbetonte Restparese der rechten Seite mit deutlichen Defiziten in Berührungs- und Propriozeption.

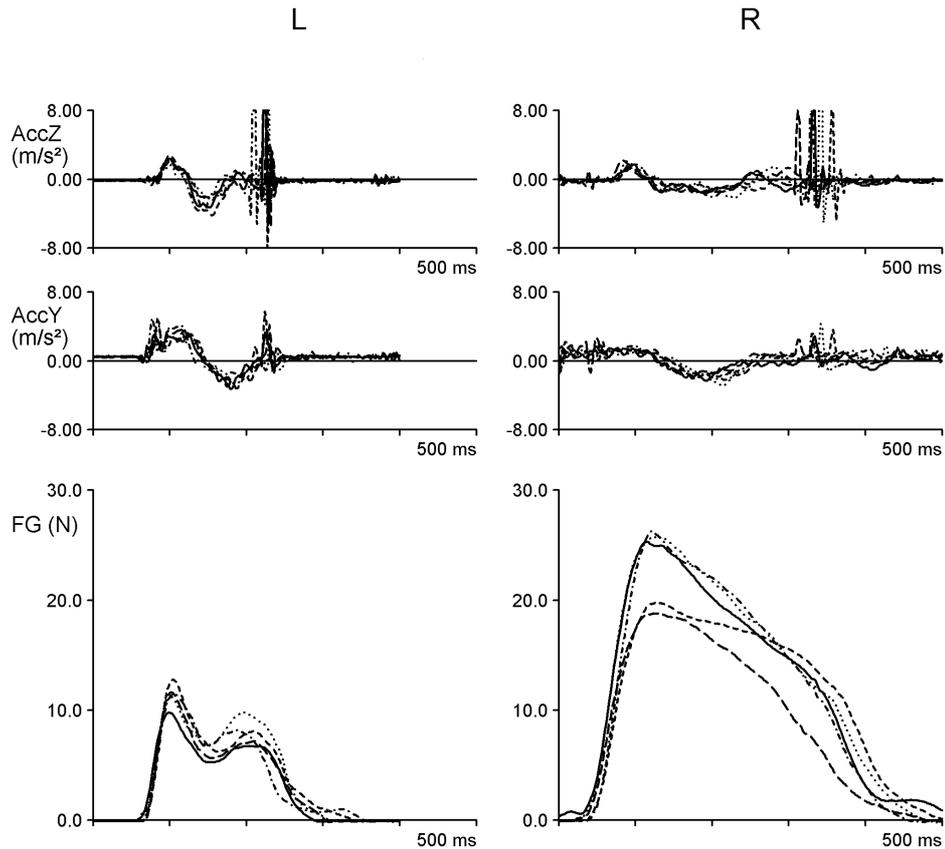


Abbildung 4-13: Heben und Transportieren des Objektes am Beispiel einer Patientin (P 17; w, 30 J., ICB li) mit ihrer nicht-betroffenen linken Hand und ihrer betroffenen rechten Hand. Fünf Durchgänge sind jeweils übereinander gezeichnet. Dargestellt sind vertikale und sagittale Beschleunigung (AccZ, AccY) und die Griffkraft (F_G).

Auf ihrer nicht-betroffenen linken Seite zeigte die Patientin den gleichen Kurvenverlauf wie die Kontrollperson in Abbildung 3-10 auf Seite 40. Sie lag mit ihrer Griffkraft sogar niedriger als diese. Auch wird die Regelmäßigkeit, mit der die Bewegung ausgeführt wurde, deutlich: Kraft- und Beschleunigungsprofile der fünf Durchgänge sind beinahe identisch.

Auf ihrer betroffenen rechten Seite dagegen benötigte die Patientin erheblich mehr Zeit und setzte mehr als doppelt so viel Kraft ein als mit ihrer linken Hand. Aus den Beschleunigungssignalen wird auch deutlich, dass die Bewegung nicht so rund und regelmäßig durchgeführt wurde.

Abbildung 4-14 zeigt die maximale Griffkraft aller 19 Patienten beim Transportieren der „Thunfischdose“.

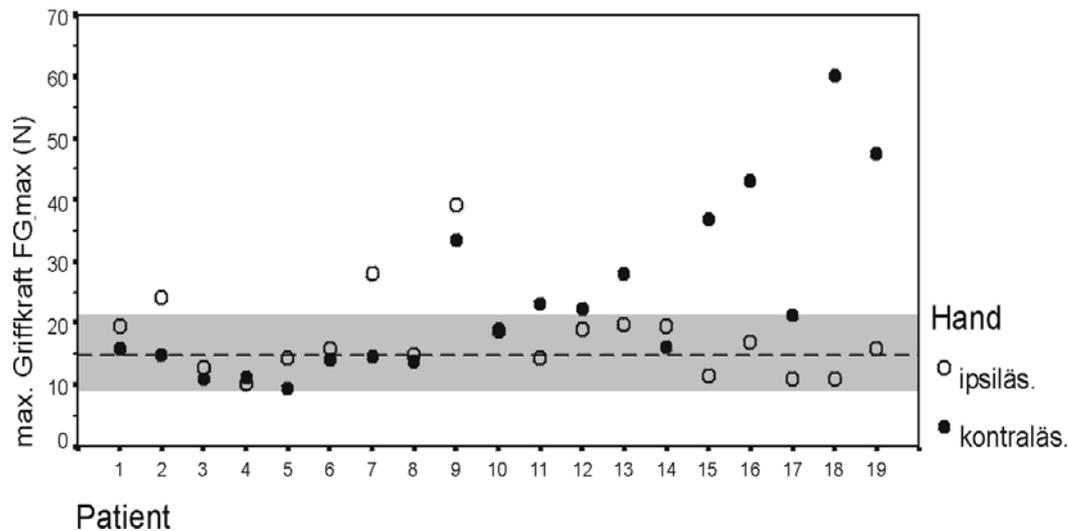


Abbildung 4-14: Transportieren des Objektes – maximale Griffkraft

Die Kontrollpersonen griffen mit einer mittleren maximalen Kraft von ca. 15 N zu und streuten in einem Bereich von 9 N bis 21 N (10.-90. Perzentile). Zumeist fiel die Maximalkraft mit dem 1. Kraftanstieg beim Anheben des Objektes zusammen.

Neun Patienten lagen mit ihrer kontraläsionalen Hand an der oberen Grenze bzw. deutlich außerhalb des Kontrollbereiches. Dabei handelt es sich um Patienten, die auch beim Halten hohe Griffkräfte aufwendeten. Ausnahmen stellen Patient 9 und 14 dar: Während der eine beim Halten eine normal hohe Kraft verwendete und beim Transport einen überhöhten Krafteinsatz zeigte, war bei dem anderen die Maximalkraft beim Bewegen des Objektes nicht höher als die mittlere Kraft beim statischen Halten. Allerdings führte Patient 9 die Bewegung relativ schnell (ca. 600 ms) aus, während Patient 14 mit einer Dauer von etwa 1400 ms relativ langsam war. Mit einer extrem hohen Kraft von 60 N griff Patientin 18 zu. Drei Patienten gebrauchten mit ihrer nicht-betroffenen Hand auffällig hohe Griffkräfte. Die statistische Überprüfung zeigte, dass die Patienten mit der kontraläsionalen Hand eine signifikant höhere Griffkraft einsetzten als die Kontrollpersonen ($t=2,79$; $p=0,011$). Ipsiläsional ergab sich kein signifikanter Unterschied (vgl. Tabelle 4.3, Seite 76).

Einen zeitlichen Aspekt der Kraftkontrolle erfasst die Kraftanstiegsdauer ($t_{F_G\text{peak}}$), die Zeit bis zum 1. Kraftpeak in der Griffkraftkurve, welche das Anheben und Beschleunigen des Objektes in Richtung Zielpunkt einschließt.

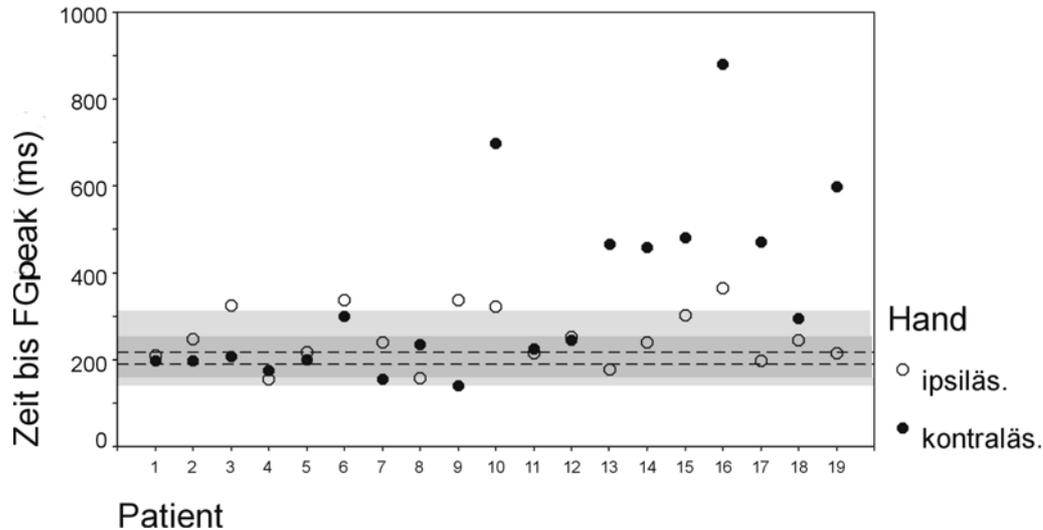


Abbildung 4-15: Transportieren des Objektes – Kraftanstiegszeit t_{FGpeak}

Wie Abbildung 4-15 zu entnehmen ist, zeigte sich bei den gesunden Probanden ein signifikanter Händigkeitseffekt: Rechts wurde die Kraft im Mittel schneller als links aufgebaut (rechts: 189 ms, links: 218 ms). Dieser Händigkeitseffekt lässt sich dabei nicht auf einen rein zeitlichen Unterschied in der Ausführung zurückführen, denn in der Gesamtzeit wurde die Aufgabe auf beiden Seiten gleich schnell ausgeführt.

Sieben Patienten benötigten im Durchschnitt mehr Zeit, die erforderliche Kraft aufzubauen, als die gesunden Probanden. Dabei handelt es sich zwar um Patienten, die auch überhöhte Griffkräfte in dieser Aufgabe zeigten, vergleicht man aber Kraftmaxima und Zeit von der ersten Berührung bis zum Erreichen dieser Kraft für jeden einzelnen Patienten, sind klare Dissoziationen bei einigen Patienten erkennbar (Pat. 9,10,11,14,17,18; vgl. Abbildung 4-14). In der statistischen Analyse zeigte sich trotz großer Streuung innerhalb der Patientengruppe ein unter dem 1 %-Niveau liegender signifikanter Unterschied zwischen Patienten und Gesunden. Die Patienten benötigten auf ihrer betroffenen Seite deutlich mehr Zeit, die Kraft aufzubauen, als die gesunden Probanden ($t=3,27$; $p=0,004$). Betrachtet man allerdings die Kraftanstiegszeit im Verhältnis zur Gesamtzeit (t_{FGpeak}/t_{ges}), dann besteht nur noch ein schwacher Trend zu einem signifikanten Unterschied zwischen beiden Gruppen ($p=0,092$). Ipsilateral ergab sich weder für die absolute noch für die relative Kraftanstiegszeit ein signifikanter Unterschied zur Kontrollgruppe (vgl. Tabelle 4.3).

Beim Vergleich der Gesamtdauer der Bewegung zwischen Patienten und Gesunden ist zu berücksichtigen, dass es keine feste Geschwindigkeitsvorgabe gab, und die Aufgabe so alltagsgetreu wie möglich durchgeführt werden sollte. Die Kontrollpersonen benötigten für den Transport des Gegenstandes

zwischen 574 und 1025 ms (10. – 90. Perzentile) mit einer mittleren Zeit von 765 ms. Wie aus der Graphik ersichtlich ist, variierten die Patienten deutlich mehr in der Dauer der Ausführung. Neun Patienten führten den Transport mit der betroffenen Hand, teilweise auch mit der nicht-betroffenen Hand langsamer als die Kontrollpersonen aus.

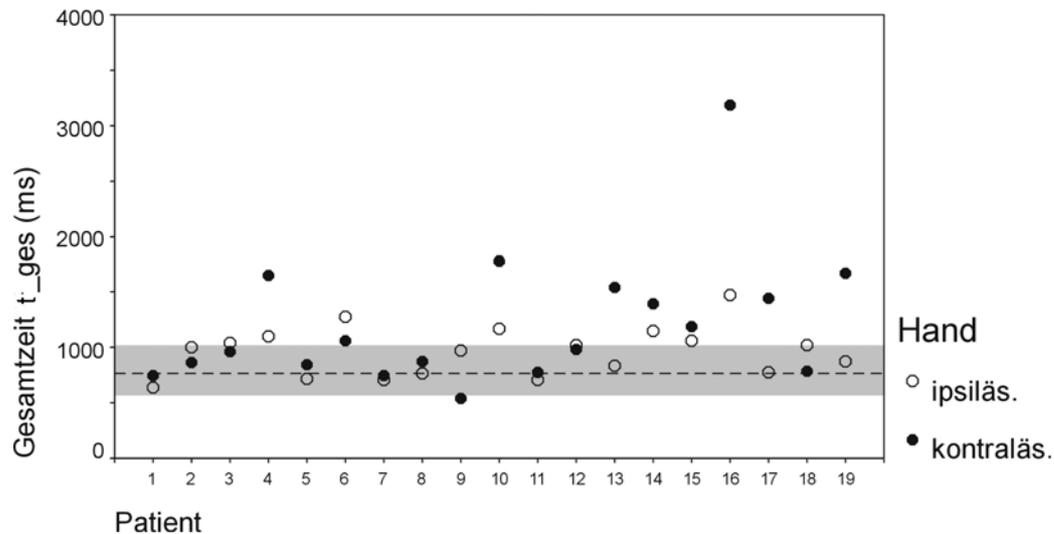


Abbildung 4-16: Transportieren des Objektes – Gesamtdauer des Transportvorgangs

Dies zeigte sich auch in der statischen Analyse: Die Patienten waren sowohl mit der betroffenen als auch mit der nicht-betroffenen Hand signifikant langsamer als die Kontrollpersonen (kontraläsional: $t=3,27$; $p=0,004$, ipsiläsional: $t=2,85$; $p=0,007$). Die Tatsache, dass auch mit der nicht-betroffenen Seite die Bewegung, in der das Tempo frei wählbar war, langsamer ausgeführt wurde, könnte eine gewisse Sicherheitsstrategie der Patienten widerspiegeln.

Alle gruppenstatistischen Ergebnisse für die Aufgabe *Heben und Transportieren des Objektes* sind in Tabelle 4.3, Seite 76 zusammengefasst. Signifikante Ergebnisse sind mit Stern markiert.

Neben der maximalen Griffkraft wurde als zweiter Kraftparameter F_{GAccY0} bestimmt. Dieser beschreibt die Griffkraft in der Mitte des Transports zwischen Beschleunigen und Abbremsen des Objektes, wenn die sagittale Beschleunigung den Wert Null annimmt. Auch an diesem Punkt zeigten die Patienten mit ihrer betroffenen Hand eine signifikant höhere Griffkraft als gesunde Probanden ($t=2,69$; $p=0,014$). Ein schwacher Trend zu einer signifikant höheren Kraft war auch auf der nicht-betroffenen Seite der Patienten im Vergleich zu den Kontrollpersonen zu verzeichnen ($p=0,096$).

Mit der Frage nach der Konstanz der Leistungen während der acht Durchgänge wurde der Variationskoeffizient von F_{Gmax} und $t_{F_{Gpeak}}$ bestimmt. Bei der Maximalkraft zeigte sich kein signifikanter

Unterschied in der Variabilität zwischen Patienten und gesunden Probanden ($p > 0,1$ kontra- und ipsiläsional). Demgegenüber ergab sich hinsichtlich der Variabilität der Kraftanstiegsdauer $t_{F_G\text{peak}}$ ein signifikanter Unterschied zwischen Patienten- und Kontrollgruppe für die kontraläsionale Seite ($t = 2,08$; $p = 0,044$). Ipsiläsional erreichte der t-Test trotz des höheren Mittelwertes der Patienten aufgrund der großen Streuung kein signifikantes Ergebnis ($p > 0,1$).

Parameter		Patienten		Gesunde
		Kontraläsional (n = 19)	Ipsiläsional (n = 19)	Beide Hände (n = 38)
$F_{G\text{max}}$ (N)	MW (SD) [Min; Max]	23,93 (14,14)* 9,21; 60,28	17,62 (6,96) 10,03; 39,14	14,75 (4,65) 6,82; 27,91
$F_{G\text{max_VK}}$ (%)	MW (SD) [Min; Max]	16,62 (6,75) 7,75; 31,38	14,89 (6,27) 5,70; 36,00	14,55 (4,81) 7,75; 26,34
$F_{G\text{AccY0}}$ (N)	MW (SD) [Min; Max]	17,22 (11,76)* 5,18; 50,82	13,22 (6,65) ^(*) 6,10; 33,84	9,93 (3,64) 3,43; 18,35
$t_{F_G\text{peak}}$ (ms)	MW (SD) [Min; Max]	348 (207)** 140; 880	250 (64) 155; 366	Li: 218 (60) Re: 189 (46) Li: 159; 356 Re: 133; 314
$t_{F_G\text{peak_VK}}$ (%)	MW (SD) [Min; Max]	17,82 (6,30)* 9,54; 32,52	21,42 (13,15) 8,21; 52,30	16,33 (9,18) 6,66; 46,49
t_{ges} (ms)	MW (SD) [Min; Max]	1214 (604)** 543; 3185	965 (221)** 643; 1479	765 (158) 503; 1164
$t_{F_G\text{peak}}/t_{\text{ges}}$ (%)	MW (SD) [Min; Max]	28,25 (7,19) ^(*) 10,83; 39,96	26,34 (5,19) 14,20; 34,61	Li: 28,25 (4,57) Re: 25,13 (3,31) Li: 20,93; 37,41 Re: 20,94; 31,14

Tabelle 4.3: Heben und Transportieren des Objektes- Vergleich von Patienten mit Kontrollpersonen (t-Test, s. Kap 3.4)

Maximale Griffkraft ($F_{G\text{max}}$) & Variationskoeffizient ($F_{G\text{max_VK}}$), Griffkraft bei $\text{AccY}=0$ ($F_{G\text{AccY0}}$), Kraftanstiegszeit ($t_{F_G\text{peak}}$) & Variationskoeffizient ($t_{F_G\text{peak_VK}}$), Gesamtzeit (t_{ges}), relative Kraftanstiegszeit ($t_{F_G\text{peak}}/t_{\text{ges}}$;

Mittelwerte (MW), Standardabweichungen (SD), Minima (Min) und Maxima (Max); n = Anzahl der gültigen Werte, links (Li), rechts (Re); Ergebnisse des t-Tests: ^(*): $p < 0,1$, *: $p < 0,05$, **: $p < 0,01$, ***: $p < 0,001$

Die Prüfung auf Korrelationen zwischen den einzelnen Parametern für die kontraläsionale Seite der Patienten erbrachte erwartungsgemäß einen signifikanten Zusammenhang zwischen den beiden Kraftvariablen $F_{G\text{max}}$ und $F_{G\text{AccY0}}$ ($r = 0,98$; $p < 0,001$).

Eine nur knapp unter der Signifikanzschwelle liegende Korrelation ergab sich zwischen der maximalen Griffkraft und der Kraftanstiegszeit ($r = 0,48$; $p = 0,049$), wobei diese Korrelation durch Dissoziationen gekennzeichnet ist (s. Seite 74). Es lässt sich daher vermuten, dass lange Kraftanstiegszeiten nicht

oder nur in geringem Maße auf hohe Griffkräfte zurückzuführen waren. Ebenfalls signifikant korrelierte die Kraftanstiegszeit mit dem zweiten Kräfteparameter F_{GAccY0} ($r=0,47$; $p=0,041$). Eine höher signifikante Korrelation ergab sich für die relative Kraftanstiegsdauer (t_{Fgpeak}/t_{ges}) mit den beiden Kräftevariablen: F_{Gmax} ($r=0,60$; $p=0,007$) und F_{GAcc0} ($r=0,65$; $p=0,003$). Die Betrachtung der zeitlichen Kennwerte untereinander zeigte eine direkte Abhängigkeit der Variablen t_{Fgpeak} und t_{ges} ($r=0,87$; $p<0,001$). Die Zeit bis zum 1. Kraftpeak scheint also eher von der Gesamtzeit der Bewegung beeinflusst zu sein, als vom Kraftniveau der Griffkraft. Zu erwähnen ist noch, dass sich zwischen der Gesamtzeit und der Maximalkraft keine signifikante Korrelation fand. Dies zeigt, dass nicht unbedingt diejenigen Patienten, die überhöhte Griffkräfte einsetzten, auch in der Bewegungsdauer Defizite erkennen ließen.

4.3.4. Diskrete vertikale Bewegungen

In dieser Aufgabe sollten die Versuchspersonen diskrete Auf- und Abwärtsbewegungen mit dem Manipulandum ausführen und zwischen den einzelnen Bewegungen das Objekt für ca. 2 s ruhig in der Luft halten. In Kapitel 3.3.3.4 (s. Seite 44) wurden anhand eines gesunden Probanden Bewegungsprofil und Verlauf der Lastkraft und Griffkraft ausführlich erläutert. Die folgenden Graphiken zeigen Auf- und Abwärtsbewegungen eines 67jährigen Patienten, der nach einem ausgedehnten Hirninfarkt im posterioren Stromgebiet rechts zum Zeitpunkt der Untersuchung eine Restparese und Hypästhesie der linken Hand aufwies. In Abbildung 4-17 sind aufwärts gerichtete Bewegungen, in Abbildung 4-18 abwärts gerichtete Bewegungen gezeigt. Es sind jeweils drei einzelne Bewegungen eines Durchgangs übereinander aufgetragen.

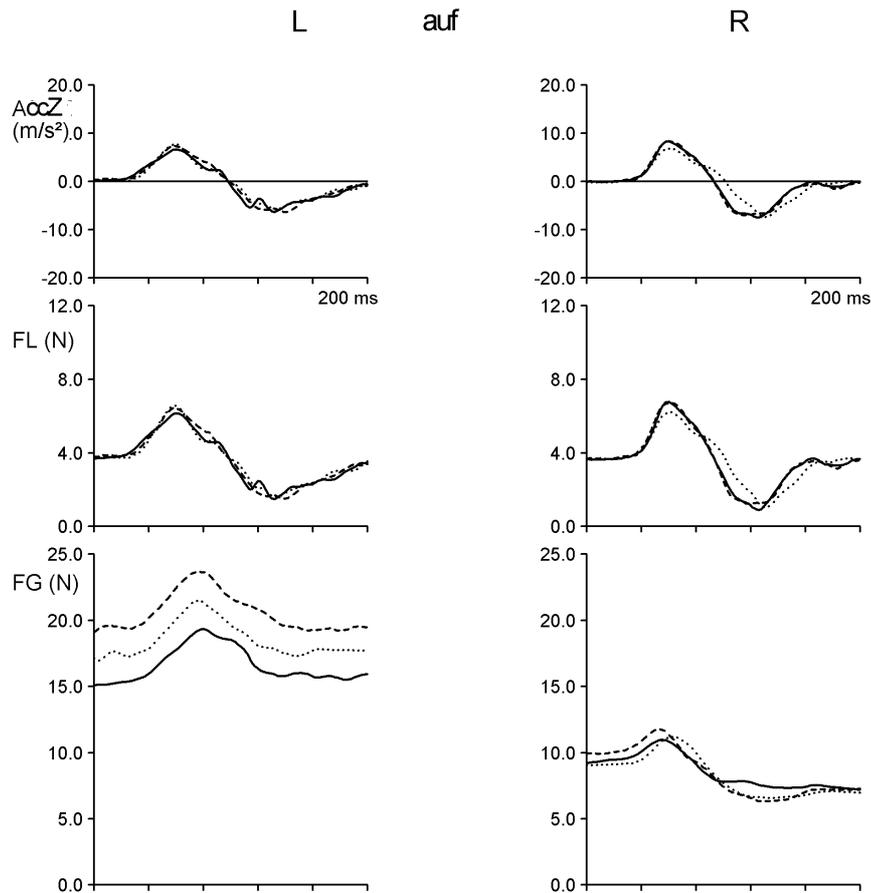


Abbildung 4-17: Diskrete vertikale Bewegungen mit der „Thunfischdose“; übereinander aufgetragen sind drei aufwärts gerichtete Bewegungen eines 67jährigen Patienten (P 13) mit seiner betroffenen linken und seiner nicht-betroffenen rechten Hand. Von oben nach unten: vertikale Beschleunigung (AccZ), Lastkraft (F_L), Griffkraft (F_G).

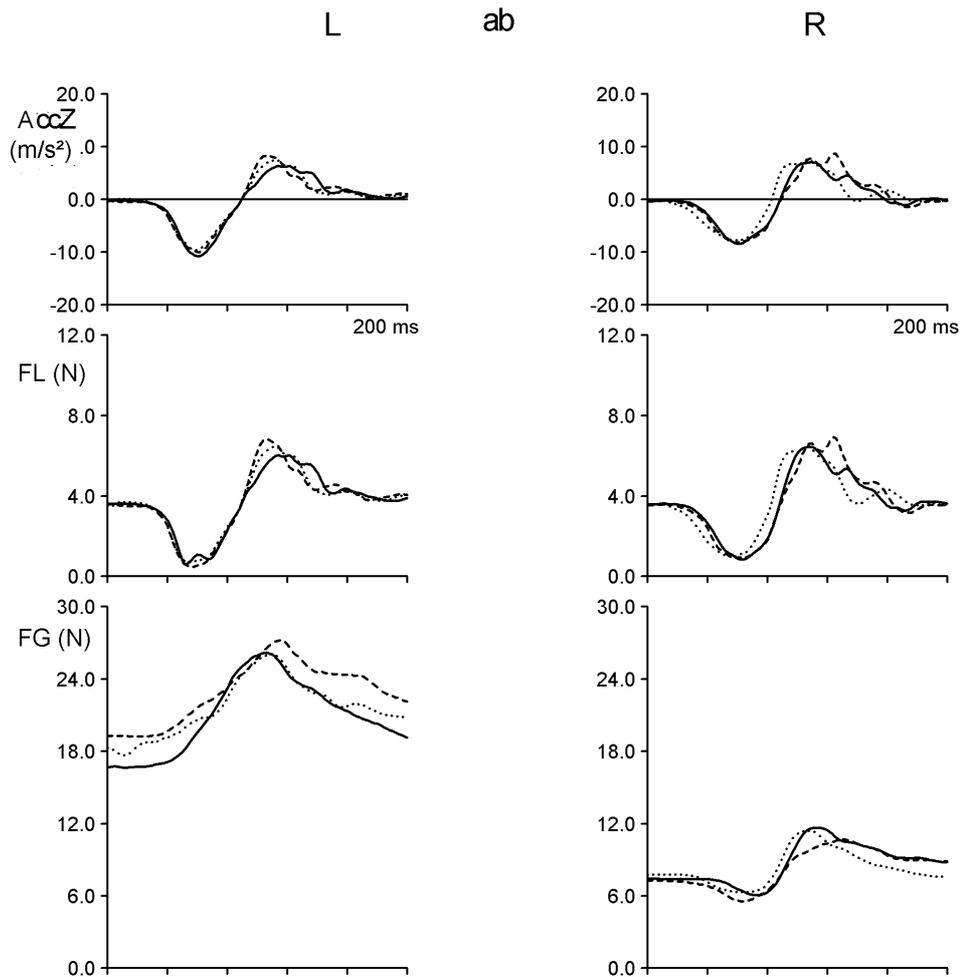


Abbildung 4-18: Diskrete vertikale Bewegungen – abwärts gerichtet. Die Bewegungen stammen von demselben Patienten wie in Abbildung 4-17.

Anhand des Beschleunigungssignals ($AccZ$) ist ersichtlich, dass der Patient mit seiner nicht-betroffenen rechten und mit seiner betroffenen linken Hand die Bewegungen in beide Richtungen etwa gleich schnell und gleichmäßig durchführte. Die Last verhielt sich parallel zur kinematischen Beschleunigung: Bei nach oben gerichteten Bewegungen erreichte sie anfangs, während der Beschleunigungsphase, ihr Maximum, in Abwärtsrichtung zum Ende hin, beim Abbremsen der Bewegung. Bei Betrachtung der Griffkraft fällt ein deutlich höheres Kraftniveau auf der betroffenen linken Seite ins Auge. Trotzdem wurde auch hier die Griffkraft mit der Lastkraft moduliert. Sie erreichte ein Maximum, wenn die Last maximal wurde, und nahm ab, wenn die Last minimal wurde. Die Modulation der Griffkraft war sogar mit der betroffenen Hand stärker als mit der nicht-betroffenen Hand (v. a. bei Abwärtsbewegungen). Allerdings ist bei der Abwärtsbewegung mit der betroffenen Hand keine temporäre Entspannung der Griffkraft erkennbar, wenn die Last zu Beginn minimal wird, so wie das bei der rechten Hand oder bei der Kontrollperson in Abbildung 3-12 (s. Seite 44) zu sehen ist. Vielmehr

wurde die Griffkraft bereits ab Bewegungsbeginn erhöht. Hinsichtlich der zeitlichen Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft zeigte sich eine geringe Abweichung beider Kraftmaxima auf der kontraläsionalen Seite, während sie ipsiläsional exakt aufeinander abgestimmt waren.

Im Folgenden wurden die Leistungen aller Patienten der Stichprobe anhand ausgewählter Leistungsparameter beurteilt. Eine Zusammenfassung der gruppenstatistischen Ergebnisse von Patienten und Gesunden kann Tabelle 4.4 auf Seite 87 entnommen werden.

Zunächst wurde mittels t-Test die Vergleichbarkeit der Bewegungen von Patienten und Kontrollpersonen hinsichtlich kinematischer Parameter überprüft. Dabei ergaben sich für die maximale vertikale Beschleunigung (MaxAcc bei Aufwärtsbewegungen, MinAcc bei Abwärtsbewegungen) keine signifikanten Leistungsunterschiede zwischen Patienten- und Kontrollgruppe ($p > 0,1$). Dementsprechend ergab sich auch hinsichtlich der induzierten Last kein Gruppenunterschied ($p > 0,1$).

Abbildung 4-19 zeigt die maximale Griffkraft der einzelnen Patienten im Vergleich zu den Kontrollpersonen. Auf- und Abwärtsbewegung sind separat dargestellt.

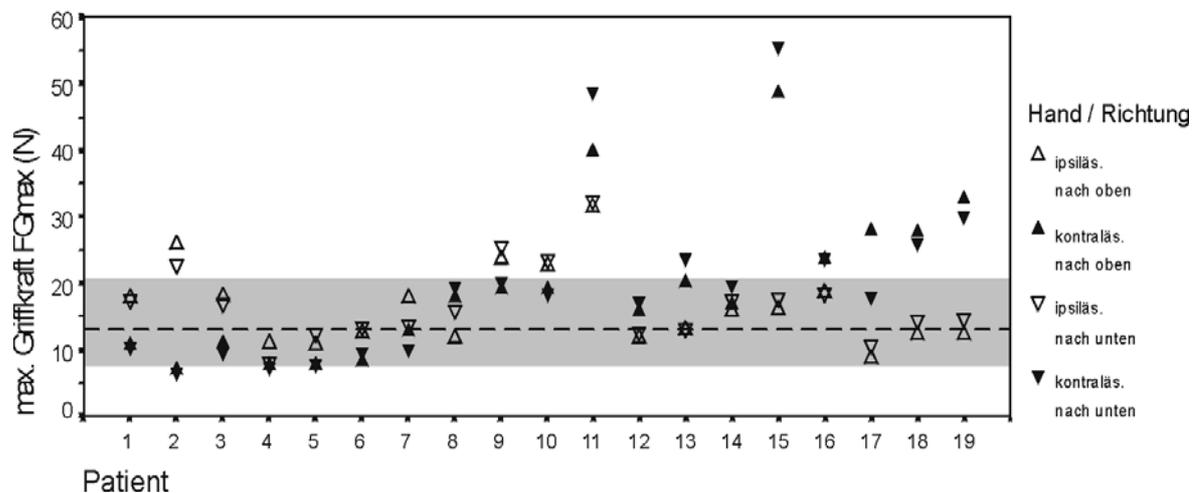


Abbildung 4-19: Diskrete Auf- und Abwärtsbewegungen des Objektes – maximale Griffkraft

Wie der Graphik zu entnehmen ist, lagen sieben Patienten mit ihrer kontraläsionalen Hand außerhalb des Kontrollbereiches, wobei Patient 13 lediglich in abwärts gerichteten Bewegungen, Patientin 17 bei Aufwärtsbewegungen eine höhere Maximalkraft als die gesunden Probanden zeigte. Zwei Patienten (Pat. 11 und Pat. 15) boten massiv erhöhte Griffkräfte auf der betroffenen Seite auf. Patient 11 produzierte auch mit seiner nicht-betroffenen Hand aus unklarem Grund stark überhöhte Griffkräfte. Drei

weitere Patienten lagen mit ihrer ipsiläsionalen Hand knapp außerhalb des Kontrollbereichs. Der statistische Vergleich von Patienten und Gesunden zeigte, dass die Patienten trotz vergleichbarer Lastkräfte mit ihrer betroffenen Hand signifikant höhere maximale Griffkräfte in beiden Bewegungsrichtungen produzierten: aufwärts: $t=2,47$; $p=0,021$, abwärts: $t=2,36$; $p=0,028$ (s. Tabelle 4.4, Seite 87). Geringere, aber auch im Trend signifikant höhere Griffkräfte als bei den Kontrollpersonen waren auf der ipsiläsionalen Seite der Patienten zu messen (aufwärts: $p=0,098$, abwärts: $p=0,064$).

Die Haltekraft am Start einer Bewegung war in beiden Bewegungsrichtungen bei den Patienten höher als bei den gesunden Probanden. Die Signifikanzschwelle wurde diesmal auch auf der ipsiläsionalen Seite überschritten: *kontraläsional*: aufwärts: $t=2,40$; $p=0,026$, abwärts: $t=2,58$; $p=0,017$; *ipsiläsional*: aufwärts: $t=2,66$; $p=0,012$, abwärts: $t=2,54$; $p=0,016$ (vgl. Tabelle 4.4).

Ein besonders objektives Maß zur Beurteilung der Griffkraft stellt das Verhältnis von Griff- zu Lastkraft dar, da sich etwaige Unterschiede in Geschwindigkeit und Amplitude der Bewegungen und damit in der Last relativieren. Das Kraftverhältnis wurde jeweils zum Zeitpunkt der maximalen Lastkraft berechnet. Die Ergebnisse zeigt Abbildung 4-20.

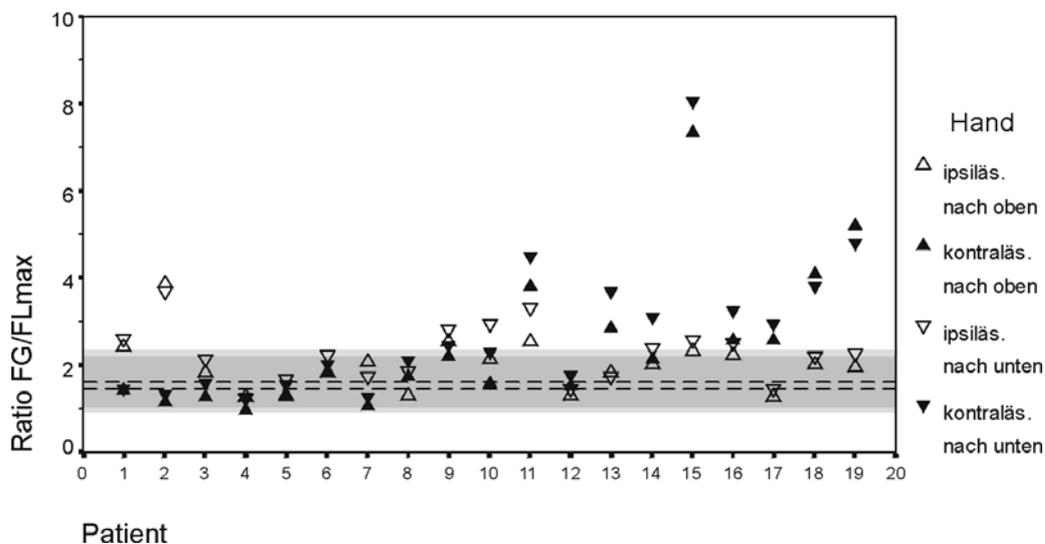


Abbildung 4-20: Diskrete Auf- und Abwärtsbewegungen des Objektes- Verhältnis von Griff- zu Lastkraft

Hier ergab sich bei den Kontrollpersonen eine Richtungsabhängigkeit: Die mittlere Kraftratio bei Bewegungen nach oben war etwas geringer als bei Bewegungen nach unten.

Neun Patienten zeigten kontraläsional eine im Verhältnis zur induzierten Lastkraft über die Norm erhöhte Griffkraft, wobei es sich um dieselben Patienten handelte, die bereits beim Halten und Transportieren des Objektes hohe Griffkräfte eingesetzt hatten. Ein um das Achtfache erhöhte Griff-

Lastkraftverhältnis zeigte Patient 15 auf seiner betroffenen Seite. Patient 2 wendete auf seiner nicht-betroffenen Seite aus nicht geklärter Ursache eine erhöhte Griffkraft auf. Der bei den Kontrollpersonen feststellbare Trend, dass bei Abwärtsbewegungen das Kräfteverhältnis größer ist als bei Aufwärtsbewegungen, ist auch bei den untersuchten Patienten erkennbar.

Der statistische Vergleich von Patienten- und Kontrollgruppe zeigte eine signifikant höhere Krafratio $F_G/F_{L,max}$ in der Patientenstichprobe, sowohl für die kontra- als auch für die ipsiläsionale Hand. Eine höhere Signifikanz erreichte dieser Unterschied in Abwärtsbewegungen (*Kontraläsional*: Auf: $t=2,71$; $p=0,014$, Ab: $t=3,10$; $p=0,005$; *ipsiläsional*: Auf: $t=2,71$; $p=0,010$, Ab: $t=3,00$; $p=0,005$).

Für die Krafratio wurde auch der Variationskoeffizient ($F_G/F_{L,max_VK}$) berechnet. Es zeigte sich, dass die Patienten zwar auf der betroffenen Seite im Mittel mehr als die Kontrollpersonen variierten (s. Tabelle 4.4), dieser Unterschied aber nicht statistisch signifikant war ($p>0,1$).

Als eine weitere Variable wurde das Amplitudenverhältnis dF der beiden Kräfte als Maß für die Modulationsstärke der Griffkraft bestimmt ($dF = (F_{G,max} - F_{G,start}) / (F_{L,max} - F_{W,Objekt})$). Die Ergebnisse sind in Abbildung 4-21 demonstriert.

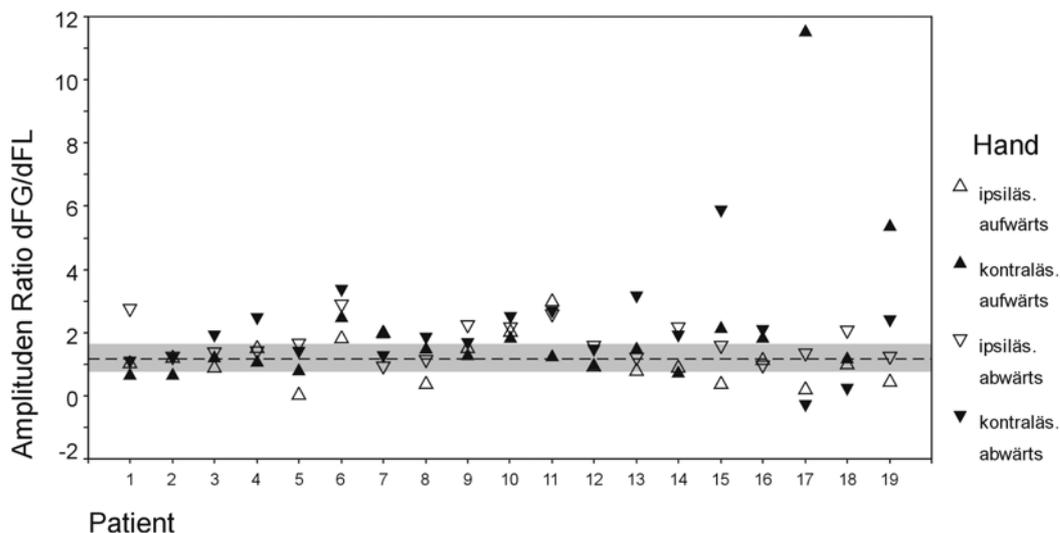


Abbildung 4-21: Diskrete Auf- und Abwärtsbewegungen des Objektes – Amplitudenverhältnis von Griff- und Lastkraft

Die Kontrollpersonen zeigten im Mittel ein ausgewogenes Verhältnis von Griff- und Lastkraftänderungen ($MW=1,16$). Bei den Patienten ist erkennbar, dass trotz erhöhter Haltekräfte, die einige Patienten in dieser Aufgabe aufwendeten, die Griffkraft nicht auf einem Niveau gehalten wurde, sondern mit der Lastkraft moduliert wurde, z. T. sogar in ganz erheblichem Maße (Pat. 15,17,19). Vereinzelt ne-

gative Werte kamen dadurch zustande, dass teilweise der zum Lastkraftmaximum korrelierende Griffkraftpeak während der Bewegung kleiner war als die Haltekraft zu Beginn der Bewegung. Dies trat aber auch in Einzelfällen in der Kontrollstichprobe auf.

Der statistische Vergleich zwischen Patienten und gesunden Probanden ergab für die kontraläsionale Seite eine im Trend signifikant größere Amplitudenrelation in Aufwärtsbewegungen ($p=0,093$); bei Abwärtsbewegungen wurde der Unterschied sogar klar signifikant ($t=2,74$; $p=0,012$). Auch mit der ipsiläsionalen Hand zeigten die Patienten in Abwärtsrichtung eine tendenziell höhere Amplitudenrelation ($p=0,085$), in Aufwärtsbewegungen ergab sich kein signifikanter Unterschied (vgl. Tabelle 4.4, Seite 87). Das Ergebnis verdeutlicht, dass die Patienten trotz höherem Kraftniveau die Griffkraft in gleichem Maße oder sogar stärker als die gesunden Probanden mit der Lastkraft modulierten.

Neben dem Verhältnis der Kraftbeträge von Griffkraft und Lastkraft stellt die zeitliche Korrelation beider Kräfte einen weiteren wichtigen Aspekt der Kraftkontrolle bei Bewegungen dar. Dazu wurde der zeitliche Abstand zwischen den Maxima von Griffkraft und Lastkraft ($dT = TF_{Gmax} - TF_{Lmax}$) bestimmt. Hier trat in der Kontrollgruppe überraschenderweise eine deutliche Richtungsabhängigkeit auf: Während bei Abwärtsbewegungen alle Probanden eine relativ exakte zeitliche Abstimmung von Griff- und Lastkraft zeigten, waren bei Aufwärtsbewegungen bei einigen Kontrollpersonen sehr hohe Zeitdifferenzen zu messen, wobei das Griffkraftmaximum der Lastkraft hinterherhinkte (s. Kontrollbereiche in Abbildung 4-23 (Seite 85) und Abbildung 4-24 (Seite 85); beachte Skalierung der y-Achse). Bei näherer Betrachtung einzelner Leistungen waren verschiedene Ursachen für die schlechte zeitliche Korrelation in Aufwärtsbewegungen eruierbar. Teilweise wurde die minimale Lastkraft beim Abbremsen des Objektes mit maximaler Griffkraft beantwortet, während das Lastkraftmaximum in die Anstiegsphase der Griffkraft fiel; teilweise war zumindest ein kleiner Peak im Griffkraftsignal als Antwort auf das Lastkraftmaximum zu finden (s. Abbildung 4-22). In einigen Fällen wurden sowohl Lastkraftmaximum als auch -minimum von der Griffkraft mit Peaks beantwortet. Waren diese von annähernd gleicher Höhe, wurde der zum Lastkraftmaximum nächstgelegene Griffkraftpeak als F_{Gmax} bestimmt. Eine Systematik dieser fehlerhaften Abstimmung zwischen Griff- und Lastkraft ließ sich jedoch nicht finden. Es lagen bei ein und denselben Versuchspersonen Bewegungen mit exakter neben Bewegungen mit schlechter zeitlicher Abstimmung vor (vgl. Abbildung 4-22). Im Gegensatz dazu beschrieben Flanagan & Wing (1993) eine hohe zeitliche Korrelation von Griff- und Lastkraft bei vertikalen und horizontalen Bewegungen, unabhängig von der Richtung. Die Gründe dieser Diskrepanz konnten allerdings nicht festgestellt werden.

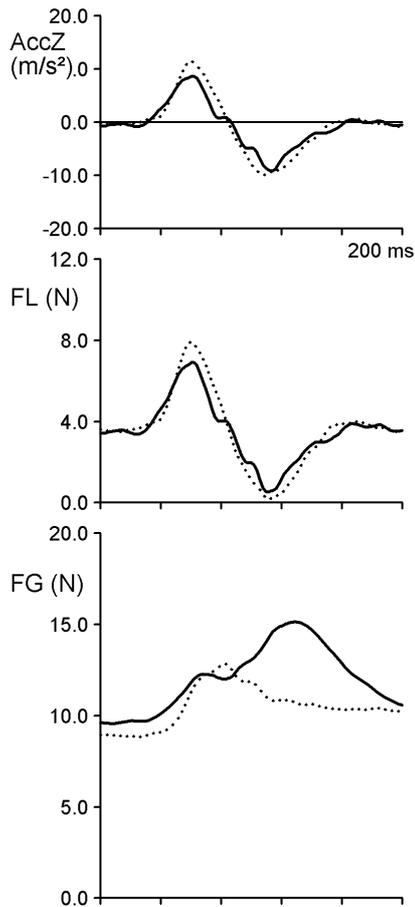


Abbildung 4-22: Diskrete vertikale Bewegungen; dargestellt sind zwei Aufwärtsbewegungen einer Kontrollperson. Die Bewegungen stammen aus einem Durchgang. Während bei einer Bewegung (—) die maximale Last nur mit einem kleinem Peak von der Griffkraft beantwortet wird und das Griffkraftmaximum erst später erreicht wird, ist bei der zweiten Bewegung (...) eine gute zeitliche Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft zu sehen.

Abbildung 4-23 und Abbildung 4-24 zeigen die Leistungen aller Patienten hinsichtlich der zeitlichen Korrelation von Griff- und Lastkraft, getrennt für Auf- und Abwärtsbewegung. Ein positiver Zeitabstand bedeutet, dass das Griffkraftmaximum hinter dem Lastkraftmaximum folgte v. v..

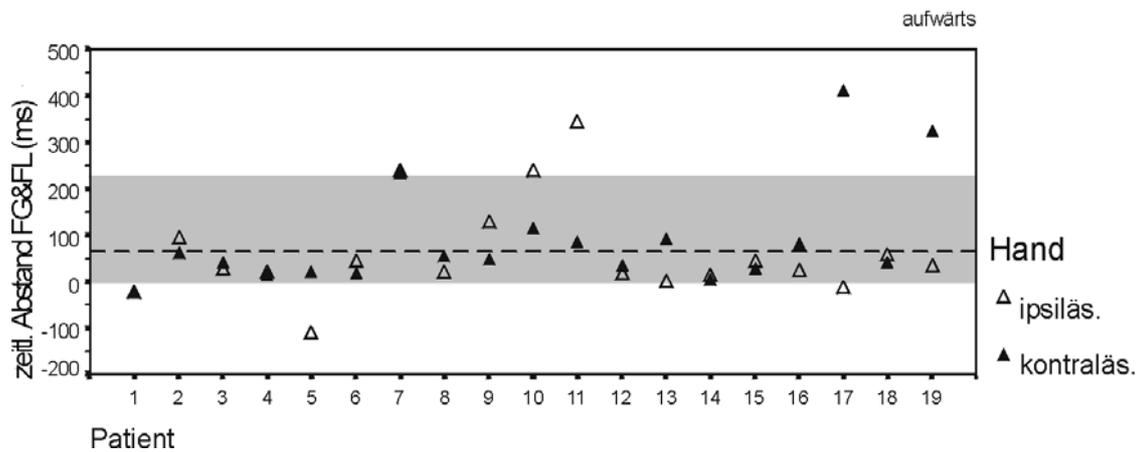


Abbildung 4-23: Diskrete vertikale Bewegungen – aufwärts; zeitliche Abstimmung von Griff- und Lastkraft

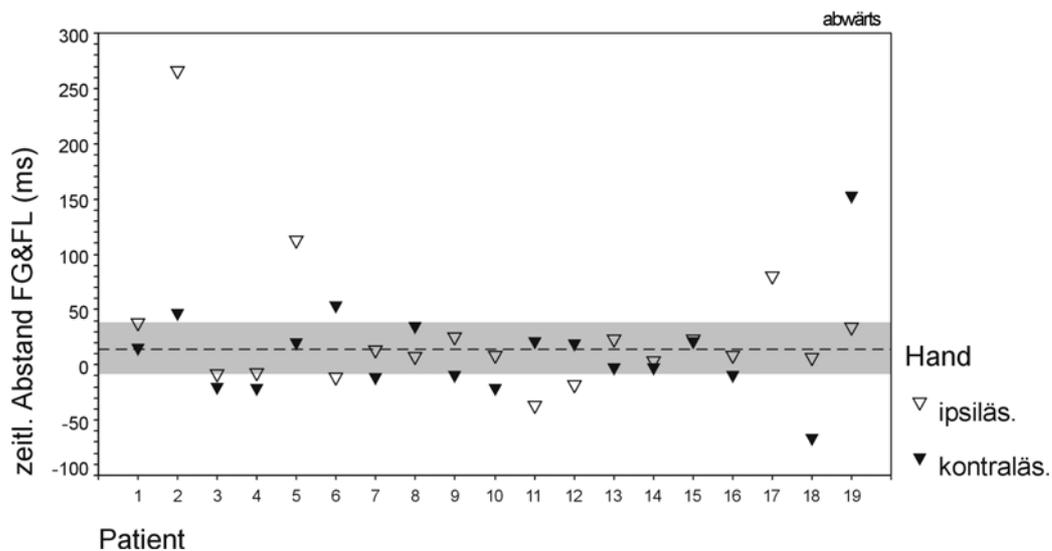


Abbildung 4-24: Diskrete vertikale Bewegungen – abwärts; zeitliche Abstimmung von Griff- und Lastkraft

Aufwärtsbewegungen: Wie Abbildung 4-23 zeigt, lagen fast alle Patienten innerhalb des Kontrollbereichs. Die hohen positiven Abweichungen von Patient 11 auf der ipsiläsionalen Seite und von Patientin 17 auf der betroffenen Seite beruhen ebenfalls wie bei einigen Kontrollpersonen auf dem Phänomen, dass die minimale Lastkraft von der Griffkraft mit einem Maximum beantwortet wird. Bei Patientin 19 ließ sich dagegen keine systematische Kraftkopplung erkennen. Hier beruhte die hohe Abweichung auf mangelnder Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft. Allerdings spielt sicher auch eine Rolle, dass die Patientin aufgrund ihrer Parese Schwierigkeiten hatte, flüssige Bewegungen aus-

zuführen. Patient 5 zeigte mit seiner ipsiläsionalen Hand in einigen nach oben gerichteten Bewegungen eine gegenüber der Lastkraft verfrüht auftretende Griffkraftherhöhung.

Abwärtsbewegungen: Ein flüchtiger Vergleich beider Graphiken verleitet zu dem Schluss, dass die untersuchten Patienten bei Abwärtsbewegungen eine geringere zeitliche Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft als in Aufwärtsbewegungen aufwiesen. Beachtet man jedoch die Zeitachsenskalierung, wird deutlich, dass dieser Eindruck auf den sehr viel engeren Kontrollbereich in Abwärtsrichtung zurückzuführen ist. Eine auffallend schlechtere Korrelation zeigte Patient 2 im Vergleich zu den nach oben gerichteten Bewegungen auf seiner ipsiläsionalen Seite. Dies könnte darauf zurückzuführen sein, dass er die abwärts gerichtete Bewegung mit relativ geringer Geschwindigkeit ausführte. Im Mittel über 100 ms war bei Patient 5 ipsiläsional das Griffkraftmaximum gegenüber dem Lastkraftmaximum nach rechts verschoben, während er in Aufwärtsrichtung eine gegensinnige Abweichung zeigte. Wie bei den Aufwärtsbewegungen zeigte Patientin 19 auch abwärts eine schlechte zeitliche Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft. Eine hohe zeitliche Latenz war auch bei Patientin 18 auf der betroffenen linken Seite offensichtlich. Die vermeintlich geringe Abweichung der Patientin in Aufwärtsbewegungen (s. Abbildung 4-23) lässt sich in diesem Fall möglicherweise auf den Effekt der Mittelung zurückführen, wie die hohe Standardabweichung des Mittelwertes nahe legt (MW=39 ms; SD=207 ms). Bei Patientin 17 konnten die Abwärtsbewegungen auf der betroffenen Seite hinsichtlich zeitlicher Parameter nicht analysiert werden, da sie ganz im Gegensatz zu Aufwärtsbewegungen so gut wie keine Modulation der Griffkraft zeigte.

Trotz der Störung der Kraftkontrolle einzelner Patienten ergab die statistische Überprüfung für beide Bewegungsrichtungen keine signifikanten Unterschiede zwischen Patienten und Gesunden in der zeitlichen Abstimmung von Griff- und Lastkraft ($p > 0,1$). Dies galt sowohl für die ipsi- als auch für die kontraläsionale Seite (s. Tabelle 4.4, Seite 87).

Parameter		aufwärts			abwärts		
		Patienten		Gesunde	Patienten		Gesunde
		Kontraläsional (n=19)	Ipsiläsional (n=19)	Beide Hände (n=38)	Kontraläsional (n=19)	Ipsiläsional (n=19)	Beide Hände (n=38)
MaxAcc (m/s ²)	MW (SD) [Min; Max]	9,83 (4,46) 1,88; 17,70	10,26 (2,99) 5,45; 16,03	11,97 (5,02) 5,33; 26,25			
MinAcc (m/s ²)	MW (SD) [Min; Max]				-8,86 (3,38) -15,62; -3,58	-9,20 (2,23) -13,39; -5,55	-10,62 (5,08) -23,72; -3,61
F _L max (N)	MW (SD) [Min; Max]	7,49 (1,67) 4,53; 10,26	7,55 (1,12) 5,79; 9,72	8,19 (1,89) 5,64; 13,49	6,84 (1,73) 4,51; 10,84	7,23 (1,02) 5,46; 9,12	7,97 (2,38) 4,82; 14,56
F _G max (N)	MW (SD) [Min; Max]	19,76 (11,44)* 7,17; 48,62	16,50 (5,98) ^(*) 8,91; 31,56	13,05 (5,02) 5,78; 28,81	20,08 (13,25)* 6,57; 55,41	16,87 (5,74) ^(*) 8,19; 32,18	13,01 (4,74) 5,09; 23,99
F _G start (N)	MW (SD) [Min; Max]	13,62 (10,41)* 3,29; 42,50	11,99 (4,22)* 4,01; 22,66	8,02 (3,61) 2,78; 18,18	13,65 (9,66)* 2,61; 37,70	10,78 (4,19)* 4,35; 20,18	7,53 (3,63) 2,01; 15,32
F _G /F _L max (-)	MW (SD) [Min; Max]	2,448 (1,643)* 0,961; 7,334	2,000 (0,628)* 1,278 (3,882)	1,453 (0,434) 0,814; 2,680	2,800 (1,683)** 1,256; 8,064	2,254 (0,649)** 1,252; 3,677	1,622 (0,495) 0,920; 2,959
F _G /F _L max_VK (%)	MW (SD) [Min; Max]	15,06 (6,48) 4,53; 26,28	12,05 (3,95) 6,14; 19,61	12,74 (4,33) 5,90; 25,89	18,71 (11,74) 6,73; 60,16	12,68 (5,68) 4,47; 29,79	13,89 (5,47) 5,96; 33,71
dF _{Gmax} /dF _{Lmax} (-)	MW (SD) [Min; Max]	2,09 (2,51) ^(*) 0,64; 11,50	1,11 (0,74) 0,03; 2,99	1,06 (0,41) 0,45; 2,57	2,02 (1,30)* -0,29; 5,89	1,70 (0,61) ^(*) 0,93; 2,87	1,26 (0,51) -0,18; 2,17
TF _{Gmax} -TF _{Lmax} (ms)	MW (SD) [Min; Max]	87 (113) -25; 410	62 (107) -111; 341	66 (95) -21; 372	12 (45) ¹⁾ -66; 153	30 (67) -37; 266	15 (18) -38; 50
dT_SD (ms)	MW (SD) [Min; Max]	72 (57) ^(*) 12; 207	79 (85) ^(*) 9; 271	42 (31) 5; 123	63 (49) ¹⁾ * 11; 160	43 (47) 13; 224	37 (37) 10; 205

Tabelle 4.4: Diskrete vertikale Bewegungen eines Objektes – Vergleich von Patienten mit Kontrollpersonen (t-Test, s Kap. 3.4)

Maximale Objektbeschleunigung (aufwärts: MaxAcc; abwärts: MinAcc), maximale Gesamtlast (F_Lmax), maximale Griffkraft (F_Gmax), Griffkraft am Beginn der Bewegung (F_Gstart), Kraftratio (F_G/F_Lmax), Kraftamplitudenverhältnis (dF_{Gmax}/dF_{Lmax}), zeitlicher Abstand der Kraftmaxima (TF_{Gmax} - TF_{Lmax}), ein positiver Zeitabstand bedeutet F_Gmax tritt nach F_Lmax auf, Standardabweichung der mittleren Zeitdifferenz (dT_SD);

Mittelwerte (MW), Standardabweichungen (SD), Minima (Min) und Maxima (Max); n = Anzahl der gültigen Werte; ¹⁾ n = 18; Ergebnisse des t-Tests: ^(*): p < 0,1, * : p < 0,05, ** : p < 0,01, *** : p < 0,001

Für den Zeitabstand der Kraftmaxima wurde außerdem für jeden Probanden die Standardabweichung (dT_{SD}) berechnet. Im gruppenstatistischen Vergleich mittels t-Test zeigte sich in Aufwärtsbewegungen innerhalb der Patientengruppe auf beiden Seiten eine im Trend signifikant höhere Variabilität (*kontraläsional*: $p=0,067$; *ipsiläsional*: $p=0,085$). Dies könnte dafür sprechen, dass der große zeitliche Abstand der Maxima bei den Kontrollpersonen eher auf ein systematisches Muster zurückzuführen war, während er bei den Patienten eher auf einer mangelnden Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft basierte. In abwärts gerichteten Bewegungen wurde dieser Unterschied auf der betroffenen Seite signifikant ($t=2,60$; $p=0,017$), auf der nicht-betroffenen Seite ergab sich kein signifikanter Unterschied zu den Kontrollpersonen.

Um Kausalitäten zwischen kinematischen, Kraft- und zeitlichen Parametern zu untersuchen, wurden die Ergebnisse der Patienten auf der betroffenen Hand Korrelationen nach Pearson unterzogen. Dabei wurden Auf- und Abwärtsbewegungen getrennt voneinander geprüft.

Logischerweise ergab sich für beide Richtungen zwischen Beschleunigungsmaxima und Lastkraftmaxima eine direkte Abhängigkeit (Auf: $r=0,99$; $p<0,001$, Ab: $r=-0,78$; $p<0,001$).

Hochsignifikant korrelierten die Kräfteparameter F_{Gmax} , F_{Gstart} und F_G/F_{Lmax} sowohl für Auf- als auch für Abwärtsbewegungen untereinander ($r>0,91$; $p<0,001$). Diese hohe Korrelation zwischen maximaler Griffkraft und basaler Haltekraft zu Beginn einer Bewegung lässt die Vermutung zu, dass hohe Maximalkräfte weniger als Ausdruck überhöhter Antworten auf Lastkraftmaxima zu sehen sind, sondern vielmehr auf einem insgesamt erhöhten Kraftniveau zwischen den Bewegungen beruhen.

Dass wohl beides, sowohl ein hohes Ausgangsniveau als auch eine überschießende Antwort der Griffkraft, zum Griffkraftmaximum beitrug, zeigen signifikant positive Korrelationen zwischen F_{Gmax} bzw. der Krafratio F_G/F_{Lmax} und dem Kraftamplitudenverhältnis dF_{Gmax}/dF_{Lmax} bei Abwärtsbewegungen (F_{Gmax} : $r=0,56$; $p=0,012$; F_G/F_{Lmax} : $r=0,62$; $p=0,005$). Dieser Zusammenhang erreichte allerdings bei Aufwärtsbewegungen kein statistisch signifikantes Niveau.

Keine Korrelation (in Aufwärtsrichtung) bzw. eine sogar im Trend positive Korrelation (in Abwärtsrichtung) fand sich zwischen basaler Haltekraft F_{Gstart} und dem Kraftamplitudenverhältnis dF_{Gmax}/dF_{Lmax} . Das bedeutet, dass auch bei höherer Ausgangskraft die Griffkraft in gleichem Maße bzw. sogar noch stärker moduliert wurde als bei niedrigerer Haltekraft.

Erwähnenswert ist auch, dass sich Kraftverhältnis (F_G/F_{Lmax}) und die zeitliche Abstimmung der Kräfte-temaxima unabhängig von der Beschleunigung zeigten; die Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft hinsichtlich Größe und zeitlicher Abstimmung blieb also scheinbar unbeeinflusst von der Geschwindigkeit, mit der die Bewegung ausgeführt wurde. Auch ergab sich kein Zusammenhang zwischen maximaler Beschleunigung und basaler Haltekraft (F_{Gstart}). Die Griffkraft wurde also bei schnelleren Bewegungen nicht im Voraus auf ein höheres Kraftniveau angehoben.

Ebenso unabhängig voneinander zeigten sich das Verhältnis von Griffkraft zu Lastkraft und der Zeitabstand der Kraftmaxima. Dies spricht für die Eigenständigkeit von Kraftökonomie und Synchronisation von Griff- zu Lastkraft bei der Kraftkontrolle.

Bei beiden Bewegungsrichtungen zeigte sich eine signifikant positive Korrelation zwischen dem Variationskoeffizienten der Kraftratio und dem Zeitabstand der Kraftmaxima (Auf: $r=0,49$; $p=0,033$, Ab: $r=0,63$; $p=0,005$). Diejenigen, die in der Kraftratio schwankten, hatten offenbar auch in der zeitlichen Korrelation der Kräfte mehr Schwierigkeiten. Allerdings ergab sich kein Zusammenhang zwischen $F_G/F_{L,max_VK}$ und der Standardabweichung der Zeitdifferenz zwischen Griff- und Lastkraft.

4.3.5. Zyklisches vertikales Bewegen

Abbildung 4-25 zeigt eine zyklische Auf- und Abwärtsbewegung eines 63jährigen Patienten, der infolge eines ischämischen Infarkts im linken Mediastromgebiet eine brachiofazial betonte Hemiparese rechts zeigte. Zum Zeitpunkt der Untersuchung lagen neben einer nur noch leicht ausgeprägten motorischen Störung gravierende Sensibilitätsdefizite rechtsseitig vor.

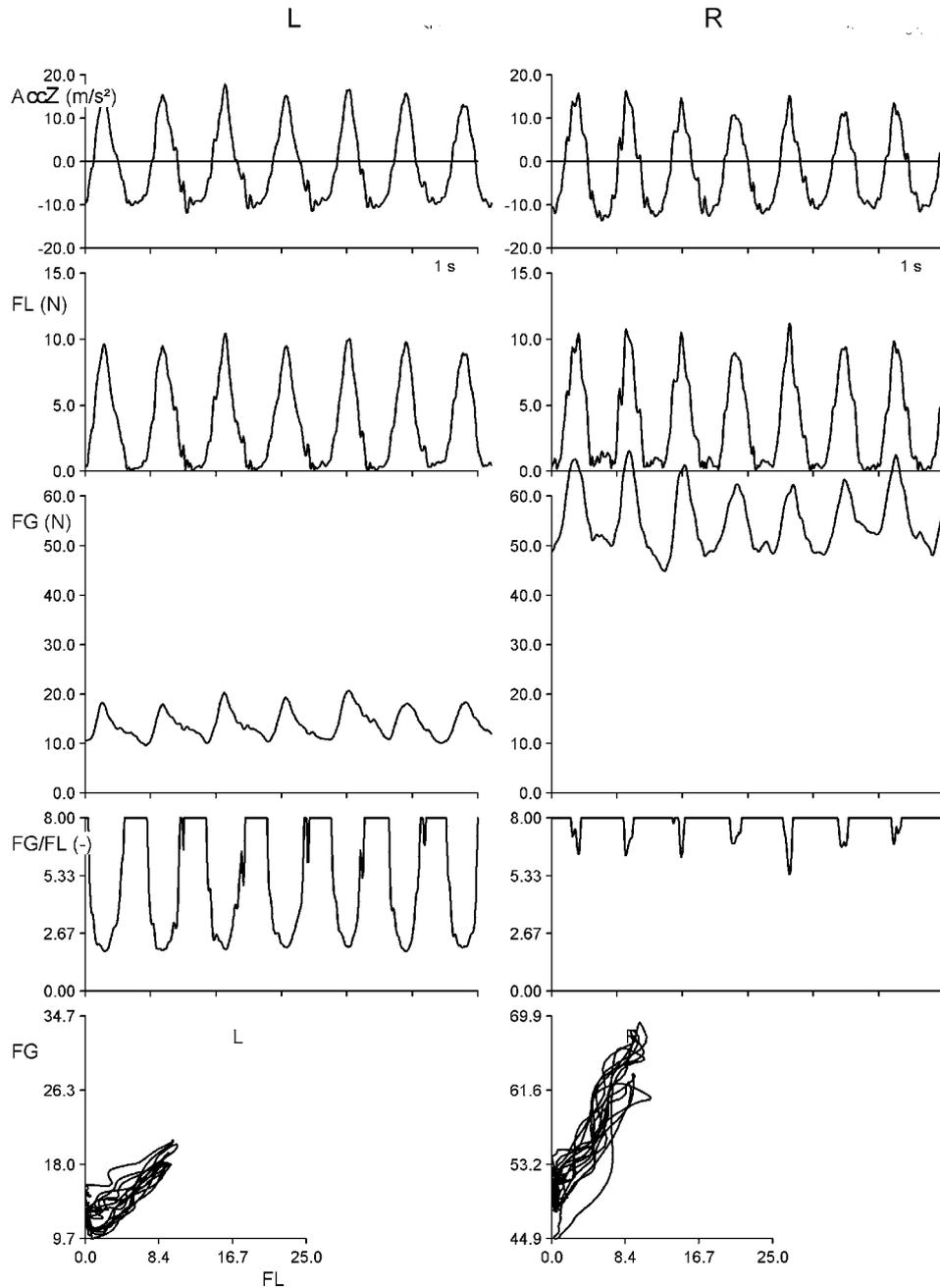


Abbildung 4-25: Zyklisches Auf- und Abbewegen der „Thunfischdose“; Aufzeichnungen eines 63-jährigen Patienten (P 15) mit ausgeprägter Hypästhesie der rechten Hand. Von oben nach unten: vertikale Beschleunigung ($AccZ$), Lastkraft (F_L), Griffkraft (F_G), Kraftverhältnis (F_G/F_{Lmax}) und F_G gegen F_L .

Wie aus dem Beschleunigungssignal ersichtlich, führte der Patient sowohl mit seinem nicht-betroffenem linken als auch mit dem betroffenen rechten Arm flüssige, regelmäßige Auf-/Abwärtsbewegungen aus. Parallel zur vertikalen Beschleunigung war die Last am unteren Umkehrpunkt maximal und am oberen minimal, da sich Gewichts- und Trägheitskraft am unteren Wende-

punkt addieren, während sie am oberen Wendepunkt entgegengesetzt gerichtet sind und sich subtrahieren. Die dritte Kurve in Abbildung 4-25 zeigt, dass die Griffkraft während der Bewegung genau der Lastkraft folgte. Diese Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft scheint auch auf der betroffenen Seite vollkommen intakt zu sein (s. auch unteres Diagramm). Der entscheidende Unterschied der Kraftkontrolle zwischen ipsi- und kontraläsionaler Hand lag allerdings im Kraftniveau: Während die Griffkraft links in einem Bereich zwischen 10 N und etwa 20 N moduliert wurde, war die minimale Griffkraft rechts auf ca. 50 N angehoben. Trotz dieser massiv erhöhten Griffkraft, die ein sicheres Halten des Gegenstandes jederzeit garantiert hätte, wurde die Griffkraft mit der Lastkraft moduliert, und dies scheinbar sogar noch in stärkerem Maße als auf der linken Seite. Die enorme Griffkraftherhöhung rechts ist auch anhand der Krafratio (4. Kurve) eindrucksvoll zu sehen: Während links die minimale Krafratio bei etwa 2 lag, war sie rechts auf etwa 6 erhöht. In der untersten Darstellung ist die Griffkraft gegen die Lastkraft aufgetragen. Die Linearität zeigt die gute Korrelation der beiden Kräfte. Betrachtet man die Skalierung der y-Achse, wird nochmals deutlich, wie hoch das Kraftniveau rechts ist.

Abbildung 4-26 zeigt die vertikale Beschleunigung an den beiden Umkehrpunkten aller Patienten der Stichprobe. Am oberen Umkehrpunkt wurde ein Minimum, am unteren ein Maximum gemessen.

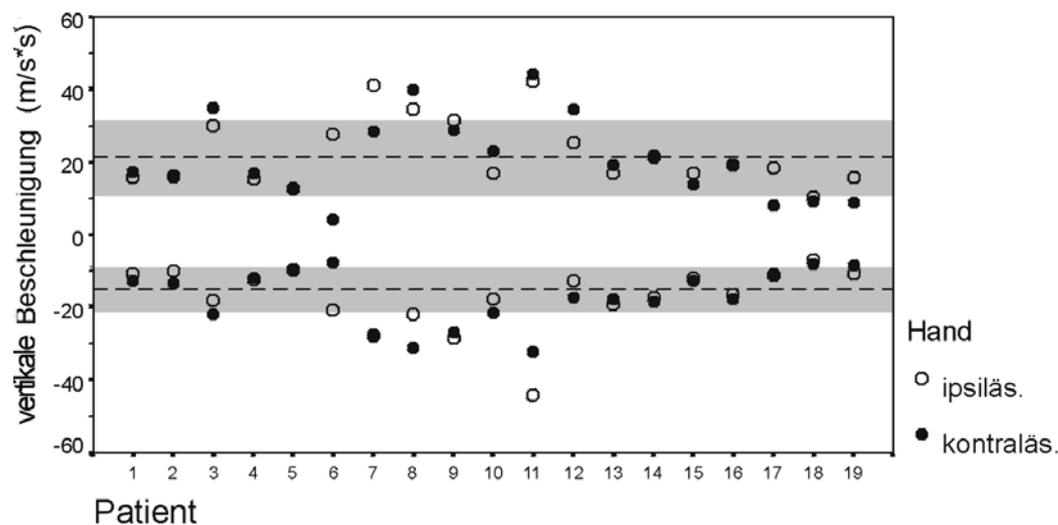


Abbildung 4-26: Zyklisches vertikales Bewegen des Objektes – vertikale Beschleunigung an den beiden Umkehrpunkten

Wie anhand der markierten Kontrollbereiche zu sehen ist, wurden von den gesunden Probanden am unteren Umkehrpunkt im Schnitt höhere Beschleunigungen erzielt als am oberen Wendepunkt (MaxAcc: MW= 21 m/s²; MinAcc: MW= -15 m/s²).

Der Großteil der Patienten führte die Bewegung innerhalb vergleichbarer Beschleunigungsextrema aus. Dies konnte in der statistischen Analyse bestätigt werden; es ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen Patienten und Kontrollpersonen für minimale und maximale Beschleunigung ($p > 0,1$). Allerdings herrschte hinsichtlich Geschwindigkeit und Amplitude der Bewegung sowohl innerhalb der Patienten- als auch der Kontrollgruppe eine große Variabilität, wie Abbildung 4-26 und den Werten für minimale und maximale Beschleunigung in Tabelle 4.5 auf Seite 99 zu entnehmen ist.

Vier Patienten führten die Auf-/Abwärtsbewegung schneller als die gesunden Probanden aus, wobei Patient 11 im Ausmaß der Bewegung auch durch reglementierendes Eingreifen des Testleiters nicht zu bremsen war. Vier Patienten erreichten etwas geringere Beschleunigungen als die Kontrollpersonen. Die Graphik verdeutlicht aber auch, dass die Armbewegungen regelmäßig ausgeführt wurden: Kein Patient zeigte z. B. an einem Wendepunkt eine hohe Beschleunigung, während er am anderen Wendepunkt massiv verlangsamt war.

Dass viele Patienten beim zyklischen Bewegen des Objektes erheblich mehr Kraft einsetzten als die gesunden Versuchspersonen, wird aus Abbildung 4-27 deutlich, in der die maximale Griffkraft dargestellt ist.

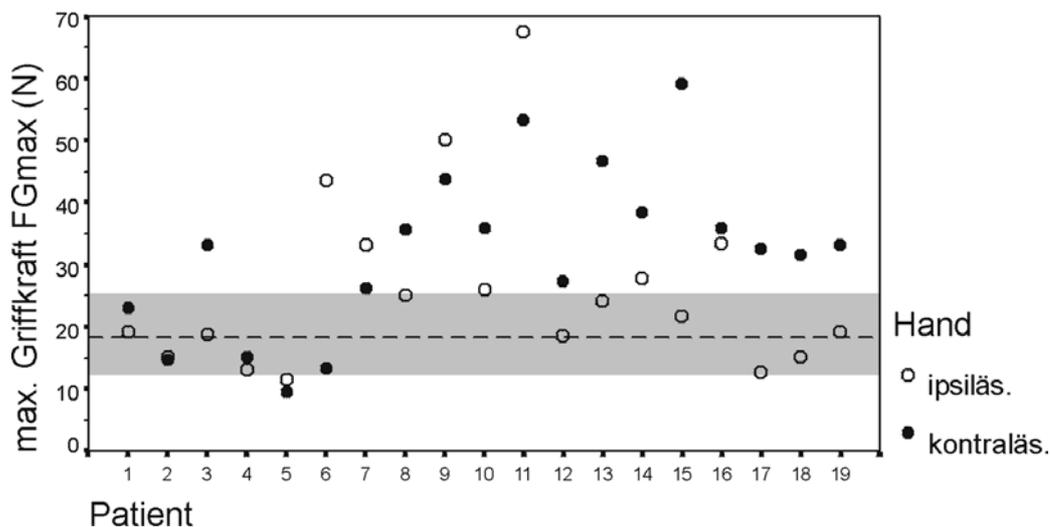


Abbildung 4-27: Zyklisches vertikales Bewegen des Objektes – maximale Griffkraft

Nur fünf Patienten lagen mit ihrer betroffenen Hand innerhalb (einer davon sogar unterhalb) des Kontrollbereichs. Alle anderen übten teilweise wie der Patient des Musterbeispiels (s. Abbildung 4-25,

Seite 90) massiv erhöhte Griffkräfte auf das Objekt aus, wobei viele davon auch mit der ipsiläsionalen Hand eine hohe Griffkraft aufwiesen. Im statistischen Vergleich zeigte sich ein hochsignifikanter Unterschied zwischen Patienten und Gesunden für die betroffene Seite der Patienten ($t=4,20$; $p<0,001$). Die Patienten brachten im Schnitt eine Kraft von 32 N auf, während die Kontrollpersonen eine maximale Kraft von 18 N einsetzten (s. Tabelle 4.5, Seite 99). Ein nur knapp über der Signifikanzschwelle liegender Unterschied zeigte sich auch auf der ipsiläsionalen Seite der Patienten gegenüber den Kontrollwerten ($p=0,057$).

Eine auffallend hohe maximale Griffkraft ipsiläsional bei geringer Griffkraft kontraläsional zeigte Patientin 6. Die hohe Griffkraft auf der ipsiläsionalen Seite lässt sich v. a. auf eine stark ausgeprägte Modulation der Griffkraft und weniger auf ein insgesamt erhöhtes Kraftniveau zurückführen. Die demgegenüber auffallend geringe Griffkraft der kontraläsionalen Hand beruht darauf, dass die Patientin aufgrund ihrer Parese die Bewegung nur langsam ausführen konnte. Auch die extrem hohen Griffkräfte bei Patient 11 auf beiden Seiten lassen sich z. T. durch seine sehr schnelle Bewegungsausführung erklären.

Eine Möglichkeit, solche Einflüsse auf die Griffkraft zu relativieren, bietet das Kraftverhältnis von Griff- zu Lastkraft. Dieses wurde für die Zeitpunkte der Lastkraftmaxima berechnet, wenn das Kraftverhältnis minimal wird (vgl. Abbildung 4-25, Seite 90). Die Ergebnisse sind in Abbildung 4-28 demonstriert.

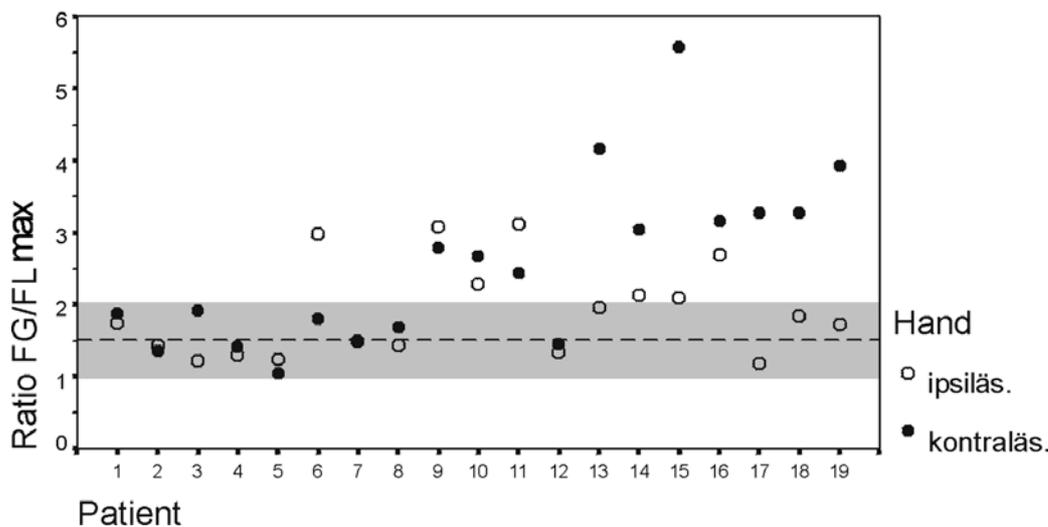


Abbildung 4-28: Zyklisches vertikales Bewegen des Objektes – Verhältnis von Griff- zu Lastkraft

Vier Patienten (Pat. 3, 7, 8, 12), die auf der betroffenen Seite eine hohe absolute Griffkraft aufwiesen, waren bei Betrachtung des relativen Kraftverhältnisses nicht mehr auffällig. Dennoch zeigten weiterhin zehn Patienten kontraläsional, teilweise auch ipsiläsional, eine im Verhältnis zur induzierten Lastkraft deutlich höhere Griffkraft. Während in der Kontrollgruppe die mittlere Krafratio bei 1,5 lag, d. h. die Griffkraft im Mittel 150% der aktuellen Lastkraft betrug, ergab sich bei den untersuchten Patienten auf der betroffenen Seite im Mittel eine Krafratio von 2,5 (vgl. Tabelle 4.5, Seite 99). Die statistische Überprüfung mittels t-Test bestätigte die Signifikanz dieses Unterschiedes ($t=3,91$; $p=0,001$). Auf der nicht-betroffenen Seite ergab sich ein im Trend signifikanter Unterschied ($p=0,089$).

Des Weiteren wurde die Stabilität der Krafratio während der wiederholten Zyklen eines Bewegungsablaufes (F_G/F_{L_VK}) bestimmt. Die statistische Betrachtung erbrachte keinen signifikanten Leistungsunterschied zwischen Patienten und Kontrollpersonen ($p>0,1$).

Als ein weiterer Kraftparameter wurde die Griffkraft in dem Moment, in dem die Lastkraft den Wert Null annimmt, bestimmt (F_G bei $F_L(0)$). Dies ist der Fall, wenn Gewichtskraft und Trägheitskraft genau gegengleich sind und das Objekt gewissermaßen schwerelos ist. In diesem Moment könnte theoretisch auch die Griffkraft Null werden, aber als sog. „safety margin“ gegenüber unvorhergesehenen Ereignissen üben auch Gesunde eine gewisse Mindestkraft auf den Gegenstand aus (nach Johansson & Westling 1984). Äquivalent zu den anderen Kraftvariablen war auch hier bei den Patienten die Kraft auf der betroffenen Seite signifikant höher als bei den gesunden Probanden ($t=3,94$; $p=0,001$). Für die nicht-betroffene Seite ergab sich eine im Trend signifikant höhere Kraft im Vergleich zur Kontrollgruppe ($p=0,063$; vgl. Tabelle 4.5, Seite 99).

Mittels Fourier'scher Analyse wurden die Leistungen hinsichtlich zeitlicher Korrelation von Griff- und Lastkraft quantifiziert. Dabei wurden der maximale Korrelationskoeffizient r und der zeitliche Abstand dT der beiden Kraftkurven ermittelt.

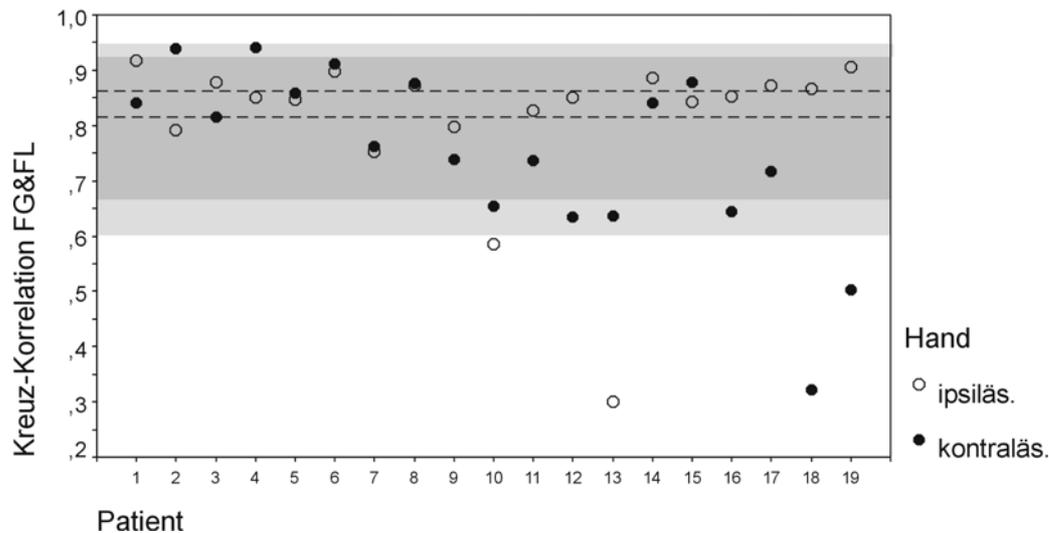


Abbildung 4-29: Zyklisches vertikales Bewegen des Objektes – maximaler Korrelationskoeffizient r

Abbildung 4-29 zeigt den maximalen Korrelationskoeffizient r . In der Kontrollgruppe ergab sich ein signifikanter Händigkeitseffekt ($p=0,022$): Rechts war die Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft besser als links (rechts: $r=0,86$, links: $r=0,82$).

Insgesamt lagen fünf Patienten mit ihren Leistungen auf der betroffenen Seite außerhalb des Kontrollbereichs. Davon zeigten Patientin 18 und 19 eine sehr schlechte Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft, die Patienten 10,12 und 16 lagen nur knapp unterhalb des entsprechenden Kontrollbereichs. Bei Patient 13 handelt es sich bei der betroffenen Hand um die linke, die Leistung liegt damit noch innerhalb des Kontrollbereichs. Der statistische Vergleich zwischen Patienten und Kontrollpersonen erbrachte eine im Mittel signifikant niedrigere Korrelation der Patientengruppe mit der betroffenen Hand ($t=-2,19$; $p=0,035$). Kein signifikanter Gruppenunterschied zeigte sich für die ipsiläsionale Seite ($p>0,1$; vgl. Tabelle 4.5, Seite 99).

Die schlechte Korrelation von Patient 13 auf der ipsiläsionalen Seite lässt sich darauf zurückführen, dass die Bewegungen nicht flüssig und rund ausgeführt wurden, sondern an den Wendepunkten unregelmäßig waren und eine Tendenz zum Stoppen hatten, wie das vertikale Beschleunigungssignal in Abbildung 4-30 zeigt. Die so entstehenden kleinen Lastkraftpeaks an den oberen Umkehrpunkten wurden in gleichem Maße wie die Lastkraftmaxima an den unteren Wendepunkten mit Griffkraftmaxima beantwortet.

Bei Patientin 18 lässt sich die schlechte Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft kontraläsional nicht durch einen schlechten Bewegungsablauf begründen. Wie Abbildung 4-30 zeigt, wurde die Bewegung flüssig ausgeführt. In der Griffkraft zeigte sie extreme Schwankungen, wobei sich keine Abstimmung mit dem Lastkraftverlauf erkennen lässt.

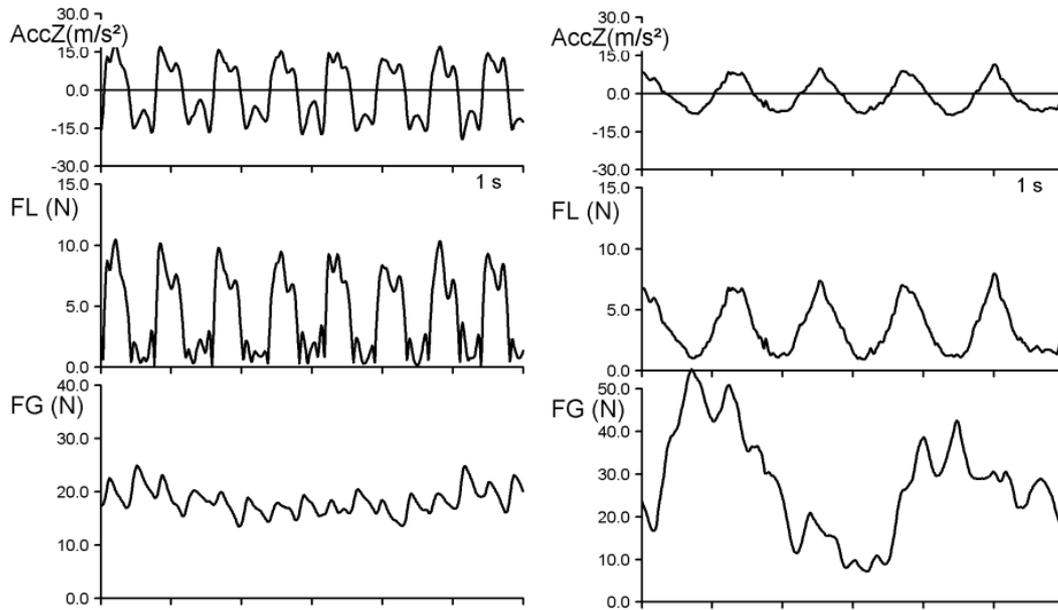


Abbildung 4-30: Zyklisches vertikales Bewegen des Objektes zweier Patienten (links: Patient 13, ipsiläsional; rechts: Patientin 18, kontraläsional)

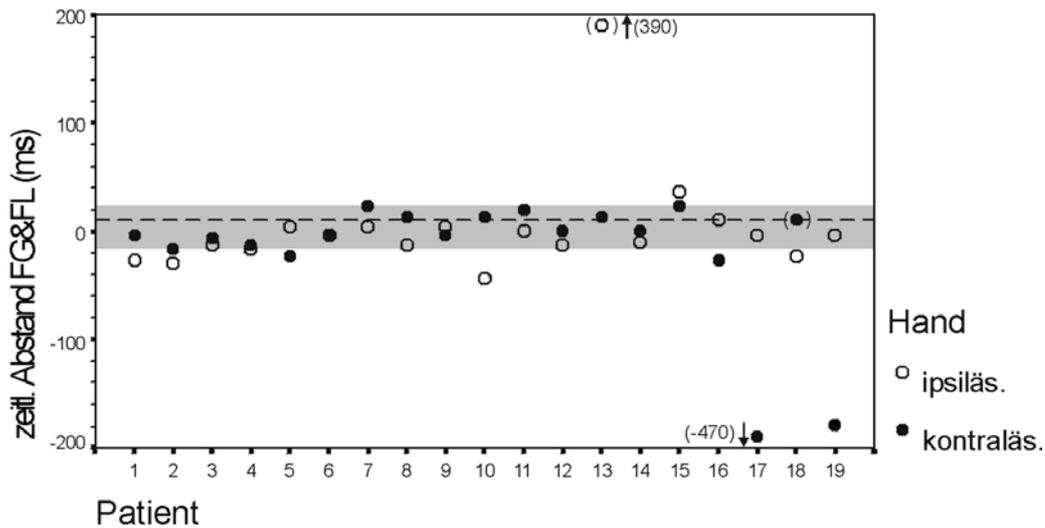


Abbildung 4-31: Zyklisches vertikales Bewegen des Objektes – Zeitdifferenz zwischen Griff- und Lastkraft; positive Werte bedeuten, dass die Griffkraftkurve gegenüber der Lastkraftkurve nach rechts verschoben ist bzw. v. v..

Wie aus der Abbildung zu entnehmen ist, traten bei Gesunden wie auch bei fast allen Patienten nur geringe zeitliche Differenzen zwischen den Kraftkurven auf.

Vier Patienten lagen mit der kontraläsionalen Hand teilweise deutlich, fünf mit der ipsiläsionalen Hand knapp außerhalb des Normalbereichs. Patientin 19 zeigte auf der betroffenen Seite eine hohe

negative Phasenverschiebung. Die bei Patient 13 auf der ipsiläsionalen Seite berechnete mittlere Latenz von 390 ms ist mit Einschränkung verwertbar, da bei einem Korrelationskoeffizient $r < 0,35$ die Reliabilität der Bestimmung einer Phasenverschiebung zweier Kurven fraglich ist (vgl. Abbildung 4-29 und Abbildung 4-30). Gleiches gilt für Patientin 18 mit der kontraläsionalen Hand, obwohl die Analyse – vermutlich zufällig – eine Phasenverschiebung nahe Null ergab.

Ein erstaunliches Bild der Griffkraftkontrolle bot Patientin 17 auf ihrer betroffenen Seite. Die 30-jährige Patientin litt nach einer Intrazerebralblutung im Bereich der Stammganglien links zum Zeitpunkt der Untersuchung an einer motorischen Restparese und Sensibilitätsstörung der rechten oberen Extremität. Bei den zyklischen vertikalen Bewegungen korrespondierten Griffkraftmaxima mit Lastkraftminima und umgekehrt (s. Abbildung 4-32). Damit zeigte sich ein genau gegensätzliches Muster der Griffkraftkontrolle als das von Flanagan und Wing (1995) beschriebene parallele Verhalten von Griff- und Lastkraft bei zyklischen Bewegungen. Die sinusidalen Kurven von Griff- und Lastkraft waren genau um 180° phasenverschoben. Ein sicheres Halten des „Thunfisches“ bei maximaler Lastkraft konnte trotz gegensteuernder Griffkraft durch ein insgesamt erhöhtes Kraftniveau gesichert werden. Die Ursache dieses völlig unökonomischen Verhaltens der Griffkraft konnte nicht eruiert werden.

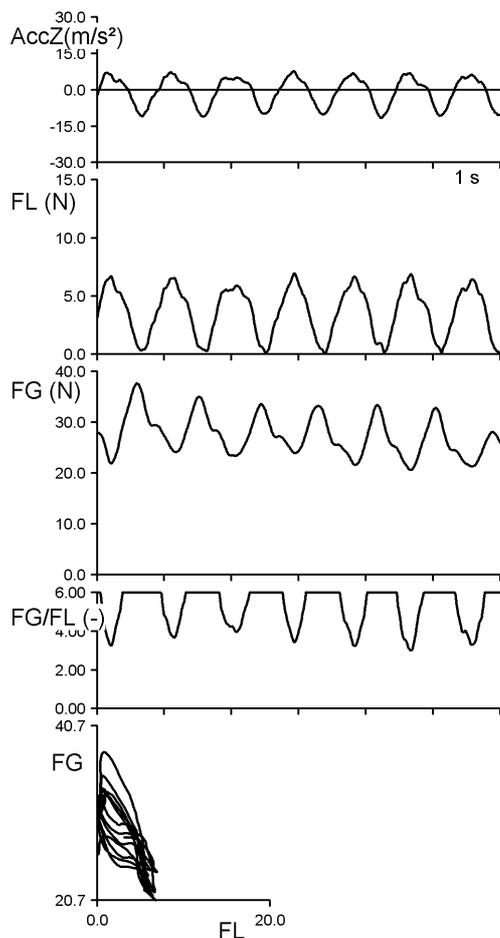


Abbildung 4-32: Zyklisches vertikales Bewegung des Objektes; Aufzeichnungen von Patientin 17, kontraläsionale Hand; Griffkraft und Lastkraft verhalten sich antiparallel zueinander (beachte Orientierung der Kurven im letzten Diagramm, vgl. Abbildung 4-25, S. 90).

Der statistische Vergleich von Patienten- und Kontrollgruppe hinsichtlich der zeitlichen Abstimmung zwischen Griff- und Lastkraft zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen Patienten- und Kontrollstichprobe. Auch bei Ausschluss der Leistungen, bei denen der Korrelationskoeffizient $r < 0,35$ lag (Patient 13 ipsiläsional, Patientin 18 kontraläsional, 1 gesunder Proband), und von Patientin 17 kontraläsional, wurde die Signifikanzschwelle nicht annähernd erreicht ($p > 0,1$).

Einen Anhalt für das Ausmaß der Modulation der Griffkraft mit der Lastkraft liefert die Geradensteigung der linearen Regression von Griff- und Lastkraft.

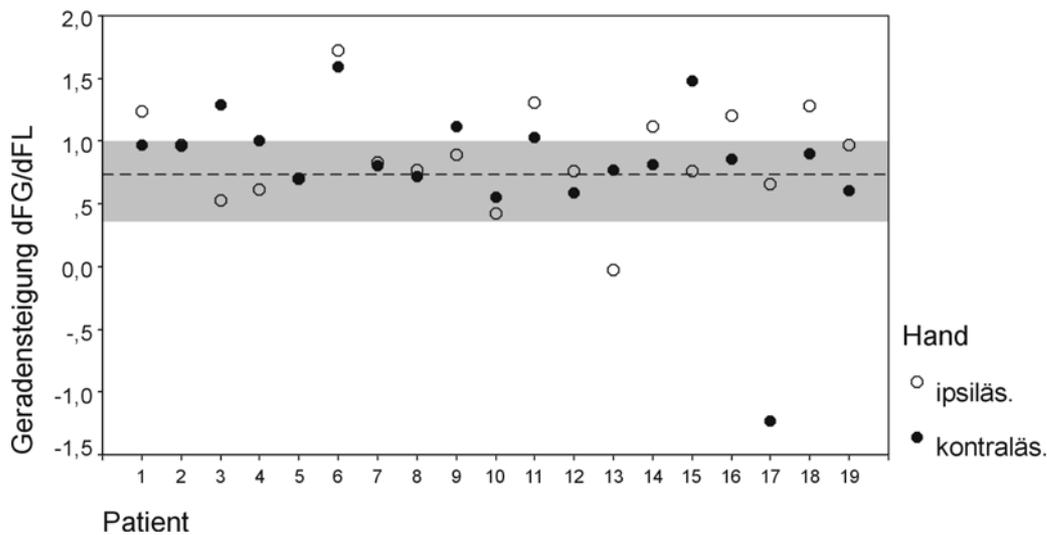


Abbildung 4-33: Zyklisches vertikales Bewegen des Objektes – Steigung der Regressionsgeraden als Ausdruck der Modulationsstärke

Wie aus Abbildung 4-33 deutlich wird, ergab sich bei nahezu allen Patienten eine gleich große bzw. größere Geradensteigung als bei den Kontrollpersonen. Bei Patientin 17 wies die lineare Regressionsgerade aufgrund der genau gegengleich verlaufenden Kraftkurven eine negative Steigung auf. Der Wert von < -1 spricht für eine ausgeprägte Modulation der Griffkraft. Die Geradensteigung von Null bei Patient 13 auf der ipsiläsionalen Seite kam dadurch zustande, dass er kleine positive Beschleunigungspeaks am oberen Umkehrpunkt ebenso stark mit seiner Griffkraft beantwortete wie die Beschleunigungsmaxima am unterer Wendepunkt und die Regressionsgerade daher nahezu horizontal verlief (s. Abbildung 4-30, Seite 96).

In der statistischen Analyse zeigte sich, dass die Geradensteigung (dF_G/F_L) bei den Patienten auf der kontraläsionalen Seite signifikant höher als bei den gesunden Probanden war ($t=2,38$, $p=0,023$). Ipsiläsional ergab sich kein Unterschied zu den Kontrollpersonen ($p > 0,1$). Dies bedeutet, dass die Patienten mit ihrer betroffenen Hand trotz teils massiv erhöhter Griffkraft stärker modulierten als die Kontroll-

personen. (Der Wert von Patientin 17 auf der kontraläsionalen Seite wurde von der statistischen Analyse ausgeschlossen; s. Erläuterungen zu Abbildung 4-33.)

Alle Ergebnisse dieser Aufgabe sind in Tabelle 4.5 zusammengefasst. Signifikante Unterschiede zwischen Patienten und gesunden Probanden sind mit Stern markiert.

Parameter		Patienten		Gesunde
		Kontraläsional (n=19)	Ipsiläsional (n=19)	Beide Hände (n=38)
MinAcc (m/s ²)	MW (SD) [Min; Max]	-17,31 (7,82) -32,46; -7,66	-17,28 (8,85) -44,37; -7,11	-14,97 (4,49) -25,13; -7,12
MaxAcc (m/s ²)	MW (SD) [Min; Max]	21,10 (11,39) 4,07; 44,28	22,54 (9,39) 10,26; 42,19	21,37 (7,91) 8,94; 39,82
F _L max (N)	MW (SD) [Min; Max]	12,23 (4,50) 5,96; 20,57	12,59 (3,74) 7,52; 20,62	11,98 (3,00) 7,12; 18,55
F _G max (N)	MW (SD) [Min; Max]	32,01 (13,38)*** 9,43; 59,20	26,09 (14,40) ^(*) 11,51; 67,42	18,31 (4,63) 7,90; 26,06
F _G /F _L max (-)	MW (SD) [Min; Max]	2,54 (1,17)** 1,05; 5,57	1,91 (0,65) ^(*) 1,19; 3,12	1,51 (0,42) 0,79; 2,65
F _G /F _L max_VK (%)	MW (SD) [Min; Max]	10,23 (4,03) 5,05; 21,48	8,49 (2,55) 4,51; 13,98	9,31 (2,70) 5,31; 16,27
F _G bei F _L (0) (N)	MW (SD) [Min; Max]	20,60 (12,07)** 3,03; 43,91	14,05 (9,46) ^(*) 4,75; 37,95	9,25 (4,04) 2,35; 16,22
Geradensteigung dF _G /dF _L (-)	MW (SD) [Min; Max]	0,93 (0,29) ^(*) 1) 0,55; 1,59	0,88 (0,39) -0,02; 1,73	0,74 (0,24) 0,21; 1,42
Max Korrelations- koeffizient r (-)	MW (SD) [Min; Max]	0,75 (0,16)* 0,32; 0,94	0,81 (0,14) 0,30; 0,92	Li: 0,81 (0,16) Re: 0,86 (0,12) Li: 0,24; 0,94 Re: 0,49; 0,95
dT_F _G -F _L (ms)	MW (SD) [Min; Max]	-33 (115) -470; 23	-13 (93) -43; 390	11 (61) -33; 360

Tabelle 4.5: Zyklisches vertikales Bewegen des Objektes – Vergleich von Patienten mit Kontrollpersonen (t-Test, s. Kap. 3.4)

Maximale Objektbeschleunigung (am oberen Wendepunkt: MinAcc; am unteren Wendepunkt: MaxAcc), maximale Gesamtlast (F_Lmax), maximale Griffkraft (F_Gmax), Kraftratio (F_G/F_Lmax), Variationskoeffizient der Kraft-ratio (F_G/F_Lmax_VK), Griffkraft, wenn Lastkraft = 0 (F_G bei F_L(0)), Steigung der linearen Regressionsgerade F_G-F_L (dF_G/dF_L), Koeffizient der maximalen Kreuzkorrelation (r), zeitlicher Abstand der Griff- und Lastkraftkurve (dT_F_G-F_L), ein positiver Zeitabstand bedeutet: F_G gegenüber F_L auf der Zeitachse nach rechts verschoben.

Mittelwerte (MW), Standardabweichungen (SD), Minima (Min) und Maxima (Max); n = Anzahl der gültigen Werte; links (Li), rechts (Re)¹⁾ n = 18; Ergebnisse des t-Tests: ^(*): p < 0,1, * : p < 0,05, ** : p < 0,01, *** : p < 0,001

Für alle Leistungsparameter dieser Aufgabe wurden Korrelationen nach Pearson durchgeführt. Hochsignifikant korrelierten die maximalen Beschleunigungen an beiden Umkehrpunkten miteinander

($r=-0,91$; $p<0,001$). Dies zeigt, dass Auf- und Abwärtsbewegungen symmetrisch ausgeführt wurden. Ebenso hoch korrelierten logischerweise Beschleunigungen und maximale Lastkraft miteinander: Ein positiver Zusammenhang ergab sich für die Variable MaxAcc ($r=0,990$; $p<0,001$), ein negativer dementsprechend für MinAcc ($r=-0,894$; $p<0,001$).

Mit einer Signifikanz von $p<0,001$ korrelierten auch die Kraftparameter F_{Gmax} , F_G/F_{Lmax} und F_G bei $F_L(0)$ untereinander ($r\geq 0,76$).

Kein signifikanter Zusammenhang fand sich zwischen den oben genannten Kraftparametern und dem Korrelationskoeffizienten r , sowie der zeitlichen Latenz von Griff- und Lastkraft $dT_{F_G-F_L}$. Daran zeigt sich, dass nicht unbedingt diejenigen Patienten, die überhöhte Griffkräfte einsetzten, Defizite in der Kopplung von Griff- zu Lastkraft aufwiesen. Dies hatte sich bereits bei den diskreten Auf- und Abwärtsbewegungen gezeigt.

Eine signifikante Korrelation zeigte sich zwischen dem Korrelationskoeffizienten r und dem Variationskoeffizienten der Kraftverhältnisse: Je geringer die Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft war, desto mehr variierten die Patienten im Kraftverhältnis ($r=-0,713$, $p=0,001$). Dies ist leicht nachzuvollziehen, denn werden die beiden Kräfte nicht synchron moduliert, liegt nahe, dass sich auch das Verhältnis der Kräfte zueinander über die Zyklen ändert.

Als unabhängig von der maximalen Beschleunigung erwiesen sich Kraftniveau (außer F_{Gmax}), Modulation der Griffkraft (dF_G/dF_L) und Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft (r). Die maximale Griffkraft F_{Gmax} korrelierte schwach signifikant mit der Beschleunigung am oberen Umkehrpunkt ($r=-0,457$; $p=0,049$).

Ebenso wie bei den diskreten vertikalen Bewegungen zeigte sich auch in dieser Aufgabe wieder, dass ein höheres Kraftniveau nicht automatisch dazu führte, dass die Griffkraft weniger mit der Lastkraft moduliert wurde: Es ergaben sich keine signifikanten Korrelationen der Geradensteigung dF_G/dF_L mit F_{Gmax} und F_G/F_{Lmax} .

4.4. Vergleich der Aufgaben

Nachdem alle Leistungen in den untersuchten Aufgaben im Einzelnen dargestellt wurden, sollen im Folgenden einzelne Aspekte der Kraftkontrolle in den verschiedenen Aufgaben verglichen werden. Zunächst wurden die Aufgaben zur Objektmanipulation miteinander verglichen. Abbildung 4-34 und Abbildung 4-35 zeigen die maximale Griffkraft und die Relation zwischen Griff- und Lastkraft in den vier Aufgaben. Dargestellt sind jeweils die Mittelwerte der kontraläsionalen Hand der Patienten und der entsprechenden Hände der Kontrollpersonen.

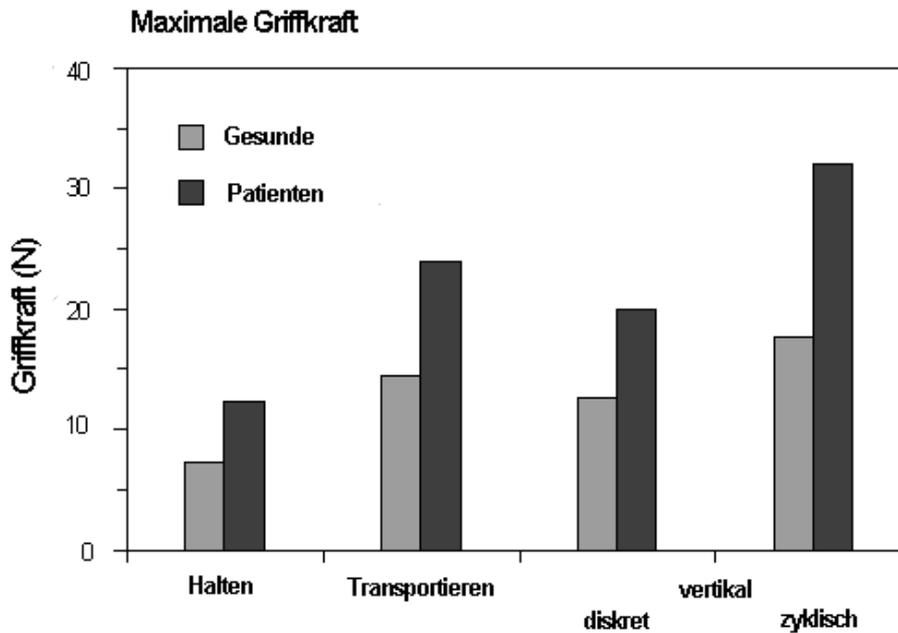


Abbildung 4-34: Vergleich der maximalen Griffkraft von Patienten (kontraläsionale Hand) und Gesunden in den vier Aufgaben Halten, Transportieren, diskretes und zyklisches vertikales Bewegen eines Objektes

Wie aus der Graphik eindrücklich hervorgeht, übten die Patienten im Mittel in allen Aufgaben mit ihrer betroffenen Hand eine deutlich höhere Griffkraft auf das Objekt aus als die gesunden Probanden. Es zeigt sich aber auch, dass die Griffkräfte in beiden Gruppen in etwa gleichem Maße vom Aufgabentyp beeinflusst wurden. Entsprechend der geringeren Lastkraft wurde beim stationären Halten, bei dem die Lastkraft nur von der Gewichtskraft gebildet wird, weniger Kraft aufgewendet als beim Bewegen des Objektes, bei dem zusätzlich Trägheitskräfte überwunden werden mussten.

Um den Einfluss der Lasten auf die produzierte Griffkraft zu berücksichtigen, wurde das Verhältnis von Griffkraft und Gesamtlast betrachtet (s. Abbildung 4-35). Für die Aufgaben *Halten des Objektes* wurde hierzu die Haltekraft durch die Gewichtskraft des Objektes ($m \cdot g$) dividiert. Beim *Transportieren des Objektes* wurde die Griffkraft beim Nulldurchgang der sagittalen Beschleunigung $AccY$ (F_{GAccY0}) durch die Gewichtskraft des Objektes dividiert. Für F_{GAccY0} scheint diese Vorgehensweise gerechtfertigt, da in der Mitte der Bewegung Beschleunigungen und Trägheitskräfte nahe Null sind. Bei den vertikalen Bewegungen wurde die Gesamtlast aus Gewichtskraft, vertikaler und sagittaler Beschleunigung berechnet (s. Kap. 3.3.3.4).

Unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Lastverhältnisse zeigt sich, dass v. a. beim Transport der „Thunfischdose“ sowohl die Kontrollpersonen als auch Patienten eine im Verhältnis zur induzier-

ten Lastkraft hohe Griffkraft einsetzen. Am ökonomischsten scheint der Krafteinsatz beim vertikalen Bewegen des Objektes gewesen zu sein. Es machte dabei keinen Unterschied, ob die Auf- und Abwärtsbewegungen mit Pausen zwischen den einzelnen Bewegungen oder als kontinuierliche Bewegung ausgeführt wurden.

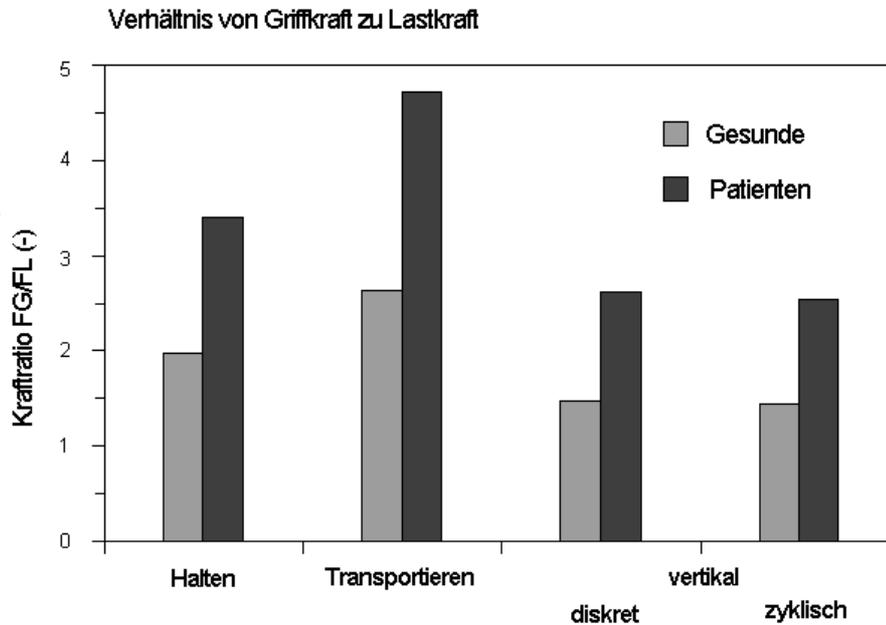


Abbildung 4-35: Krafratio beim Halten, Transportieren, diskreten und zyklischen vertikalen Bewegungen des Objektes.

(beim Halten: $Krafratio = F_G/m \cdot g$; beim Transportieren: $F_G \cdot AccY0/m \cdot g$)

Die statistische Analyse für die kontraläsionale Seite der Patienten zeigte hohe Korrelationen zwischen den vier Aufgaben hinsichtlich des Kraftverhältnisses zwischen Griff- und Lastkraft. Der Korrelationskoeffizient nach Pearson lag dabei für alle Vergleiche $\geq 0,7$. Die höchste Korrelation mit 0,90 ergab sich im Vergleich der Krafratio von diskreten und zyklischen vertikalen Bewegungen.

Wie bereits diskutiert, beeinflusste der Aufgabentyp wesentlich die Relation von Griff- zu Lastkraft. Die statistische Überprüfung ergab hochsignifikante Unterschiede der Krafratio im Paarvergleich der vier Aufgaben ($p < 0,001$), und zwar bei Patienten und Kontrollpersonen in gleicher Weise. Lediglich zwischen den Aufgaben *diskretes und kontinuierliches vertikales Bewegen* fand sich kein signifikanter Unterschied (vgl. Abbildung 4-35).

Es wurden weitere vergleichende Tests zwischen den Parametern der verschiedenen Aufgaben für die betroffene Seite der Patienten durchgeführt. Dabei ergab sich ein hochsignifikanter Zusammenhang

zwischen der mittleren Griffkraft beim konstanten Halten und der Kraft beim stationären Halten zwischen den Auf- und Abwärtsbewegungen bei den diskreten vertikalen Bewegungen ($r=0,81$; $p<0,001$). Keine signifikante Korrelation zeigte sich überraschenderweise für das Amplitudenverhältnis dF_G/dF_L , welches die Modulationsstärke der Griffkraft beschreibt, bei diskreten und zyklischen vertikalen Bewegungen.

Als Ausdruck der Stabilität und Regelmäßigkeit der Griffkraft bestimmten wir den Variationskoeffizienten der mittleren Haltekraft $F_{G\text{hold}}$, der maximalen Griffkraft beim Transportieren des Objektes $F_{G\text{max}}$ und der Kraftverhältnisse $F_G/F_{L\text{max}}$ beim diskreten und zyklischen vertikalen Bewegungen. In der statistischen Analyse zeigten sich keine signifikanten Korrelationen der Variationskoeffizienten, auch nicht zwischen dem diskreten und zyklischen vertikalen Bewegungen.

Der Vergleich der zeitlichen Aspekte der Transportbewegung mit denen der vertikalen Bewegungen ergab einen schwach signifikanten negativen Zusammenhang zwischen der relativen Kraftanstiegszeit $t_{F_G\text{peak}}/t_{\text{ges}}$ und dem maximalen Korrelationskoeffizienten r der zyklischen vertikalen Bewegungen ($r=-0,519$; $p=0,023$). Mit den Zeitabständen von Griff- und Lastkraftmaxima war keine Korrelation feststellbar.

Des Weiteren wurde der vermutete Zusammenhang zwischen der ausgeübten Griffkraft beim Manipulieren des Testobjektes und der Auslenkung der Fingerposition bei plötzlicher Störung für die kontraläsionale Seite der Patienten untersucht. Was sich bereits in den entsprechenden Graphiken (wie z. B. Abbildung 4-12, Seite 69) angedeutet hatte, wurde in der statistischen Überprüfung verifiziert. Es zeigten sich hochsignifikante Korrelationen zwischen der Größe der Auslenkung und der Griffkraft bzw. dem Griff-Lastkraftverhältnis in allen vier Aufgaben. Abbildung 4-36 veranschaulicht dies.

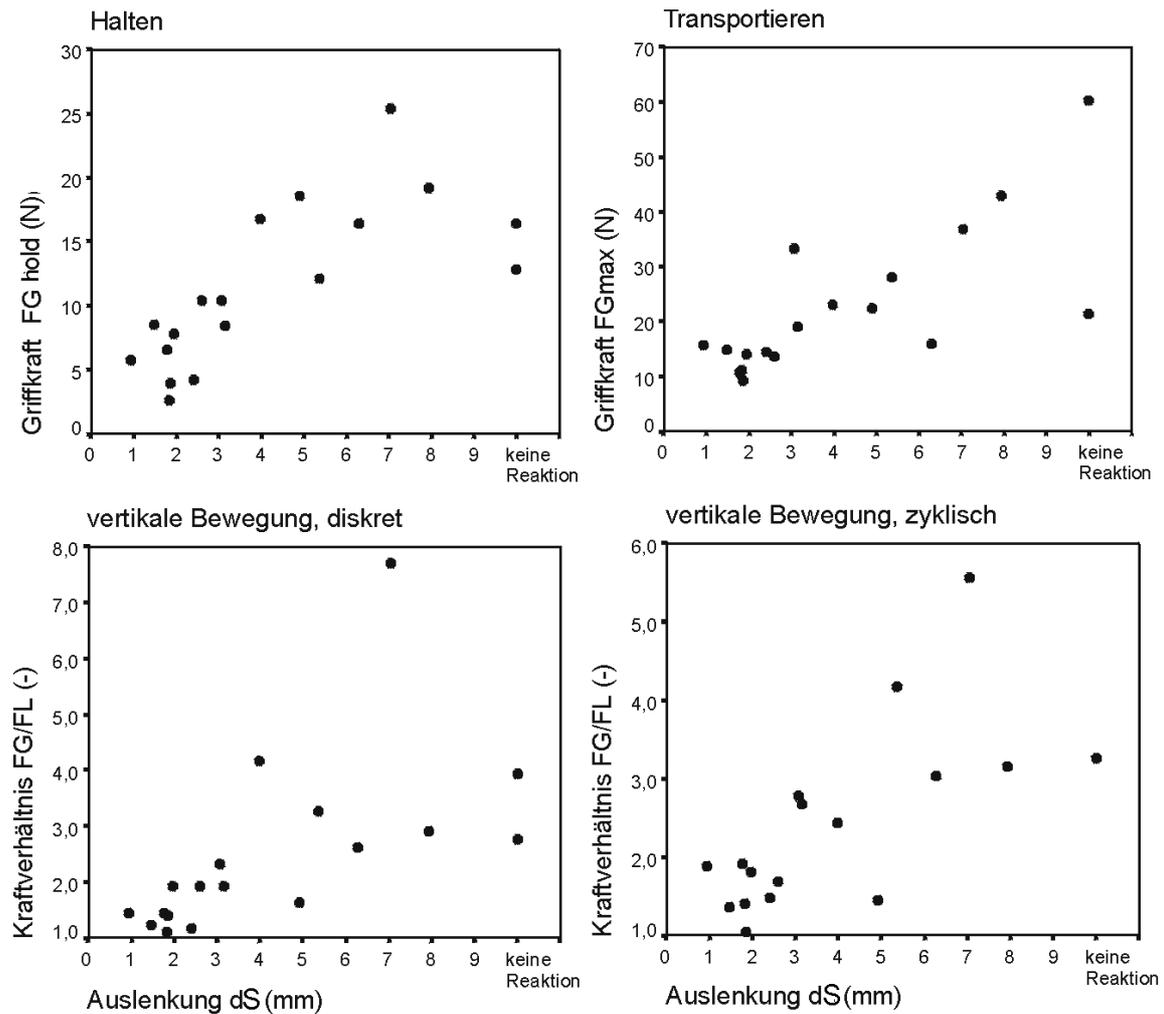


Abbildung 4-36: Korrelation der Fingerauslenkung bei Störung einer konstanten Fingerposition mit der mittleren Griffkraft beim Halten des Objektes (links oben), der maximalen Griffkraft beim Transportieren des Objektes (rechts oben) und der Kraftverhältnis F_G/F_{Lmax} beim vertikalen Bewegungen des Objektes (links unten: diskrete Bewegungen; rechts unten: zyklisches Bewegungen).

Der Korrelationskoeffizient nach Spearman-Rho lag für die Griffkraft beim konstanten Halten des Objektes bei 0,80 und für die maximale Griffkraft beim Transportieren des Objektes bei 0,77. Für den zweiten Kraftparameter F_{GAccY0} beim Transportieren des Objektes ergab sich sogar eine Korrelation von 0,81. Ebenso hoch lag der Korrelationskoeffizient für das Kräfteverhältnis F_G/F_{Lmax} beim diskreten vertikalen Bewegungen (für F_{Gmax} sogar bei 0,84). Bei den zyklischen Auf- und Abwärtsbewegungen ergab die Korrelation von Fingerauslenkung und Kraftverhältnis den Wert 0,77. Für alle Korrelationen erreichte die Signifikanz einen Wert $p < 0,001$. Das Ergebnis für die maximale Griffkraft beim zyklischen Auf- und Abbewegen lag etwas niedriger ($r_s = 0,58$; $p = 0,012$).

Des Weiteren zeigten sich eine starke Korrelation zwischen der Fingerauslenkung und der Kraftanstiegszeit $t_{F_{Gpeak}}$ beim Transportieren des Objektes ($r_s = 0,71$; $p = 0,001$), d. h. Patienten, die verzögert

oder gar nicht auf die Störung der Fingerposition reagierten, benötigten offenbar auch länger, die Kraft beim Abheben und Transportieren des Testobjektes aufzubauen. Dies könnte allerdings auch auf eine höhere Amplitude von F_{Gpeak} zurückzuführen sein, wobei sich jedoch lediglich eine schwach positive Korrelation zwischen maximaler Griffkraft und $t_{F_{Gpeak}}$ in der statistischen Analyse gezeigt hatte (vgl. Kapitel 4.3.3).

Zwischen der Fingerauslenkung und dem Korrelationskoeffizienten beim zyklischen Auf- und Abbewegen ergab sich ein signifikant negativer Zusammenhang ($r_s = -0,62$; $p = 0,006$): Patienten mit größerer Auslenkung dS wiesen eine geringere Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft auf. Allerdings fand sich keine signifikante Abhängigkeit zwischen der Fingerauslenkung und der zeitlichen Abstimmung von Griff- und Lastkraft bei den vertikalen Bewegungen.

Eine Überprüfung auf mögliche Zusammenhänge zwischen den untersuchten elementaren Leistungsaspekten der Kraftkontrolle und dem funktionalen Einsatz der Griffkraft bei Objektmanipulationen zeigte nur wenige Korrelationen. Zu erwähnen ist, dass sich keine systematischen Korrelationen der Kraftabweichung AE in den Präzisionsaufgaben *Kraft halten*, *Kraft halten ohne visuelles Feedback* und *Kraft-Tracking* mit anderen Parametern fanden.

Für die Aufgaben *FI - schnelle Kontraktion* und *FC - schnelle Kraftwechsel*, die Bereiche der elementaren Kraftkontrolle, in denen die Patienten deutliche Defizite zeigten, ergaben sich lediglich zwei Korrelationen zu anderen Parametern: Die relative maximale Krafrate ($F'_{max\ rel}$) korrelierte negativ mit der Standardabweichung der mittleren Zeitdifferenz (dT_{SD}) beim diskreten Auf- und Abbewegen ($r = -0,54$; $p = 0,026$). Gering signifikant korrelierte der Variationskoeffizient der schnellen Wechsel (FC_VKF) mit der Kraftanstiegszeit beim Transportieren des Testobjektes ($r = 0,50$; $p = 0,040$). Keinerlei Korrelationen mit anderen Parametern fanden sich für die Frequenz der schnellen Wechsel.

Ein Vergleich der Maximalkraft im Präzisionsgriff und der Griffkraft bei Objektmanipulation ergab für die relative Kraftminderung der betroffenen Hand ($F_{max\ diff}$) Korrelationen in negativem Sinne mit der Griffkraft beim konstanten Halten des Objektes ($r = -0,55$; $p = 0,022$), mit den Kraftvariablen F_{Gmax} und F_{GAccY0} beim Transportieren (F_{Gmax} : $r = -0,78$; $p < 0,001$, F_{GAccY0} : $r = -0,75$; $p = 0,001$) und mit der maximalen Griffkraft bei den diskreten vertikalen Bewegungen des Objektes ($r = -0,50$; $p = 0,039$). Das würde bedeuten, dass Patienten mit tendenzieller Kraftminderung weniger Kraft beim Manipulieren des Objektes aufwendeten. Allerdings zeigten sich bei Betrachtung des Absolutwertes der Maximalkraft im Präzisionsgriff lediglich signifikant positive Korrelationen zur maximalen Griffkraft in den beiden vertikalen Bewegungen ($r = 0,51$; $p = 0,038$). Gegenüber den Kräfteparametern der anderen manipulativen Aufgaben ergaben sich keine Korrelationen. Dies spricht eher für die Zufälligkeit der Korrelationen als für deren Relevanz.

5. Diskussion

In der vorliegenden Studie wurde die Kontrolle der Griffkraft bei einer Stichprobe von 19 Patienten mit einseitigen motorischen und/oder sensiblen Störungen untersucht. Bei allen Patienten war ein zerebrovaskuläres Ereignis vorausgegangen und hatte zu unilateralen Läsionen des Großhirns, vornehmlich im Stromgebiet der A. cerebri media, geführt. Die Läsionen betrafen kortikale Strukturen mit angrenzendem Marklager, teilweise auch die Basalganglien, den Thalamus und die Capsula interna und externa. Tiefere Strukturen wie Hirnstamm und Kleinhirn waren nicht mit einbezogen. Die Patienten befanden sich bereits in einem chronischen Stadium des Schlaganfalls mit Residualparesen, aber alle waren in der Lage, einfache manuelle Tätigkeiten, wie Greifen, Halten und Bewegen eines Gegenstandes, auszuführen. 12 Patienten hatten laut klinischer Untersuchung mehr oder weniger starke Defizite der taktilen Sensibilität, bei 14 waren Störungen der Propriozeption aufgefallen. Ein Patient wies sogar eine rein sensorische Störung auf. Fast alle Patienten mit linkshemisphärischen Läsionen litten an einer aphasischen Störung, bei manchen war eine Apraxie diagnostiziert worden. Defizite aufgrund von Verständnisschwierigkeiten konnten aber ausgeschlossen werden, da die Aufgaben weitgehend selbsterklärend waren und das Verständnis durch eine meist normale Leistung auf der zuerst untersuchten, ipsiläsionalen Seite gesichert war. Bei einer Patientin mit einer rechtsseitigen Läsion wurde ein Neglect beschrieben. Vier Patienten litten außerdem an einer Hemianopsie.

5.1. Elementare Aspekte der Kraftkontrolle

In den elementaren Aspekten der Kraftkontrolle zeigten die Patienten die größte Beeinträchtigung der betroffenen Hand bei den schnellen Kraftwechseln. Hier gelang es ihnen deutlich seltener als den Kontrollpersonen, die Griffkraft pro Zeiteinheit zu wechseln. Hinsichtlich der Maximalkraft bzw. der relativen Kraftminderung waren nur leichte Beeinträchtigungen der Patienten dieser Studie feststellbar. Da alle Patienten in der Lage sein mussten, die „Thunfischdose“ zu halten und Armbewegungen auszuführen, waren Patienten mit ausgeprägten Paresen, wie sie häufig bei zerebrovaskulären Erkrankungen zu beobachten sind, von der Studie ausgeschlossen.

Betrachtet man allerdings die Geschwindigkeit, mit der die Maximalkraft aufgebaut werden konnte, waren auch hier die Patienten deutlich langsamer als die Kontrollpersonen.

Hinsichtlich der Kraftpräzision zeigte sich nur beim Halten einer konstanten Kraft ohne visuelles Feedback ein leicht signifikanter Unterschied.

Offenbar ist die Geschwindigkeit, den Muskeltonus auf- und abzubauen, sowie Agonisten und Antagonisten alternierend zu aktivieren, der sensitivste Parameter für feinmotorische Störungen. Dieses Ergebnis deckt sich mit früheren Arbeiten von Mai (1989) und Hermsdörfer et al. (1998), welche ent-

sprechende Untersuchungen bei Patienten mit unilateralen kortikalen Läsionen durchgeführt hatten. Ebenso fanden sich verlangsamte Kraftwechsel auch bei Patienten mit zerebellärer Schädigung (Mai et al. 1988; Hermsdörfer und Mai 1996). Wie bei den bereits erwähnten Studien von Mai (1989) und Hermsdörfer et al. (1998) erwiesen sich Kraftpräzision, schnelle Kraftwechsel und Maximalkraft auch in dieser Arbeit als voneinander unabhängige Leistungsaspekte der feinmotorischen Kraftkontrolle.

5.2. Messung sensibler Defizite mittels Störung einer konstanten Fingerposition

Als sensitive Messmethode zur Feststellung sensibler Störungen hatte sich die Störung einer konstanten Fingerposition durch eine unerwartete Lastkrafteerhöhung eines im Präzisionsgriff gehaltenen Manipulandums erwiesen (Hermsdörfer et al. 1992, 1994b). Es ermöglichte die quantitative Erfassung einer sensomotorischen Leistung direkt über eine motorische Antwort, und war nicht, wie klinische Untersuchungen der Sensibilität, auf oftmals vage verbale Aussagen des Patienten oder zeitaufwändige psychophysikalische Verfahren angewiesen. Da die kürzesten Latenzzeiten bei gesunden Probanden 150 ms betragen, ist davon auszugehen, dass es sich bei der motorischen Reaktion nicht um eine reflexbedingte, sondern um eine primär zentral gesteuerte Reaktion handelt. Als Latenz des Beginns der Muskelaktivität kann ein um 30 ms kürzerer Zeitraum geschätzt werden, da es sich bei der Reaktion ja bereits um einen Effekt und nicht um den Beginn einer Muskelaktivität handelt (Hermsdörfer 1993). 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).

Acht Patienten der vorliegenden Studie zeigten eine übermäßige Fingerauslenkung, wobei bei zweien davon sogar keinerlei Reaktion zu erkennen war. Das Ausmaß der Fingerauslenkung stimmte dabei in hohem Maße mit den Ergebnissen der etablierten klinischen Sensibilitätsprüfungen überein, was die Aussagekraft dieser Untersuchungsmethode bestärkt.

Johansson et al. (1992c) hatten die Reaktion auf plötzliche Laständerungen unter lokaler Anästhesie der greifenden Finger gemessen und dabei ebenfalls verlängerte Reaktionszeiten oder sogar fehlende Reaktionen gefunden.

Mikroneurographische Untersuchungen zeigen, dass vor allem Mechanorezeptoren der greifenden Finger maßgeblich für die afferenten Signale bei der Reaktion auf eine plötzliche Lasterhöhung eines „aktiven Objektes“ verantwortlich sind (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 Verteilungsdichte an den Fingerspitzen aufweisen, untermauert.

Während allerdings in den Studien von Johansson und Macefield eine tangential zur Grifffläche gerichtete Last verändert wurde, das Objekt also aus der Hand gezogen wurde, wurde bei dem Versuchsaufbau der vorliegenden Studie eine vertikal zur Hautoberfläche gerichtete Last erhöht, was zur Auslenkung der greifenden Finger führte. Dies wirft die Frage auf, ob auch hier Hautrezeptoren im Vordergrund stehen, oder ob v. a. propriozeptive Afferenzen von Muskelspindel- und Gelenksrezeptoren für die afferenten Signale verantwortlich sind. Edin und Johansson (1995) konnten eine dominierende Rolle der Oberflächensensibilität gegenüber der Propriozeption bei Bewegungsreizen belegen: Sie zeigten, dass die Hautrezeptoren proximal eines passiv bewegten Gelenks und weniger die Gelenksrezeptoren selbst entscheidend für die Informationsvermittlung einer stattfindenden Bewegung an das ZNS sind. Bei fünf gesunden Testpersonen wurden oberflächliche und tiefere Schichten der Haut des Zeigefingers im Bereich des proximalen Interphalangealgelenks (PIP) und der mittleren Phalanx anästhesiert und der Finger im PIP-Gelenk passiv vom Untersucher bewegt. Die Probanden, denen eine direkte Sicht auf ihre Hände verwehrt war, waren in der Lage, die Bewegung an der anderen Hand genau auszuführen. Wurde allerdings auch die Haut proximal des PIP-Gelenks anästhesiert, nahmen die Probanden keine Bewegung mehr wahr. Darüber hinaus führten die Probanden eine Extension des nicht-anästhesierten Fingers aus, wenn die nicht-anästhesierte Haut proximal des PIP-Gelenks wie bei einer Extension vom Untersucher deformiert wurde. Diese Befunde legen nahe, dass die Fingerbewegungen primär durch Dehnung proximaler Hautareale wahrgenommen werden.

5.3. Regulation des Kraftniveaus bei Objektmanipulation

Bei der Analyse der manipulativen Aufgaben wurde die Anpassung der Griffkraft an die Lastkraft zum einen hinsichtlich des Kraftniveaus, zum andern hinsichtlich der präzisen Korrelation der beiden Kräfte untersucht. Zunächst soll auf die Abstimmung des Kraftniveaus näher eingegangen werden.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Patienten deutlich höhere Griffkräfte als die Kontrollpersonen in allen vier untersuchten Aufgaben einsetzten. Dies kann als höhere „Sicherheitsmarge“ interpretiert werden, da sich Patienten- und Kontrollgruppe in der minimalen Haltekraft nicht unterschieden. Die Patienten wählten eine höhere und damit „sichere“ Griffkraft.

Eine zentrale Frage dieser Arbeit war, ob ein direkter Zusammenhang zwischen Sensibilitätsdefiziten und höherer Griffkraft besteht. Studien an gesunden Probanden, deren greifende Finger lokalanästhesiert wurden, hatten gezeigt, dass beim Halten und Bewegen eines Objektes unter Verlust der taktilen Sensibilität eine deutlich höhere Griffkraft eingesetzt wird (Johansson und Westling 1984; Nowak et al. 2001; Augurelle et al. 2003). Auch Patienten mit peripheren Nervenschädigungen bei Karpaltun-

nelsyndrom und Polyneuropathie produzierten überhöhte Griffkräfte (Thonnard et al. 1997; Lowe und Freivalds 1999; Nowak und Hermsdörfer 2003). Allerdings wurden aber auch in weiteren Studien bei Patienten mit peripheren Nervenschädigungen trotz eindeutiger sensibler Defizite normale Griffkräfte beschrieben (Thonnard et al. 1999; Nowak et al. 2003c). Die Patienten waren anscheinend in der Lage, diese Sensibilitätsdefizite zu kompensieren. Massive Beeinträchtigungen der Griffkraftkontrolle mit deutlich überhöhten Griffkräften wurden bei einer Patientin mit einem seit langem bestehenden, vollständigen Verlust aller taktiler und propriozeptiver Qualitäten beschrieben (Nowak et al. 2003a,b). Eine Restfunktion der Sensibilität scheint daher auf jeden Fall für eine Kompensation notwendig zu sein. Für die Patientengruppe dieser Studie ergab sich daraus die Hypothese, dass bei Patienten mit nur leicht oder moderat abnormaler Auslenkung der Finger bei der Störung einer konstanten Fingerposition normale Griffkräfte zu erwarten wären, und bei Patienten mit deutlicher Fingerauslenkung oder sogar fehlender Antwort überhöhte Griffkräfte zu finden wären. Die Ergebnisse zeigten aber eine hoch signifikante Korrelation mit einem fast linearen Zusammenhang zwischen dem Ausmaß der Fingerauslenkung und der Höhe der Griffkraft. So waren scheinbar auch Patienten, die nur mäßige Sensibilitätsdefizite hatten, nicht in der Lage, diese zu kompensieren.

Eine vergleichbar enge Beziehung zwischen Griffkraft und taktiler Sensibilität wurde bei Kindern mit spastischer Zerebralparese beschrieben (Gordon und Duff 1999b). Anhand einer einfachen Halteübung wurde die Adaptation an unterschiedliche Oberflächenstrukturen eines Objektes geprüft und mit klinischen Parametern, wie Zwei-Punkt-Diskrimination, Druckempfinden, maximale Kraft, Spastizität etc., verglichen. Bezüglich der Fähigkeit bzw. der Defizite, die Griffkraft an Reibungsverhältnisse anzupassen, zeigten sich die höchsten Korrelationen mit der Zwei-Punkt-Diskrimination und auch mit einem Maß der Spastizität. Spastische Komponenten waren bei der Patientengruppe dieser Studie eher gering ausgeprägt. Wie auch in der vorliegenden Arbeit konnte bei den Kindern mit spastischer Zerebralparese kein sicherer Zusammenhang zwischen Maximalkraft und der Griffkraft-Anpassung hergestellt werden. Dies verdeutlicht, dass allein anhand der Maximalkraft, welche im klinischen Alltag häufig als einziger Parameter zur Beurteilung einer Parese herangezogen wird, keine Aussage über manipulative Fähigkeiten möglich ist.

Interessant ist, dass die Patienten dieser Studie alle Aufgaben zunächst mit der nicht-betroffenen Hand ausführten und dabei in der Regel niedrigere Griffkräfte einsetzten. Diese „Erfahrung“ hatte aber anscheinend keinen Einfluss auf die kontraläsionale Seite. Ein implizites Wissen über die Objekteigenschaften konnte also nicht auf die betroffene Seite übertragen werden.

Erhöhte Griffkräfte 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 und 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 bei unterschiedlichen Störungen des sensomotorischen Systems zu sein, um ein Rutschen des Objektes auf jeden Fall zu vermeiden und das Objekt „sicher im Griff zu haben“. Allerdings wird dadurch eine geschickte Handhabung beeinträchtigt, und der Gegenstand könnte durch zu hohe Kräfte sogar beschädigt werden.

Während in den bisherigen Studien immer nur ein Aufgabentyp untersucht wurde, wurden in der vorliegenden Arbeit vier verschiedene manipulative Aufgaben betrachtet: das konstante Halten eines Objektes, das Transportieren über eine kurze Strecke und das vertikale Bewegen eines Objektes, zum einen mit intermittierenden Ruhephasen und zum anderen in kontinuierlicher Bewegung. Dies ließ einen direkten Vergleich der Griffkräfte bei den verschiedenen Aufgabentypen zu. Um vergleichbare Konditionen zu schaffen, wurde die Griffkraft jeweils auf die Lastkraft bezogen, da ja unter dynamischen Bedingungen abhängig von der Beschleunigung höhere Lastkräfte auftreten als unter stationären Bedingungen. Ein entscheidendes Ergebnis ist, dass Patienten und Gesunde die Griffkraft in gleicher Weise abhängig vom Aufgabentyp skalierten. Die Patienten wendeten bei der Adaptation der Griffkraft an die Lastkraft die gleiche Strategie wie die gesunden Probanden an, nur dass ihr Kraftniveau wesentlich höher lag. Sogar die prozentuale Griffkraft-Erhöhung bei den Patienten, bezogen auf den Wert der Kontrollgruppe, war für alle Aufgaben etwa gleich; die Patienten produzierten im Durchschnitt 72-79 % höhere Griffkräfte bzw. Krafratios. Dieser prozentuale Wert stellt einen Mittelwert für die gesamte Patientengruppe dar. Einzelne Patienten zeigten sogar eine Zunahme der Griffkraft bis annähernd 500 %. Auch plötzliche, durch äußere Umstände oder irreguläre Armbewegungen ausgelöste Lastkraftänderungen würden nie eine so hohe „Sicherheitsmarge“ erfordern. Dadurch kommt es nicht nur zu einer schnellen Ermüdung der Muskulatur, sondern auch zu Einbußen der Fingerbeweglichkeit und damit feinmotorischer Leistungen. Man denke nur, wie mühselig z. B. das Schreiben wird. Überraschenderweise ergab der Vergleich der vier Aufgaben, dass Gesunde wie Patienten die niedrigste „Sicherheitsmarge“ beim vertikalen Bewegen des Objektes einhielten. Dabei spielte es keine Rolle, ob die Bewegung kontinuierlich oder mit stationären Haltephasen ausgeführt wurde. Die Vermutung, das Griff-Lastkraft-Verhältnis sei unter stationären Bedingungen ökonomischer als unter dynamischen, da mehr Zeit zur Adaptation zur Verfügung steht, lässt sich damit nicht bestätigen. Die Krafratio war beim konstanten Halten des Objektes höher als bei den vertikalen Bewegungen. Allerdings ließ sich eine gewisse Adaptation der Griffkraft an das Gewicht des Objektes mit zunehmender Haltedauer feststellen. Sowohl Gesunde als auch Patienten verminderten zum Ende des Haltens hin ihre Griffkraft. Die höchste „Sicherheitsmarge“ zeigten Patienten wie auch Gesunde beim Transportieren des Objektes. Dies lässt sich eventuell damit erklären, dass das Objekt nicht vor Beginn der Bewegung in der Hand gehalten wurde, wie es bei den vertikalen Bewegungen der Fall war, bei denen damit mehr Zeit zur Verfügung stand, um Objekteigenschaften zu implizieren.

Allerdings bestanden für die Berechnung der Griff-Lastkraft-Relationen bei den vier Aufgaben nicht genau die gleichen Voraussetzungen, so dass ein direkter Vergleich mit Einschränkung zu sehen ist.

Beim konstanten Halten wurde die Griffkraft über 3 s gemittelt und auf die Gewichtskraft, die bei ruhigem Halten ja der Lastkraft entspricht, bezogen. Beim Transportieren wurde die Ratio für den Zeitpunkt in der Mitte der Transportbewegung bestimmt, an dem die sagittale Beschleunigung den Wert Null annahm und die Lastkraft annähernd der Gewichtskraft entsprach. Bei den vertikalen Bewegungen wurde die Krafratio für alle Lastkraftmaxima bestimmt.

Interessant ist des weiteren, dass die Amplituden der Griffkraft bei den vertikalen Bewegungen trotz eines höheren Ausgangsniveaus bei den Patienten nicht kleiner waren als bei den gesunden Probanden, z. T. modulierten die Patienten sogar stärker als die Kontrollpersonen. Dies deckt sich mit den Ergebnissen der Experimente unter Lokalanästhesie (Nowak et al. 2001).

5.4. Präzision der Griffkraftkontrolle

Neben der Frage, inwieweit das Kraftniveau an die Lastkraft angepasst werden konnte, war ein weiteres Thema dieser Arbeit, ob die antizipatorische Steuerung der Griffkraft bei Schlaganfallpatienten erhalten ist.

Schon an den Kraftprofilen beim Anheben und Halten sowie beim Transportieren des Objektes lässt sich grundsätzlich eine Kopplung von Griff- und Lastkraft anhand des parallelen Ansteigens der Kräfte erkennen (s. Abbildung 4-11, Seite 68 und Abbildung 4-13, Seite 72). Eine genauere Analyse der Korrelation beider Kräfte ist am besten anhand der vertikalen Bewegungen möglich. Hier soll zunächst auf die zyklischen vertikalen Bewegungen eingegangen werden. Mittels Kreuzkorrelations-Analyse konnte die zeitliche Abstimmung von Griff- und Lastkraft genau ermittelt werden. Es zeigten sich sowohl in der Kontroll- als auch in der Patientengruppe keine bzw. nur minimale zeitliche Abweichungen zwischen Griff- und Lastkraft. Der statistische Vergleich der Zeitverschiebungen zwischen den beiden Kraftprofilen der Patienten auf der kontraläsionalen Seite und den gesunden Probanden ergab keinen signifikanten Unterschied. Auch die Patienten waren also in der Lage, die Griffkraft antizipatorisch zu steuern. Dieses Ergebnis stützt die Hypothese, die Griffkraft werde anhand interner Modelle im *feedforward*-Modus reguliert. Afferente Signale scheinen im Hinblick der zeitlichen Korrelation eine zweitrangige Rolle zu spielen (s. u. a. Flanagan et al. 1993; Flanagan und Wing 1993; Wolpert und Flanagan 2001). Letzteres lässt sich in der vorliegenden Stichprobe besonders eindrucksvoll an Patienten mit deutlichen Sensibilitätsstörungen demonstrieren, die extrem hohe Griffkräfte produzierten, aber eine unbeeinträchtigte Korrelation von Griff- und Lastkraft boten (vgl. Patient 15). Entsprechende Ergebnisse wurden auch bei Studien mit Lokalanästhesie der greifenden Finger und bei Patienten mit peripheren Nervenschädigungen beschrieben (Nowak et al. 2001; Augurelle et al. 2003; Nowak und Hermsdörfer 2003).

Mittels Kreuzkorrelation zwischen Griffkraft- und Lastkraftkurve lassen sich nicht nur Phasenverschiebungen der Kurven sondern auch die präzise Abstimmung beider Kurvenverläufe analysieren. Der maximale Korrelationskoeffizient r bietet ein qualitatives Maß der Abstimmung. Mit durchschnittlichen Werten über 0,8 zeigten die Kontrollpersonen eine sehr gute Feinabstimmung der Kräfte. Die Patienten boten auf ihrer betroffenen Seite eine etwas schlechtere Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft. Der statistische Vergleich ergab einen schwach signifikanten Unterschied zwischen Patienten- und Kontrollgruppe.

Für zwei Patientinnen (Patientin 18 und 19) ergab sich ein sehr schlechter Korrelationskoeffizient. Beide Patientinnen konnten die Bewegung aufgrund motorischer Störungen nur langsam ausführen (ca. 1 Hz). In einer früheren Studie wurde eine Abhängigkeit von Frequenz der Bewegung und Kraftkorrelation beschrieben: Bei zyklischen vertikalen Bewegungen mit einer Frequenz unter 1 Hz und über 2,5 Hz wurde eine verminderte Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft festgestellt (Blank et al. 2001). Allerdings wurden in dieser Studie lediglich diskrete Defizite in der Feinabstimmung der beiden Kräfte beschrieben. Die massiven Beeinträchtigungen der beiden Patientinnen der vorliegenden Studie lassen sich sicherlich nicht alleine auf eine langsame Bewegungsausführung zurückführen. Während Patientin 18 verminderte Leistungen in allen elementaren Aspekten der Kraftkontrolle zeigte, war Patientin 19 überhaupt nicht in der Lage, das Manipulandum im Präzisionsgriff zu halten. Möglicherweise spielte eine fehlerhafte Koordination von Hand- und Fingermuskeln, wie z. B bei Spastik, eine Rolle. Bei beiden Patientinnen lagen zum anderen auch erhebliche Sensibilitätsdefizite vor. Eine weitere Patientin (Patientin 17) bot einen paradoxerweise gegensinnigen Verlauf von Griff- und Lastkraft. Beide Kurven zeigten eine hohe Korrelation, waren jedoch um einen halben Zyklus phasenverschoben, so dass Lastkraft-Maxima mit Griffkraft-Minima zusammenfielen. Dieser Befund wurde in einer zweiten Untersuchung nach drei Monaten bestätigt. Bei einer weiteren Untersuchung einen Monat später war so gut wie keine Korrelation mehr erkennbar. Auch diese Patientin wies massive Sensibilitätsdefizite auf. Eine erheblich gestörte Korrelation zwischen Griff- und Lastkraft wurde auch bei einer Patientin beobachtet, die unter einem kompletten, hochchronischem Verlust von taktiler Sensibilität und Propriozeption litt (Nowak et al. 2003b). Eine genau gegensinnige Abstimmung von Griff- und Lastkraft war jedoch noch nie beschrieben worden. Auf der ipsiläsionalen Seite bot die Patientin eine normale Leistung. Erwähnenswert ist in diesem Zusammenhang auch, dass ein Patient (Patient 13), der die Bewegung nicht flüssig ausführte, kleine Lastkraftpeaks auch an den oberen Wendepunkten erzeugte, die er mit Griffkraftmaxima beantwortete. Vielleicht hatten die Patienten ein ursprüngliches Griffkraft-Muster verändert oder überschrieben, da sie Unzulänglichkeiten bei der Bewegungsausführung „erwarteten“.

Abgesehen von diesen speziellen Fällen zeigten die übrigen Patienten den Kontrollpersonen vergleichbare bzw. knapp unterhalb des Kontrollbereichs liegende maximale Korrelationskoeffizienten r . Wie bereits erwähnt, ergab sich ein schwach signifikanter Unterschied. Bei den Patienten schien also

die *feedforward*-Steuerung der Griffkraft prinzipiell erhalten zu sein, wobei allerdings die präzise Feinabstimmung der Griffkraft beeinträchtigt war.

Eine geringere Präzision bei guter zeitlicher Korrelation von Griff- und Lastkraft wurde auch 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 stattfindet als die Ausreifung des Kortex. Auch bei den Patienten dieser Studie waren kortikale Strukturen beeinträchtigt, während Hirnstamm und Kleinhirn nicht betroffen waren. In der vergleichenden Analyse der Aufgaben fand sich ein Zusammenhang zwischen Ausmaß der Fingerauslenkung bei Störung einer konstanten Fingerposition und dem maximalen Korrelationskoeffizienten r bei den zyklischen vertikalen Bewegungen. Dies deutet darauf hin, dass sensorischen Informationen neben ihrer Rolle in der Regelung des Griffkraft-Niveaus auch eine gewisse Bedeutung bei der Feinabstimmung von Griff- und Lastkraft zukommt.

Die Auswertung der diskreten vertikalen Bewegungen ergab prinzipiell die gleichen Ergebnisse wie die der zyklischen Bewegungen. Die Patienten modulierten die Griffkraft in ähnlicher Weise wie die gesunden Probanden mit der Lastkraft, wobei sie ein deutlich höheres Kraftniveau als die Kontrollpersonen aufwiesen. Es ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen Patienten- und Kontrollgruppe bezüglich der zeitlichen Korrelation von Griff- und Lastkraft. Allerdings muss einschränkend gesagt werden, dass sich bei einigen Kontrollpersonen bei den aufwärts gerichteten Bewegungen relativ hohe Zeitdifferenzen zwischen den Kraftverläufen zeigten, während in Abwärtsrichtung eine exakte Abstimmung stattfand. Ähnliches war in bisherigen Studien bei gesunden Probanden nicht beschrieben worden (vgl. Flanagan und Wing 1993; Nowak et al. 2001). Eventuell liegt der Grund in einer unsauberen Ausführung der nach oben gerichteten Bewegungen mit Erzeugung von Drehmomenten beim Stoppen des Objektes.

Auch die Patienten zeigten größere Zeitdifferenzen zwischen den Kräften in Aufwärtsrichtung als in Gegenrichtung. Entsprechendes wird in einer Studie von Nowak et al. (2003d) berichtet, der Schlaganfall-Patienten in der Akutphase untersuchte.

Wie bei den zyklischen Bewegungen zeigten die Patientinnen 17, 18, 19 auch in dieser Aufgabe eine schlechte zeitliche Abstimmung von Griff- und Lastkraft.

Zusammenfassend lässt sich für die vertikalen Aufgaben sagen, dass die synchrone Modulation von Griff- und Lastkraft bei den Patienten erhalten war. Auch das Ausmaß der Modulation war trotz deutlich erhöhtem Kraftniveau nicht verringert; im Gegenteil, es war sogar signifikant höher als bei gesunden Probanden. Dies spricht für eine unabhängige zentralnervöse Generierung von Krafthöhe und zeitlicher Kopplung von Griff- und Lastkraft. Während Ersteres auf sensible Informationen über Objekteigenschaften angewiesen ist, scheint Letzteres weitgehend autonom zu sein. Entsprechende Be-

funde zeigen Studien mit Lokalanästhesie der greifenden Finger (Nowak et al. 2001; Augurelle et al. 2003) und Untersuchungen von Patienten mit peripheren Nervenschädigungen (Nowak und Hermsdörfer 2003). Die Ergebnisse dieser Studie zeigen aber auch, dass die präzise Feinabstimmung beider Kräfte von der sensomotorischen Integrität abhängig sein mag. Diese Beobachtungen wurden auch von Nowak et al. (2003d) beschrieben, der Schlaganfallpatienten in der Akutphase untersucht hatte. Erhebliche Einschränkungen der Hypothese, dass die antizipatorische Kraftkontrolle eine von der Sensorik unabhängige Fähigkeit sei, wurden allerdings im Falle der chronisch deafferenten Patientin deutlich (Nowak et al. 2003 a,b). Offensichtlich sind zumindest eine minimale sensorische Information und/oder intermittierende sensorische Signale für die Aufrechterhaltung der internen Modelle und für die antizipatorische Kontrolle der Griffkraft notwendig.

Neben den vertikalen Bewegungen 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 ersten Kraftpeak) in der Patientengruppe verlängert war. Diese verzögerte Kraftproduktion lässt sich primär nicht dadurch erklären, dass die Patienten höhere Griffkräfte aufwendeten und dafür mehr Zeit benötigten, um diese aufzubauen, da die Korrelation zwischen Maximalkraft und Kraftanstiegszeit lediglich knapp unterhalb des Signifikanzniveaus blieb ($r=0,48$; $p=0,049$) und bei einzelnen Patienten klare Dissoziationen zwischen beiden Maßen zu erkennen waren (vgl. Seite 74).

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 und Dichgans 1994; Eliasson et al 1991; Forssberg et al. 1999; Gordon und Duff 1999b). Untersuchungen mit Lokalanästhesie der greifenden Finger bei gesunden Probanden hatten ebenfalls einen verzögerten Beginn der „loading-phase“ beim Anheben eines Objektes gezeigt (Johansson und Westling 1984; Jenmalm und Johansson 1997; Monzée et al. 2003). Diese Ergebnisse und die Tatsache, dass sich in der vorliegenden Studie eine starke Korrelation zwischen der Kraftanstiegszeit und dem Ausmaß der Fingerauslenkung fand, sprechen für die Notwendigkeit sensibler Signale für eine unbeeinträchtigte Kraftentwicklung beim Anheben eines Objektes. Eine Modellvorstellung („discrete-event sensor-driven control“) geht davon aus, dass beim Übergang von einer Phase in die nächste beim Greifen und Anheben eines Objektes ein *feedback*-Signal der Mechanorezeptoren der greifenden Finger benötigt wird, um das entsprechende motorische Kommando für die nächste Phase zu geben (Johansson und Westling 1984; Eliasson et al. 1991; Johansson und Edin 1993; Johansson und Cole 1994). Monzée et al. (2003) beschrieben zusätzlich zu der Verzögerung der „loading-phase“ in der Anhebephase eine erhebliche Beeinträchtigungen der Korrelation von Griff- und Lastkraft unter Lokalanästhesie.

Eine verzögerte Kraftproduktion beim Anheben eines Objektes fanden auch Nowak et al (2003d) bei Schlaganfallpatienten in der Akutphase.

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 eine deutliche Verlangsamung der Patienten. Entweder brauchten sie infolge motorischer Defizite mehr Zeit, um das Objekt sicher zu greifen und zu halten, oder sie führten aus strategischen Gründen den Vorgang langsamer aus, um ein sicheres Transportieren zu gewährleisten.

Kein Zusammenhang fand sich zwischen Dauer der Transportbewegung und dem Kraftniveau. Entsprechendes wurde ja auch bei den diskreten und zyklischen vertikalen Bewegungen beschrieben: Patienten, die deutlich höhere Griffkräfte einsetzten, zeigten durchaus gute Leistungen hinsichtlich der zeitlichen Korrelation von Griff- und Lastkraft. Dies bestärkt wiederum das Modell einer unabhängigen Steuerung von Kraftniveau und zeitlicher Abstimmung der Griffkraft.

Vergleiche der zeitlichen Aspekte des Transportvorgangs und der vertikalen Bewegungen erbrachten lediglich eine geringe negative Korrelation zwischen relativer Kraftanstiegszeit und dem maximalen Korrelationskoeffizienten der zyklischen vertikalen Bewegungen. Zur Zeitdifferenz zwischen Griff- und Lastkraftpeaks bei den diskreten vertikalen Bewegungen ergab sich keine Abhängigkeit. Eine verzögerte Kraftproduktion beim Greifen und Anheben eines Objektes scheint demzufolge nicht zwangsläufig eine Beeinträchtigung der antizipatorischen Steuerung der Griffkraft zu bedeuten.

5.5. Leistungen der Patienten auf der ipsiläsionalen Seite

Neben der Analyse der feinmotorischen Kraftkontrolle auf der betroffenen, kontraläsionalen Seite wurden in der vorliegenden Studie auch die Leistungen der nicht-betroffenen, ipsiläsionalen Hand in die Untersuchung mit einbezogen.

In den elementaren Aspekten der Kraftkontrolle zeigte sich lediglich in einer Aufgabe (FI – maximale Kontraktionsgeschwindigkeit) ein signifikanter Unterschied zu den Kontrollpersonen: Sowohl kontrals als auch ipsiläsional war die relative maximale Krafrate vermindert. In allen anderen elementaren Aufgaben, insbesondere bei den schnellen Kraftwechslern (FC), welche sich als besonders sensibler Marker feinmotorischer Störungen der Kraftkontrolle erwiesen hatten, zeigten die Patienten ipsiläsional den Kontrollpersonen vergleichbare Leistungen.

Erwartungsgemäß boten die Patienten auch bei der Störung einer konstanten Fingerposition ipsiläsional normale Fingerauslenkungen.

Bei den Objektmanipulationen produzierten die Patienten in manchen Aufgaben auch ipsiläsional signifikant höhere Griffkräfte als die Kontrollpersonen. So war beim ruhigen Halten des Objektes die mittlere Haltekraft ($F_{G\text{hold}}$), und bei den diskreten vertikalen Bewegungen die Griffkraft zu Beginn der Bewegungen ($F_{G\text{start}}$) und die Krafratio ($F_G/F_{L\text{max}}$) signifikant erhöht gegenüber den Kontrollwerten. Im Trend signifikant erhöht zeigten sich auch die Griffkräfte bei den zyklischen vertikalen Bewegungen und ein Kraftparameter ($F_{G\text{Acc}Y0}$) beim Transportieren des Objektes. Jedoch lagen alle Werte weit unter denen der kontraläsionalen Seite.

Vielleicht waren die Patienten aufgrund der motorischen Defizite ihrer kontraläsionalen Seite auch mit ihrer nicht-betroffenen Hand sehr „vorsichtig“ geworden und verwendeten höhere Griffkräfte, um den Gegenstand auch sicher zu halten.

Im Hinblick der zeitlichen Korrelation von Griff- und Lastkraft zeigten die Patienten auf der ipsiläsionalen Seite ebenso gute Leistungen wie die Kontrollpersonen.

Auffallend war jedoch, dass die Patienten beim Transport des Objektes, welcher ohne exakte Zeitangabe untersucht wurde, nicht nur kontraläsional, sondern auch ipsiläsional erheblich mehr Zeit aufwandten als die Kontrollpersonen. Eine verlangsamte Bewegungsausführung ipsiläsional wurde auch in einer Studie von Hermsdörfer et al. (1999b) beschrieben. In dieser Studie sollten Patienten mit unilateralen zerebralen Läsionen ein nahes Objekt mit ihrer nicht-betroffenen Hand ansteuern und ergreifen. Dabei wurden kinematische Parameter erfasst. Während bei der Hinbewegung des Armes eine Verlangsamung und Defizite im Bewegungsprofil auffielen, war die Öffnung der Finger beim Greifen des Objektes bei allen Patienten unbeeinträchtigt. In älteren Studien wurde diskutiert, dass distale Fingerbewegungen v. a. kontralateral gesteuert werden, während in die Steuerung proximaler Armbewegungen beide Hemisphären mit einbezogen sind (Brinkman und Kuypers 1973; Lawrence und Kuypers 1968). Diese Hypothese stützen auch die Ergebnisse von Colebatch und Gandevia (1989), welche die Stärke verschiedener Muskelgruppen des Armes bei Patienten mit Hemiparesen prüften und auch auf der ipsiläsionalen Seite eine verminderte Kraft der proximalen Armmuskeln fanden, während bei den distalen Fingermuskeln weitgehend keine Kraftminderung festzustellen war.

5.6. Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse

Die vorliegende Studie ergab, dass die Patienten z. T. deutlich höhere bis exzessiv erhöhte Griffkräfte in allen Aufgaben der Objektmanipulation einsetzten. Ausschlaggebend dafür scheinen Sensibilitätsdefizite zu sein, wie die hohe Korrelation zwischen Auslenkung der Finger bei plötzlicher Störung einer konstanten Fingerposition und dem Griffkraftniveau bei Objektmanipulation nahe legt.

Der *feedforward*-Mechanismus der Griffkraftkontrolle blieb weitgehend unbeeinträchtigt; allerdings fanden sich bei der Feinabstimmung von Griff- und Lastkraft geringe Defizite. Zudem zeigten Patienten eine deutliche Verlangsamung in der Transportbewegung und eine verzögerte Kraftproduktion in der Anhebephase.

Rückschlüsse von elementaren Aspekten der Griffkraft, wie präzises Halten einer geringen Kraft, schnelle Kraftwechsel und Maximalkraft, auf die manipulativen Leistungen ließen sich nicht ziehen. Kommt allerdings zu einem sensorischen Defizit eine Kraftreduktion, ist die resultierende Beeinträchtigung besonders drastisch: Das sensorische Defizit kann zur Erhöhung der Haltekraft führen, die dann die Griffkraft in die Nähe der verbleibenden Maximalkraft bringt. Dadurch können einfache Aufgaben zu einer raschen Ermüdung führen. Bedenkt man auch, dass eine allzu große Anspannung der Handmuskulatur die Fingerflexibilität in hohem Maße einschränkt, stellen erhöhte Griffkräfte ein großes Problem der Rehabilitation der Handfunktion dar.

5.7. Einbindung der Ergebnisse in den wissenschaftlichen Kontext

Die Ergebnisse dieser Studie bestärken das vorherrschende Modell einer antizipatorischen Griffkraftkontrolle, nach dem bereits bei Planung von Willkürbewegungen die bewegungsinduzierte Last und damit die erforderliche Griffkraft anhand einer internen Repräsentation der Körperdynamik und der bekannten Objekteigenschaften berechnet wird (vgl. z. B. Flanagan et al. 1993; Johansson 1996). Wie bei den Studien mit lokaler Anästhesie der greifenden Finger bei gesunden Probanden und Untersuchungen bei Patienten mit peripheren Nervenschädigungen (Nowak et al. 2001, 2003c; Augurelle et al. 2003), zeigte sich auch in dieser Studie die Unabhängigkeit dieses grundlegenden Prozesses der Griffkraft-Steuerung von sensiblen Leistungen. Darüber hinaus lässt sich weiter schlussfolgern, dass der *feedforward*-Mechanismus nicht über Funktionen des Großhirns gesteuert wird, sondern tiefer liegenden Hirnstrukturen zuzuordnen ist. Diskutiert wurde v. a. das Kleinhirn als Sitz der internen Modelle (Miall et al. 1993; Wolpert et al. 1998; Blank et al. 2001). Für die Präzision der Griff-Lastkraft-Korrelation allerdings scheinen kortikale Strukturen verantwortlich zu sein, wie Defizite in der Kreuzkorrelation der zyklischen vertikalen Bewegungen vermuten lassen. Weiter lässt auch der schon in früheren Studien beschriebene verzögerte Kraftaufbau beim Greifen und Anheben eines Objektes auf eine Art „Veredelung“ der *feedforward*-Kontrolle durch kortikale Zentren schließen. Im besonderen wird hierfür die Bedeutung eines kontinuierlichen *feedback*-Signals von sensiblen Afferenzen zur Aktualisierung des laufenden motorischen Programms diskutiert (vgl. Johansson und Westling 1984; Eliasson et al. 1991; Johansson und Edin 1993; Johansson und Cole 1994; Monzée et al. 2003).

Eine entscheidende Rolle spielt die taktile Sensibilität auf jeden Fall bei der Abstimmung der Griffkraftgröße auf Objekteigenschaften. Ist die zentrale Verarbeitung der afferenten Signale gestört, dann wird die Griffkraft kompensatorisch erhöht. Dies konnte in dieser Studie besonders deutlich herausgestellt werden.

Wie komplex die Steuerung der Griffkraft insgesamt sein mag, lassen mikroneurographische Ableitungen kortikaler Neurone bei Affen (Wannier et al. 1991; Hepp-Reymond et al. 1994; Cadoret und Smith 1997; Salimi et al. 1999) und bildgebende Verfahren bei gesunden Probanden (Ehrsson et al. 2000 und 2001; Kutz-Buschbeck 2001) erahnen. Es zeigten sich neuronale Aktivitäten in einem weiten Netzwerk primärer und sekundärer sensomotorischer Areale, wie dem sensorischen, dem primären motorischen, dem prämotorischen und dem supplementär-motorischen Kortex, den motorischen Bereichen des Cingulums, dem parietalen Kortex, den Basalganglien und dem Kleinhirn. Dieses komplexe Netzwerk spiegelt die, durch die Griffkraftmessungen dokumentierte Differenziertheit der Störungen in dieser Patientengruppe wider.

6. Zusammenfassung

In zahlreichen Forschungsarbeiten konnte gezeigt werden, dass die Griffkraft beim Halten und Bewegen eines Objektes optimal auf die Beschaffenheit des Objektes abgestimmt wird und synchron mit der Lastkraft moduliert wird. Hirnschädigungen führen häufig zu Beeinträchtigungen dieses hochpräzisen Steuerungsprozesses. In der vorliegenden Studie wurden Störungen der feinmotorischen Kraftkontrolle bei 19 Patient(inn)en mit Residualparesen der oberen Extremitäten nach Schlaganfall analysiert. Bei allen Patienten lagen unilaterale Läsionen des Großhirns vor, und sie zeigten milde bis moderate Hemiparesen. Bei vielen waren Sensibilitätsstörungen diagnostiziert worden. Es wurden vier manipulative Aufgaben getestet: konstantes Halten, Transportieren, diskrete Auf- und Abwärtsbewegungen und zyklisches vertikales Bewegen eines Objektes. Als Testobjekt fungierte ein kabelloses, flach-zylindrisches, im Durchmesser knapp 10 cm großes Manipulandum, ausgestattet mit Kraft- und Beschleunigungssensoren. Gemessen wurden die Griffkraft, mit der das Objekt gehalten wurde, und die Objektbeschleunigungen, aus welchen die Lastkräfte berechnet wurden. Mittels eines weiteren Messsystems wurden elementare Aspekte der feinmotorischen Kraftkontrolle erfasst: Auf einen kleinen, zwischen Daumen und Zeigefinger gehaltenen Kraftsensor sollten die Probanden eine konstante, geringe Fingerkraft ausüben, die Kraft simultan einer vorgegebenen Zielkraft erhöhen, maximale Kraft auf den Sensor ausüben und wiederholte, schnelle Kraftwechsel ausführen. Das Kraftsignal konnte auf einem Monitor verfolgt werden. Um spezifisch Sensibilitätsstörungen zu erfassen, wurde zusätzlich die Reaktion auf eine unerwartete Störung einer konstanten Fingerposition gemessen. Dazu wurde mittels Luftdruck die Lastkraft eines im Präzisionsgriff gehaltenen Manipulandums plötzlich erhöht, wodurch die Finger ausgelenkt wurden. Das Ausmaß der Fingerauslenkung, bis eine Gegenreaktion auftritt, hatte sich in früheren Studien (Hermsdörfer et al. 1992, 1994b) als sensitiver Parameter für Sensibilitätsstörungen erwiesen.

Die Ergebnisse zeigten, dass die Patienten in allen vier manipulativen Aufgaben auf ihrer betroffenen Seite deutlich höhere Griffkräfte einsetzten als die Kontrollgruppe. Das Verhältnis von Griff- und Lastkraft, welches als Maß einer ökonomischen Krafteinteilung angesehen werden kann, war bei den Patienten signifikant erhöht. Die vergleichende Analyse ergab eine hoch-signifikante Korrelation zwischen Griffkraftniveau bzw. Griff-Lastkraftverhältnis bei den manipulativen Aufgaben und der Auslenkung der Finger bei Störung einer konstanten Fingerposition. Ein Vergleich der vier Aufgaben ergab, dass Patienten und Gesunde in gleicher Weise die Griffkraft abhängig vom Aufgabentypus skalierten, nur dass die Patienten eine wesentlich höhere „Sicherheitsmarge“ boten.

Hinsichtlich der zeitlichen Korrelation von Griff- und Lastkraft zeigte sich, dass die antizipatorische Steuerung der Griffkraft auch bei zerebraler Schädigung erhalten blieb; Griff- und Lastkraft wurden synchron moduliert. Allerdings ergab die Kreuzkorrelation bei den zyklischen vertikalen Bewegungen leichte Defizite in der Feinabstimmung beider Kräfte. Des Weiteren war beim Transportieren des Ob-

jektet die Kraftproduktion in der Anhebephase auf der betroffenen Seite verzögert. Für beide Variablen – den Kreuzkorrelationskoeffizient r und die Kraftanstiegszeit $t_{F_G\text{peak}}$ - ergaben sich signifikante Korrelationen mit dem Ausmaß der Fingerauslenkung bei Störung einer konstanten Fingerposition. Bei den elementaren Untersuchungen zur feinmotorischen Kraftkontrolle zeigten die Patienten v. a. Defizite bei den schnellen Kraftwechseln. Diese hatten sich bereits in früheren Studien als sensitiver Parameter feinmotorischer Störungen erwiesen (Mai 1989; Hermsdörfer et al. 1998). Allerdings ließ sich weder von diesem Parameter noch von den anderen untersuchten elementaren Aspekten ein Rückschluss auf die Leistungen in den manipulativen Aufgaben ziehen.

Die Studie zeigt, dass Sensibilitätsdefizite, die als Auslenkung der Finger bei Lastkafterhöhung quantifizierbar waren, kompensatorisch zu einer teilweise exzessiv erhöhten „Sicherheitsmarge“ der Griffkraft gegenüber der minimal notwendigen Haltekraft bei Objektmanipulationen führten. Des Weiteren bekräftigen die Ergebnisse dieser Arbeit das vorherrschende Modell einer antizipatorischen Griffkraft-Steuerung anhand interner Modelle, wobei diese Funktion wohl tiefer liegenden Hirnstrukturen zugeordnet werden kann. In früheren Arbeiten wurde v. a. das Kleinhirn diskutiert. Anhand sensibler afferenter Signale scheint dieser grundlegende *feedforward*-Mechanismus der Griffkraft-Steuerung von kortikalen Strukturen jedoch noch präzisiert zu werden, wie Defizite in der Feinabstimmung beider Kräfte vermuten lassen.

7. Literaturverzeichnis

1. Augurelle, A. S., Smith, A. M., Lejeune, T., Thonnard, J. L.
Importance of cutaneous feedback in maintaining a secure grip during manipulation of hand-held objects
J Neurophysiol 89 (2003) 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) 81-85
3. Blakemore, S. J., Goodbody, S. J., Wolpert, D. M.
Predicting the consequences of our own actions - the role of sensorimotor context estimation
J Neurosci 18 (1998) 7511-7518
4. Blank, R., Breitenbach, A., Nitschke, M., Heizer, W., Letzgus, S., Hermsdörfer, J.
Human development of grip force modulation relating to cyclic movement-induced inertial loads
Exp Brain Res 138 (2001) 193-199
5. Boissy, P., Bourbonnais, D., Carlotti, M. M., Gravel, D., Arsenault, B. A.
Maximal grip force in chronic stroke subjects and its relationship to global upper extremity function
Clin Rehabil 13 (1999) 354-362
6. Brinkman, J., Kuypers, H. G. J. M.
Cerebral control of contralateral and ipsilateral arm, hand and finger movements in the split-brain rhesus monkey
Brain 96 (1973) 653-674
7. Cadoret, G., Smith, A. M.
Friction, not texture, dictates grip forces used during object manipulation
J. Neurophysiol 75 (1996) 1963-1669

8. Cardoret, G., Smith, A. M.
Comparison of the neuronal activity in the SMA and the ventral cingulated cortex during prehension in the monkey
J Neurophysiol 77 (1997) 153-166
9. Cole, K. J., Johansson, R. S.
Friction at the digit-object interface scales the sensorimotor transformation for grip responses to pulling loads
Exp Brain Res 95 (1993) 523-532
10. Colebatch, J. G., Gandevia, S. C.
The distribution of muscular weakness in upper motor neuron lesions affecting the arm
Brain 112 (1989) 749-763
11. Colebatch, J. G., Gandevia, S. C., Spira, P. J.
Voluntary muscle strength in hemiparesis: distribution of weakness at the elbow
J Neurol Neurosurg Psychiatry 49 (1986) 1019-1024
12. Edin, B. B., Johansson, R. S.
Skin strain patterns provide kinesthetic information to the human central-nervous-system
J Physiol London 487 (1995) 243-251
13. Ehrsson, H. 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) 2613-2623
14. Ehrsson, H. H., Fagergren, A., Jonsson, T., Westling, G., Johansson, R. S., Forssberg, H.
Cortical activity in precision-versus power-grip tasks: an fMRI study
J Neurophysiol 83 (2000) 528-536
15. Eliasson, A.-C., Gordon, A. M., Forssberg, H.
Basic coordination of manipulative forces of children with cerebral palsy
Dev Med Child Neurol 33 (1991) 661-670

-
16. Eliasson, A.-C., Gordon, A. M., Forssberg, H.
Tactile control of isometric fingertip forces during grasping in children with cerebral palsy
Dev Med Child Neurol 37 (1995) 72-84
 17. Fellows, S. J., Ernst, J., Schwarz, M., Topper, R., Noth, J.
Precision grip deficits in cerebellar disorders in man
Clin Neurophysiol 112 (2001) 1793-1802
 18. Fellows, S. J., Noth, J., Schwarz, M.
Precision grip and Parkinson's disease
Brain 121 (1998) 1771-1784
 19. Flanagan, J. R., Tresilian, J.
Grip-load force coupling: A general control strategy for transporting objects
J Exp Psychol Hum Percept Perform 20 (1994) 944-957
 20. Flanagan, J. R., Tresilian, J., Wing, A. M.
Coupling of grip force and load force during arm movements with grasped objects
Neurosci Lett 152 (1993) 53-56
 21. Flanagan, J. R., Wing, A. M.
Modulation of grip force with load force during point-to-point arm movements
Exp Brain Res 95 (1993) 131-143
 22. Flanagan, J. R., Wing, A. M.
The role of internal models in motor planning and control: evidence from grip force adjustments during movements of hand-held loads
J Neuroscience 17 (1997) 1519-1528
 23. Flanagan, J. R., Wing, A. M.
The stability of precision grip forces during cyclic arm movements with a hand-held load
Exp Brain Res 105 (1995) 455-464
 24. Forssberg, H., Eliasson, A. C., Kinoshita, H., Johansson, R. S., Westling, G.
Development of human precision grip. I: Basic coordination
Exp Brain Res 85 (1991) 451-457

25. Forssberg, H., Eliasson, A.-C., Redon-Zouitenn, C., Mercuri, E., Dubowitz, L.
Impaired grip-lift synergy in children with unilateral brain lesions
Brain 122 (1999) 1157-1168
26. Gordon, A. M., Duff, S. V.
Fingertip forces during object manipulation in children with hemiplegic cerebral palsy.
I: Anticipatory scaling
Dev Med Child Neurol 41 (1999a) 166-175
27. Gordon, A. M., Duff, S. V.
Relation between clinical measures and fine manipulative control in children with hemiplegic cerebral palsy
Dev Med Child Neurol 41 (1999b) 586-591
28. Gordon, A. M., Quinn, L., Reilmann, R., Marder, K. M.
Coordination of prehensile forces during precision grip in Huntington's Disease
Exp Neurol 163 (2000) 136-148
29. Graybiel A. M.
Building action repertoires: memory and learning functions of the basal ganglia
Curr Opin Neurobiol 5 (1995) 733-741
30. Grichting, B., Hediger, V., Kaluzny, P., Wiesendanger, M.
Impaired proactive and reactive grip force control in chronic hemiparetic patients
Clin Neurophysiol 111 (2000) 1661-1671
31. Häger-Ross, C., Johansson, R. S.
Nondigital afferent input in reactive control of fingertip forces during precision grip
Exp Brain Res 110 (1996) 131-141
32. Haruno, M., Wolpert, D. M., Kawato, M.
Mosaic model for sensorimotor learning and control
Neural Comput. 13 (2001) 2201-2220

-
33. Hepp-Reymond, M.-C., Husler, E. J., Maier, M. A.
Force-related neuronal activity in two regions of the primate ventral premotor cortex
Can J Physiol Pharmacol 72 (1994) 571-579

 34. Hermsdörfer, J.
Entwicklung eines Meßsystems zur Analyse von Funktionsstörungen der Hand
Kap. 3.2 Untersuchung der Reaktion auf Störungen einer konstanten Fingerposition anhand der Bewegungsparameter
Dissertation, Medizinische Fakultät der Ludwigs-Maximilians-Universität München, 1993

 35. Hermsdörfer, J., Mai, N.
Disturbed grip-force control following cerebral lesions
J Hand Ther 9 (1996) 33-40

 36. Hermsdörfer, J., Mai, N., Marquardt, C.
Evaluation of precision grip using pneumatically controlled loads
J Neuroscience Methods 45 (1992) 117-126

 37. Hermsdörfer, J., Mai, N., Marquardt, C., Zahn, W.
Analyse feinmotorischer Leistungen der Finger. Praxisorientierte Anleitung der Messapparatur und des Programms „FS“, Version 2.2 (9/91)
EKN Materialien für die Rehabilitation 3 (1990/91)

 38. Hermsdörfer, J., Marquardt, C., Köhler, D.
Messung und Analyse feinmotorischer Griffkräfte
Zeitschrift für Handtherapie 1 (1998) 28-35

 39. Hermsdörfer, J., Marquardt, C., Kriz, G., Köhler, D., Hagl, E.
Feedback-gestützte Therapie bei Störungen in der Kontrolle von Griffkräften
in: Entwicklungsgruppe Klinische Neuropsychologie München
Arbeitsbericht 2000, 17-20

 40. Hermsdörfer, J., Marquardt, C., Mai, N.
Praxisorientierte Anleitung zur Benutzung der Messapparatur FCA-I-S und des Programms FSJ- Version 1.1 (6/94)
EKN Materialien für die Rehabilitation (1994a)

41. Hermsdörfer, J., Marquardt, C., Philipp, J., Zierdt, A., Nowak, D. A., Glasauer, S., Mai, N.
Moving weightless objects: Grip force control during microgravity
Exp Brain Res 132 (2000) 52-64
42. Hermsdörfer, J., Marquardt, C., Philipp, J., Zierdt, A., Nowak, D.A., Glasauer, S., Mai, N.
Grip forces exerted against stationary held objects during gravity changes
Exp Brain Res 126 (1999a) 205-214
43. Hermsdörfer, J., Ulrich, S., Marquardt, C., Goldenberg, G., Mai, N.
Prehension with the ipsilesional hand after unilateral brain damage
Cortex 35 (1999b) 139-161
44. Hermsdörfer, J., Wessel, K., Mai, N., Marquardt, C.
Perturbation of precision grip in Friedreich's ataxia and Late-onset cerebellar ataxia
Movement Disorders 9 (1994b) 650-654
45. Ingvarsson, P. E., Gordon, A. M., Forsberg, H.
Coordination of manipulative forces in Parkinson's disease
Exp Neurol 145 (1997) 489-501
46. Jeannerod, M., Michel, F., Prablanc, C.
The control of hand movements in a case of hemianaesthesia following a parietal lesion
Brain 107 (1984) 899-920
47. Jenkins, I. H., Brooks, D. J., Nixon, P. D., Frackowiak, R. S., Passingham, R. E.
Motor sequence learning: a study with positron emission tomography
J Neurosci 14 (1994) 3775-3790
48. Jenmalm, P., Johansson, R. S.
Visual and somatosensory information about object shape control manipulative fingertip forces
J Neurosci 17 (1997) 4486-4499
49. Jenner, J. R., Stephens, J. A.
Cutaneous reflex responses and their central nervous pathways studied in man
J Physiol 333 (1982) 405-419

-
50. Johansson, R. S.
Sensory and memory information in the control of dextrous manipulation
In: Lacquanti, F., Viviani, P. (Hrgs.): Neural bases of motor behaviour
Kluwer Academic Publishers, Dordrecht (1996) 205-260
 51. Johansson, R. S.
Tactile sensibility in the human hand: receptive field characteristics of mechanoreceptive units in the glabrous skin area
J Physiol (Lond) 281 (1978) 101-123
 52. Johansson, R. S., Cole, K. J.
Grasp stability during manipulative actions
Can. J. Physiol. Pharmacol. 72 (1994) 511-524
 53. Johansson, R. S., Cole, K. J.
Sensory-motor coordination during grasping and manipulative actions
Curr Opin Neurobiol 2 (1992) 815-823
 54. Johansson, R. S., Edin, B. B.
Predictive feed-forward sensory control during grasping and manipulation in man
Biomed Res 14 (1993) 95-106
 55. Johansson, R. S., Häger, C., Bäckström, L.
Somatosensory control of precision grip during unpredictable pulling loads
III. Impairments during digital anesthesia
Exp Brain Res 89 (1992c) 204-213
 56. Johansson, R. S., Häger, C., Riso, R.
Somatosensory control of precision grip during unpredictable pulling loads
II. Changes in load force rate
Exp Brain Res 89 (1992b) 192-203
 57. Johansson, R. S., 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) 181-191

58. Johansson, R. S., Westling, G.
Coordinated isometric muscle commands adequately and erroneously programmed for the weight during lifting tasks with precision grip
Exp Brain Res 71 (1988) 72-86
59. Johansson, R. S., Westling, G.
Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects
Exp Brain Res 56 (1984) 550-564
60. Johansson, R. S., Westling, G.
Signals in tactile afferents from the fingers eliciting adaptive motor responses during precision grip
Exp Brain Res 66 (1987) 141-154
61. Kamakura, N., Matsuo, M., Ishii, H., Mitsuboshi, F., Miura, Y.
Patterns of static prehension in normal hands
Am J Occup Ther 34 (1980) 437-445
62. Kawato, M., Wolpert, D. M.
Internal models for motor control
Novartis Found Symp. 218 (1998) 291-307
63. Kriz, G., Hermsdörfer, J., Marquardt, C., Mai, N.
Feedback-based training of grip force control in patients with brain damage
Arch Phys Med Rehabil 76 (1995) 653-659
64. Kuitz-Buschbeck, J. P., Ehrsson, H. H., Forssberg, H.
Human brain activity in the control of fine static precision grip forces: an fMRI study
Eur J Neurosci 14 (2001) 382-390
65. Lawrence, D. G., Kuypers, H. G. J. M.
The functional organization of the motor system in the monkey.
1. The effects of bilateral pyramidal lesions
Brain 91 (1968) 1-14

-
66. Lowe, B. D., Freivalds, A.
Effect of carpal tunnel syndrome on grip force coordination on hand tools
Ergonomics 42 (1999) 550-564
 67. Macefield, V. G., Häger-Ross, C., Johansson, R. S.
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) 155-171
 68. Macefield, V. G., Johansson, R. S.
Control of grip force during restraint of an object held between finger and thumb: responses of muscle and joint afferents from the digits
Exp Brain Res 108 (1996) 172-184
 69. Mai, J. K., Assheuer, J., Paxinos, G.
Atlas of the human brain
Academic Press, San Diego, 1997
 70. Mai, N.
Residual control of isometric finger forces in hemiparetic patients. Evidence for dissociation of performance deficits
Neurosci Lett 101 (1989) 347-351
 71. Mai, N., Bolsinger, P., Avarello, M., Diener, H.-C., Dichgans, J.
Control of isometric finger force in patients with cerebellar disease
Brain 111 (1988) 973-998
 72. Marsden, C. D., Rothwell, J. C., Day, B. L.
Long-latency automatic responses to muscle stretch in man: origin and function
In: Desmedt, J. (Hrsg.): *Advances in Neurology. Motor control mechanisms in health and disease*
Karger, Basel, 1983, Bd. 39, 509-539
 73. Miall R. C., Weir, D. J., Wolpert, D. M.
Is the cerebellum a Smith predictor
J Mot Behav 25 (1993) 203-216

74. Monzèe, J., Lamarre, Y., Smith, A. M.
The effects of digital anesthesia on force control using a precision grip
J Neurophysiol 89 (2003) 672-683
75. Müller, F., Dichgans, J.
Dyscoordination of pinch and lift forces during grasp in patients with cerebellar lesions
Exp Brain Res 101 (1994) 485-492
76. Nowak, D. A., Glasauer, S., Hermsdörfer, J.
Grip force efficiency in long-term deprivation of somatosensory feedback
Neuroreport. 6 (2003a) 1803-1807
77. Nowak, D. A., Glasauer, S., Hermsdörfer, J.
How predictive is grip force control in the complete absence of somatosensory feedback?
Brain 127 (2003b) 182-192
78. Nowak, D. A., Hermsdörfer, 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) 837-850
79. Nowak, D. A., Hermsdörfer, J.
Selective deficits of grip force control during object manipulation in patients with reduced sensibility of grasping digits
Neurosci Res 47 (2003) 65-72
80. Nowak, D. A., Hermsdörfer, 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) 756-762
81. Nowak, D. A., Hermsdörfer, J., Marquardt, C., Fuchs, H. H.
Grip and load force coupling during discrete vertical arm movements with a grasped object in cerebellar atrophy
Exp Brain Res 145 (2002) 28-39

-
82. Nowak, D. A., Hermsdörfer, 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 (2003c) 472-487
83. Nowak, D. A., Hermsdörfer, J., Topka, H.
Deficits of predictive grip force control during object manipulation in acute stroke
J Neurol 250 (2003d) 850-860
84. Nowak, D. A., Hermsdörfer, J., Topka, H.
When motor execution is selectively impaired: control of manipulative finger forces in amyotrophic lateral sclerosis
Motor Control 7 (2003e) 304-320
85. Pauli, P., Hermsdörfer, J., Marquardt, C., Birbaumer, N., Rau, H.
Effects of baroreceptor stimulation on sensorimotor control of the hand
Somatosens Mot Res 10 (1993) 41-50
86. Philipp, J.
Benutzerhandbuch für die Thunfischdose. Vorrichtung zur kabellosen Messung der Feinmotorik
Version 9, 1998
87. Philipp, J.
Ein Messsystem zur Untersuchung der Feinmotorik beim Greifen und Bewegen von Gegenständen
Dissertation, Medizinische Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München (1999)
88. Poulton, E. C.
Human manual control
In J. M. Brookhardt & V. B. Mountcastle (Hrsg.): Handbook of Physiology. The nervous system
Bethesda: American Physiological Society, 1981, Bd. II (2), 1337-1389

89. Prosiegel, M.
Beschreibung einer Patientenstichprobe einer neuropsychologischen Rehabilitationsklinik
in: v. Cramon, D. Y., Zihl, J. (Hrsg.): Neurologische Rehabilitation. Grundlagen – Diagnostik - Behandlungsverfahren
Springer Verlag, Berlin, 1988, 386-398
90. Salimi, I., Brochier, T., Smith, A. M.
Neuronal activity in somatosensory cortex of monkeys using a precision grip
I. Receptive fields and discharge patterns
J Neurophysiol 81 (1999) 825-834
91. Salmasso, D., Longoni, A. M.
Problems in the assessment of hand preference
Cortex 21 (1985) 533-549
92. Schwarz, M., Fellows, S. J., Schaffrath, C., Noth, J.
Deficits in sensorimotor control during precise hand movements in Huntington's disease
Clin Neurophysiol 112 (2001) 95-106
93. Seitz, R. J., Roland, P. E.
Learning of sequential finger movements in man: a combined kinematic and positron emission tomography (PET) study
Eur J Neurosci 4 (1992) 154-165
94. Thonnard, J.-L., Detrembleur, C., Van den Bergh, P. Y.
Assessment of hand function in a patient with chronic sensory demyelinating neuropathy
Neurology 49 (1997) 253-257
95. Thonnard, J.-L., Saels, P., Van den Bergh, P. Y., Lejeune, T.
Effects of chronic median nerve compression at the wrist on sensation and manual skills
Exp Brain Res 128 (1999) 61-64
96. Vallbo, A. B., Hagbarth, K. E.
Activity from skin mechanoreceptors recorded percutaneously in awake human subjects
Exp Neurol 21 (1968) 270-289

-
97. Vallbo, A. B., Johansson, R. S.
Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand related to touch sensation
Hum Neurobiol 3 (1984) 3-4
 98. Wannier, T. M. J., Maier, M. A., 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 (1991) 572-587
 99. 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) 871-879
 100. Westling, G., Johansson, R. S.
Factors influencing the force control during precision grip
Exp Brain Res 53 (1984) 277-284
 101. Westling, G., Johansson, R. S.
Responses in glabrous skin mechanoreceptors during precision grip in humans
Exp Brain Res 66 (1987) 128-140
 102. Wing, A. M.
Anticipatory control of grip force in rapid arm movement
in: Wing, A. M., Haggard, P., Flanagan, J. R. (Hrsg.): *Hand and brain*
Academic Press, San Diego, 1996, 301-324
 103. Wolpert, D. M., Flanagan, J. R.
Motor prediction
Curr Biol 11 (2001) 729-732
 104. Wolpert, D. M., Ghahramani, Z., Flanagan, J. R.
Perspectives and problems in motor learning
Trends Cogn Sci. 5 (2001) 487-494

105. Wolpert, D. M., Miall, R. C.
Forward models for physiological motor control
Neural Networks 9 (1996) 1265-1279

106. Wolpert, D. M., Miall, R. C., Kawato, M.
Internal models in the cerebellum
Trends Cogn Sci 2 (1998) 338-347

8. Danksagung

Ich möchte hiermit meinen ganz besonderen Dank an Herrn PD Dr. Joachim Hermsdörfer für die ausgezeichnete Betreuung und vielfältige Unterstützung bei der Durchführung dieser Arbeit aussprechen.

Herrn Dr. Jens Philipp danke ich für die Entwicklung der „Thunfischdose“ und seiner Hilfe bei technischen Problemen mit dieser.

Herrn Christian Marquardt und Herrn Andreas Zierdt danke ich für ihre Unterstützung bei der Datenanalyse und die Hilfestellung bei allen computertechnischen Fragen.

Den Ergotherapeuten der Abteilung Klinische Neuropsychologie, Krankenhaus München-Bogenhausen danke ich für die gute Zusammenarbeit und die Bereitstellung der klinischen Daten der Patienten.

Allen Mitarbeitern der Entwicklungsgruppe Klinische Neuropsychologie, Krankenhaus München-Bogenhausen danke ich für die freundliche Aufnahme in ihr Team.

Mein besonderer Dank gilt den Patienten und den gesunden Probanden, ohne deren Mithilfe diese Arbeit nicht möglich geworden wäre.

9. Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Elke, Judith Hagl
Geburtsdatum: 6. März 1974
Geburtsort: Landshut
Nationalität: deutsch
Eltern: Franz-Xaver Hagl, verstorben 1990
und Maria Hagl, geb. Götzendorfer
Familienstand: ledig

Schulbildung:

1980 – 1984 Karl-Heiß-Volksschule, Landshut
1984 – 1993 Hans-Leinberger-Gymnasium, Landshut
9. Juli 1993 Allgemeine Hochschulreife

Hochschulbildung:

10/1993 – 03/1995 Studium der Biologie an der Ludwig-Maximilians-Universität München
03/1995 Wechsel zum Studium der Humanmedizin
03/1995 – 03/1997 Vorklinisches Studium an der Ludwig-Maximilians-Universität München
05/1997 – 11/2001 Klinisches Studium an der Technischen Universität München
9. November 2001 Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

Berufstätigkeit:

04/2002 – 10/2003 Ärztin im Praktikum, Innere Medizin, KKH Wasserburg a. Inn
15.10.2003 Approbation als Ärztin
seit 07/2004 Assistenzärztin im Zentrum für Kinder und Jugendliche Inn-Salzach e. V.,
Altötting

11/03 – 03/04 Auslandsaufenthalt in Asien und Neuseeland

Teile der Dissertation wurden in folgenden Fachartikeln publiziert:

- J. Hermsdörfer, E. Hagl, D. A. Nowak, C. Marquardt
Grip force control during manipulation in cerebral stroke
Clin Neurophysiol 114 (2003) 915-929

- J. Hermsdörfer, E. Hagl, D. A. Nowak
Deficits of anticipatory grip force control after damage to peripheral and central sensorimotor systems
Human Movement Science 23 (2004) 643-662