

Aus der Neurologischen Klinik und Poliklinik  
der Ludwig-Maximilians Universität  
Direktor: Prof. Dr. Th. Brandt

**Dreidimensionale Bewegungsanalysen  
bei Bewegungsstörungen der oberen Extremität  
nach Schlaganfällen**

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

vorgelegt von  
Hannes Blankenfeld  
aus München

2002

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. G. Hamann
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. Kolb Priv. Doz. Dr. Eckstein
Mitbetreuung:	Dr. hum. Biol. J. Hermsdörfer
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr. h.c. K. Peter
Tag der mündlichen Prüfung:	06.06.2002

## Danksagung

Ich danke meinem verstorbenen Doktorvater Herrn Prof. Dr. Norbert Mai, der mir das interessante Thema dieser Arbeit überlassen hat. Ebenso danke ich Herrn Prof. Dr. G. Hamann, der nach dem tragischen Tod von Herrn Professor Mai die weitere Betreuung dieser Arbeit übernommen hat.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Joachim Hermsdörfer, der mir während der gesamten Zeit immer mit Rat und Tat zur Seite stand und dessen Anregungen maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Ich danke Herrn Dr. C. Marquardt für die Bereitstellung der verwendeten Software und die Unterstützung bei der Arbeit am Computer und der statistischen Auswertung der Daten.

Sämtlichen Mitarbeitern der Entwicklungsgruppe Klinische Neuropsychologie des Städtischen Krankenhaus München-Bogenhausen danke ich für die sehr angenehme Arbeitsatmosphäre.

## INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung und Fragestellung .....	1
1.1	Hintergrund.....	1
1.2	Zentrale Lähmungen .....	2
1.3	Ataktische Bewegungsstörungen .....	6
1.4	Taxonomie von Bewegungen .....	8
1.5	Kinematische Bewegungscharakteristika .....	10
1.6	Fragestellung.....	13
2	Material und Methoden .....	16
2.1	Stichprobe .....	16
2.2	Messsystem .....	19
2.3	Versuchsaufbau .....	21
2.4	Versuchsdurchführung .....	23
2.5	Auswertung .....	27
3	Ergebnisse .....	34
3.1	„Elementare Gelenkbewegungen“ ES, EE, ED, EH .....	34
3.2	Gelenkkoordination KS („Sägebewegung“) .....	48
3.3	„Schnelle Wechselbewegungen“ SD, SH, SZ .....	58
3.4	„Zielbewegungen“ .....	68
3.5	Vergleich der Aufgabentypen .....	81
4	Diskussion .....	88
4.1	Hauptergebnisse .....	88
4.2	Vergleich von Patientenleistungen bei unterschiedlichen Bewegungs- aufgaben mit Leistungen von gesunden Kontrollen.....	88
4.3	Vergleich der Leistungen von Patienten mit einer Parese und Patienten mit einer ataktischen Störung .....	103
4.4	Vergleich der Bewegungscharakteristika innerhalb einer Gruppe mit gleichem klinischen Störungsbild.....	107
4.5	Einsatz kinematischer Bewegungsmessungen in Klinik und Forschung ...	111
5	Zusammenfassung .....	113
6	Literaturverzeichnis .....	116

# 1 Einleitung und Fragestellung

## 1.1 Hintergrund

Störungen der Motorik gehören zu den häufigsten neurologischen Symptomen nach Schlaganfällen (ischämische und hämorrhagische Hirninfarkte, intrazerebrale Blutungen und Subarachnoidalblutungen). Die Anzahl neu auftretender Schlaganfälle in Deutschland wurde auf ca. 150 000 bis 280 000 pro Jahr geschätzt (Poeck & Hacke 1998, Frommelt 1999). Zwei Drittel der Überlebenden haben für den Rest ihres Lebens dauerhafte Behinderungen. In einer Studie wiesen 78 Prozent von 5200 Schlaganfallpatienten bei Aufnahme ins Krankenhaus Funktionsschädigungen eines Armes auf, zwölf Monate später immerhin noch 54 Prozent (Hässler & Mall 1995). Dabei sind die beiden großen klinischen Gruppen motorischer Funktionsstörungen nach einem Schlaganfall zentrale Paresen und ataktische Bewegungsstörungen.

Körperliche Mobilität und Greiffunktionen spielen eine entscheidende Rolle für die Lebensqualität. Dabei muss das oberste Ziel sein, die Schädigung des motorischen Systems zu vermindern oder die Auswirkung auf den Alltag eines Patienten so gering wie möglich zu halten. Es ist daher notwendig, das Wissen über die Funktion und die Organisation des motorischen Systems weiter zu vertiefen, um neue Therapiestrategien entwickeln zu können. Genauso wichtig ist es, objektive und reliable Messmethoden zu entwickeln, die motorische Funktionen zuverlässig dokumentieren können. Auf diese Weise können Schädigungen der Motorik aber auch erhaltene Leistungen besser erkannt werden und man erhält die Möglichkeit, Therapieansätze hinsichtlich Nutzen und Effektivität zu überprüfen.

Dank der technischen Entwicklungen der letzten Jahre, ist es möglich geworden, Bewegungen dreidimensional zu registrieren und kinematische Analysen vorzunehmen. Dadurch können normale und gestörte Bewegungen unter den bisher noch wenig untersuchten Aspekten der Kinematik betrachtet werden. Diese Messsysteme scheinen, einen wichtigen Beitrag in der Untersuchung und Dokumentation von Bewegungsstörungen liefern zu können.

## 1.2 Zentrale Lähmungen

Die einseitige Läsion des motorischen Kortex oder der von dort absteigenden Bahnen für die Willkürmotorik (Pyramidenbahn-System) führt zu einer meist armbetonten kontralateralen Hemiparese. Es resultiert eine komplexe Symptomatik, die man schon früh in Plus- und Minussymptome gegliedert hat (Jackson 1873; vgl. auch Duus 1990).

Zu den Plusssymptomen zählt vorrangig die **Spastik**. Dieser Begriff taucht in der ersten Hälfte des 19. Jahrhundert in der Medizinliteratur auf. Er findet vielfältige Verwendung in der Medizin und ist zu einem elementaren Bestandteil der neurologischen Terminologie geworden. Jedoch wird er oft uneinheitlich gebraucht und bis heute existiert keine völlig befriedigende und allgemein gültige Definition. Die häufig zitierte Definition von Lance (1980) beschreibt Spastik als Synonym für die pathologische, geschwindigkeitsabhängige Muskeltonuserhöhung bei passiven Bewegungen.

Häufig wird unter dem Begriff Spastik auch ein Symptomenkomplex nach Schädigung des ZNS verstanden („upper-motor-neuron-syndrome“, spastisches Syndrom). Dieses Syndrom enthält neben der geschwindigkeitsabhängigen Tonussteigerung noch weitere Symptome: Hyperreflexie mit gesteigerten Flexorreflexen, Klonus, Pyramidenbahnzeichen, Spasmen, Paresen, Koordinationsstörungen, Veränderungen der Biomechanik, Synkinesien und das Klappmesserphänomen.

Erst gewisse Zeit nach einer Läsion entwickelt sich die spastische Tonuserhöhung, die in ihrer Ausprägung interindividuell und situationsabhängig variiert. In Ruhe kann sie vollständig fehlen, bei langsamen gleichmäßigen Bewegungen bleibt sie minimal. Insbesondere betrifft sie die der Schwerkraft entgegenwirkenden Muskeln, d. h. im Bein die Streckmuskulatur, im Arm die Beugemuskulatur (Flexorspastik). Bei brusker, passiver Dehnung eines Muskels nimmt sie stark zu und lässt typischerweise plötzlich nach, wenn die Bewegung ein gewisses Ausmaß überschritten hat (Taschenmesser-Phänomen).

Das klinische Bild der spastischen Bewegungsstörung ist durch langsame und kleinräumige Willkürbewegungen mit einer sogenannten Massentendenz (überschießende synergistische Aktivierung) gekennzeichnet. Zudem fallen ein verzögerter Bewegungsbeginn, eine schlechte räumliche und zeitliche Organisation des Bewegungsab-

laufes sowie eine vermehrte Kokontraktion antagonistischer Muskulatur während des Bewegungsablaufes auf (Conrad et al. 1984).

Das vorrangige Minussymptom ist die **Parese**: eine verminderte Kraftentfaltung des Muskels sowohl bei willkürlicher als auch bei unwillkürlicher Aktivierung. Neben der Kraftminderung kommt es zu einem verzögerten Bewegungsbeginn und einer Beeinträchtigung der Fähigkeit zur schnellen Kontraktion und Dekontraktion. Welche Muskelgruppen von einer Parese betroffen sind, hängt von dem jeweiligen Läsionsort ab. Die Schwäche der Muskulatur hat eine charakteristische Verteilung. An der oberen Extremität sind überwiegend die distalen Muskelgruppen (vor allem die Feinmotorik der Hände und Finger) betroffen und dabei die Extensoren stärker als die Flexoren. Dagegen sind die Rumpfmuskulatur und die rumpfnahen Extremitätenmuskeln meist weniger betroffen. Das liegt daran, dass die axialen und in geringerem Maß auch die proximalen Muskeln Afferenzen nicht nur durch die kortikospinale Bahn (Pyramidenbahnsystem) empfangen, sondern auch durch eine indirekte prämotorische retikulospinale Bahn. Die erste hat eine geringe, die zweite eine große ipsilaterale Komponente. Somit werden axiale und proximale Muskeln von beiden Hirnhälften innerviert und distale Muskeln nur von einer Hirnhälfte (vgl. Duus 1990; Poeck & Hacke 1998). Allerdings gibt es auch Untersuchungsergebnisse, die damit im Widerspruch stehen (Colebatch et al. 1986): Bei Schlaganfallpatienten wurde die maximale willkürliche Kraft der Flexoren und Extensoren am Ellbogengelenk untersucht. Dabei fand sich überraschenderweise ein Überwiegen der Schwäche in den Flexoren, ein Ergebnis, das also im Widerspruch zu den klinischen Beobachtungen steht.

Eine einseitige Läsion des Kortex oder der Pyramidenbahn ist mit einer kontralateralen Parese verbunden. In den bisherigen Ausführungen wurde noch nicht miteinbezogen, dass eine funktionelle Asymmetrie zwischen den beiden anatomisch symmetrischen Hirnhälften existiert. Bereits in der ersten Hälfte des 19. Jahrhunderts wurden klinische Beobachtungen gemacht, die auf einen Zusammenhang zwischen dem Verlust der Sprache und der Seite der Hirnschädigung hindeuteten. Es sollte jedoch bis in die erste Hälfte des 20. Jahrhunderts dauern, bis diese Beobachtungen Gegenstand genauer Untersuchungen wurden. Nicht nur die Sprachfähigkeit zeigt diese deutliche Asymmetrie. Auch visuell-räumliche Funktionen und Fähigkeiten sind nicht zu gleichen Teilen in den beiden Hirnhälften organisiert. Bei ihnen ist die rechte Hirnhälfte nahezu

alleine verantwortlich (vgl. Springer & Deutsch 1995). Es ist sehr wohl anzunehmen, dass visuell-räumliche Defizite einen deutlichen Einfluss auf Bewegungen haben, insbesondere wenn sich das Ziel der Bewegung im externen Koordinatensystem befindet, wie z.B. bei einer Greifbewegung. Ebenso beeinflussen Apraxien die Bewegungsausführung. Als Apraxie bezeichnet man die Unfähigkeit gewisse erlernte oder zweckgerichtete Bewegungen auszuführen, ohne dass dafür eine Lähmung oder der Verlust von Sinneswahrnehmungen ursächlich verantwortlich ist. Auch an ihnen wird die Asymmetrie des Gehirnes erkennbar. So ist bei der ideomotorischen Apraxie gewöhnlich eine Läsion der (dominanten) linken Hirnhälfte vorhanden. Bei der ideatorischen Apraxie scheint die linke Hirnhälfte eine wichtige Rolle zu spielen, wenngleich diese auch nach diffusen bilateralen Schädigungen auftreten kann (vgl. Springer & Deutsch 1995). Studien über veränderte kinematische Parameter bei Apraxien liegen bereits vor (Clark et al. 1994; Poizner et al. 1995; Hermsdörfer, Mai, Spatt et al. 1996).

Insgesamt lässt sich daher vermuten, dass zusätzliche Auswirkungen auf die Bewegungsstörung der gelähmten Extremität beobachtet werden können, je nachdem auf welcher Seite des ZNS die Läsion liegt. Es existieren bereits eine Reihe von Untersuchungen, die diese Annahme zu bestätigen scheinen (Colebatch & Gandevia 1989; Haaland 1989; Winstein & Pohl 1995; Pohl et al. 1997; Hermsdörfer, Ulrich et al. 1999).

Die klinisch-neurologische Standarduntersuchung zielt auf die Erfassung neuronaler Funktionsstörungen und deren Zuordnung zu Syndromen. Die dabei getroffenen Aussagen sind naturgemäß eher qualitativ als quantitativ. Die Motorik wird anhand der Reflexprüfung, der groben Kraft einzelner Muskelgruppen (Arm- und Beinhalteversuche, Händedruck, Gang- und Standprüfung) und dem Muskeltonus (in der Regel nur an der oberen Extremität) beurteilt. Die Fähigkeit zur schnellen Kontraktion und Dekontraktion wird mit der Diadochokineseprüfung untersucht, meist durch eine schnelle Handgelenksdrehung. Zusätzlich werden feinmotorische Leistungen über schnelle Bewegungen der Finger oder über die Ausführung des Präzisionsgriffes beurteilt. Die Untersuchungsergebnisse sind abhängig von der subjektiven Wertung des Untersuchers, ihre Dokumentation oft nur ungenau.

Um das Ausmaß einer Funktionseinschränkung besser dokumentieren zu können, wurden Skalen eingeführt (vgl. Tab. 1.2.1). So wird z.B. die grobe Kraft in 6 Stufen



eingeteilt (British Medical Research Council 1976). Die Muskeltonuserhöhung wird nach der Ashworth-Skala (Ashworth 1964) eingeteilt. Diese beiden Skalen sind nur relativ grob und abhängig von der subjektiven Einschätzung des Untersuchers. In einer Studie (Bernhardt et al. 1998), die die Genauigkeit der Erfassung von kinematischen Aspekten überprüfte, wenn die Bewegungen von unterschiedlichen Untersuchern beobachtet und anhand visueller Analogskalen eingeschätzt wurde, zeigte sich, dass Geschwindigkeit und Glattheit einer Bewegung recht gut erfasst werden können und die Unterschiede zwischen den Untersuchern nicht groß sind. Wenn jedoch komplexere kinematische Parameter, wie Geradlinigkeit oder Beschleunigung, durch Beobachtung beurteilt werden, ergeben sich größere Abweichungen von den objektiv gemessenen physikalischen Parametern. Noch komplexere Parameter (wie z.B. NIV, siehe Kap 1.5) dürften durch Beobachtung kaum erfassbar sein.

**Tab. 1.2.1:** Skala zur Dokumentation der Muskelkraft (Kraftgrade) und Ashworth-Skala zur Dokumentation der spastischen Tonuserhöhung. Die Skalen wurden nach dem zunehmenden Schweregrad der Pathologie angeordnet.

Kraftgrade (nach dem BMC 1976)		Ashworth-Skala	
Stufe	Muskelkraft	Stufe	Tonuserhöhung
5	Maximal möglicher Widerstand	0	kein Tonusanstieg
4	Volles Bewegungsausmaß gegen mäßigen Widerstand	1	leichter Tonusanstieg
3	Volles Bewegungsausmaß gegen die Schwerkraft	2	deutlicher Tonusanstieg, passive Bewegung gut möglich
2	Volles Bewegungsausmaß unter Ausschaltung der Schwerkraft	3	ausgeprägter Tonusanstieg, passive Bewegung schwierig
1	Kontraktion sichtbar mit oder ohne Bewegungseffekt	4	extremer Tonusanstieg, keine passive Bewegung mehr möglich
0	Keine Kontraktion sichtbar oder palpabel		

Die Prüfung von motorisch-funktionellen Leistungen kann auf mehreren Ebenen stattfinden (vgl. Hermsdörfer et al 1994), zum Einen auf der Ebene der Schädigung (impairment) von Muskeln und Bewegungen, wie zum Beispiel über die maximal mögliche willkürliche Kraftentfaltung oder das Ausmaß der aktiven Beweglichkeit von Gelenken (Range Of Motion = ROM), zum Anderen auf der Ebene der Fähigkeitsstö-

rung (disability), also von gestörten motorischen Handlungen. Hier finden zahlreiche validierte funktionelle Skalen Verwendung, z.B. das Rivermead-Motor-Assessment (Lincoln et al. 1979) oder die Motor Function Assessment Scale MFAS (Freivogel 1990). Wie die Bewegung im Detail abläuft wird bei diesen Skalen allerdings nicht erfasst.

Spezielle quantitative Testverfahren für die funktionelle Leistung der oberen Extremität sind neben der Kraftmessung (Dynamometrie) z.B. der Nine-hole-peg-Test und der Lafayette-Grooved-Pegboard-Test. Bei diesen wird geprüft, wie viele Stecker in einer bestimmten Zeit in ein Steckbrett gesteckt werden können (vgl. Masur 1995). Auch hier ist keine Aussage über den eigentlichen Bewegungsablauf möglich.

Es gibt zahlreiche apparative Messmethoden, die verschiedene Teilaspekte des Funktionszustands des motorischen Systems erfassen. Unter anderem haben die Dynamometrie (Kraftmessung), die Posturographie (Analyse der Körperschwankungen) und die Ganganalyse eine gewisse klinische Relevanz erreicht, kinematische Analysen spielten bislang nur eine untergeordnete Rolle. Auch bei den gängigeren Messverfahren bleibt oft die Frage ungeklärt, welches die entscheidenden Größen sind, anhand derer eine Funktion gemessen und eine Verbesserung oder Verschlechterung nachgewiesen werden kann.

Zur Behandlung der zentralen Parese liegen eine Vielzahl traditioneller physiotherapeutischer Konzepte vor, die auf der Vorstellung beruhen, dass durch gezielte Intervention in die neuronale Reorganisation der Motorik eingegriffen und diese so positiv beeinflusst werden kann (z.B. Bobath-Konzept, Bobath 1976; Vojta-Therapie, Vojta 1976). Neuere Konzepte schließen theoretische und praktische Prinzipien des „motorischen Lernens“ mit ein (vgl. Fries et al. 1999; Hermsdörfer & Hagmann 1999).

### **1.3 Ataktische Bewegungsstörungen**

Grundsätzlich muss man zwischen der *zerebellären* bzw. *zentralen* und der *spinalen Ataxie* bei Hinterstrangerkrankungen des Rückenmarks oder bei peripherer Nervenschädigung unterscheiden. Die in dieser Arbeit untersuchten Patienten mit ataktischen Bewegungsstörungen hatten alle eine Läsion im Bereich des Kleinhirns oder des Hirnstamms (vgl. Tab. 2.1.1, Seite 18/19). Zerebelläre Ataxie ist ein Oberbegriff für ver-

schiedenartige Störungen der Gleichgewichtsregulation und der Bewegungskoordination. Bei der Rumpfataxie ist der Patient nicht imstande, gerade sitzen zu bleiben, sondern er hat eine Fallneigung nach rückwärts oder zu einer Seite. Entsprechend tritt im Stehen eine Standataxie auf, beim Gehen weicht er zu einer Seite ab oder gerät ins Taumeln (Gangataxie). Koordination ist ein theoretisches Konstrukt, man kann sie nicht direkt beobachten, sondern eine Störung nur durch Abgrenzung vom normalen Bewegungsverlauf erkennen. Diese Störungen werden mit folgenden Begriffen beschrieben: Dysmetrie und Hypermetrie, Dysdiadochokinese, Intentionstremor, skandierendes Sprechen.

In der Diagnostik und Dokumentation ataktischer Bewegungsstörungen der oberen Extremität spielt bislang die klinische Untersuchung die führende Rolle. Zu den klinischen Tests zählen Koordinationsprüfungen wie die Überprüfung der Diadochokinese, der Finger-Nase-Versuch und der Finger-Folge-Versuch. Die Ausprägung der ataktischen Bewegungsstörungen wird dabei in beschreibender Weise dokumentiert (z. B. leichte, mäßige, starke Dysmetrie) und so ist das Untersuchungsergebnis von der subjektiven Bewertung des Untersuchers abhängig. Bis jetzt stehen keine validierten Skalen zur Erfassung des Schweregrades der Koordinationsstörung bei Ataxie zur Verfügung (vgl. Masur 1995). Im Rahmen wissenschaftlicher Therapie- und Verlaufstudien wurden Methoden verwendet, die den Ausprägungsgrad einzelner klinischer Komponenten der Ataxie quantifizieren (Wessel et al. 1995). Notermans et al. (1994) stellten ein diagnostisches Programm auf, das helfen sollte, die klassischen klinischen Tests zu quantifizieren. Weite Verbreitung hat es bis heute aber nicht erfahren. Somit gibt es große Probleme, ataktische Bewegungsstörungen quantitativ zu erfassen. Eine Untersuchung zur Reliabilität des Erfassens und Klassifizierens durch Beobachten des Finger-Nase-Versuches bei Schlaganfallpatienten zeigte, dass zwischen verschiedenen Untersuchern große Unterschiede in der Einschätzung der gestörten Bewegung bestanden (Swaine & Sullivan 1993). Zudem traten auch große Unterschiede auf, wenn die Bewertung zu einem späteren Zeitpunkt durch den selben Untersucher erneut erfolgte.

Im Gegensatz zur physiotherapeutischen Behandlung der Hemiparese (Kap. 1.3) existieren derzeit keine etablierten Konzepte für die Behandlung ataktischer Bewegungsstörungen (vgl. Liebenstund 1998).

## 1.4 Taxonomie von Bewegungen

Schon die Definition von „motorischen Funktionen“ bereitet Schwierigkeiten, denn derzeit existiert keine allgemein akzeptierte Taxonomie motorischer Leistungen. Grundsätzlich kann die Motorik in verschiedene Klassen eingeteilt werden. So dient die „**posturale Motorik**“ der Sicherung der aufrechten Haltung, die „**Lokomotion**“ der Mobilität, die „**Greifmotorik**“ der Aneignung von Objekten im Raum, die „**Manipulation**“ der Untersuchung und Nutzung von Objekten und die „**emotionale Motorik**“ der Gesichtsmuskulatur der Vermittlung von Gefühlen.

Allgemein verbreitet ist die Differenzierung von **Grob- und Feinmotorik**. Jedoch ist diese Unterscheidung unscharf. Sie richtet sich nach dem Kraftaufwand und den beteiligten Gelenken: kräftige und **proximale Bewegungen** werden eher als grobmotorisch, **distale** Fingerbewegungen mit geringem Kraftaufwand dagegen als feinmotorisch angesehen. Bewegungen im einzelnen exakt einer der beiden Gruppen zuzuordnen ist schwer möglich.

Eine andere Möglichkeit ist die Unterscheidung anhand der beteiligten Kontrollmechanismen. So werden in der neurologischen Routinediagnostik nicht beeinflussbare Reflexbewegungen von Willkürbewegungen unterschieden. Auf Hughlin Jackson geht die Unterteilung nach dem Ausmaß der Automation zurück (Philips 1986). Einfache Reflexe gehören zu den „**hoch automatisierten**“, feinste willkürliche Bewegungen zu den „**am wenigsten automatisierten**“ Bewegungen. Erlernete motorische Abläufe liegen zwischen diesen beiden Extremen, jedoch ist es schwierig den Grad der Automation genau zu beschreiben oder quantitativ zu bestimmen.

Schon sehr früh wurden Bewegungen nach ihrem zeitlichen Verlauf und nach den auftretenden Geschwindigkeiten in drei Gruppen unterteilt (Stetson & McDill 1923):

1. **Fixation**, die „Bewegung des Stillhaltens“ (entgegengesetzt wirkende Muskelgruppen werden gegeneinander angespannt)
2. **langsame oder „kontrollierte“ Bewegungen** (diese können während des Verlaufs geändert werden)
3. **schnelle Bewegungen** (sie sind vor der Bewegung vollständig determiniert und im Verlauf nicht mehr änderbar).

Zur letzten Gruppe gehören auch die als „ballistisch“ bezeichneten Bewegungen, bei denen das bewegte Körperteil im mittleren Bereich des Bewegungsverlaufs frei von Muskelspannungen ist und nur vom eigenen Moment getragen wird. Der Begriff der ballistischen Bewegung wird jedoch oft uneinheitlich gebraucht und häufig mit einer vorprogrammierten („open loop“) Steuerung gleichgesetzt, d. h. eine Bewegung, die ohne Rückkoppelung eines peripheren Feedbacks auskommt. Jedoch scheint dies nur für ballistische Bewegungen zu gelten, bei denen große Muskeln aktiviert werden (Mai und Marquardt, 1995).

Die Gegenüberstellung von **offenen** („open loop“) und **geschlossenen Kontrollschleifen** („closed loop“) wird häufig zur Beschreibung willkürlicher Bewegungen verwendet. Eine Bewegung, die „open loop“ (ohne sensorisches Feedback) durchgeführt wird, ist nach ihrem Start nicht mehr beeinflussbar. Im Gegensatz dazu stehen Bewegungen, die unter ständigem visuellen oder propriozeptiven Feedback durchgeführt werden („closed loop“). Allerdings sind reine „open loop“-Bewegungen in der Realität eher selten. Selbst sehr schnelle Zielbewegungen werden von visuellem Feedback während der Bewegung beeinflusst (Spijkers 1995).

Auch das Maß an **Genauigkeit**, mit der eine Bewegung ausgeführt werden soll, hat einen Einfluss auf den Bewegungsablauf. Ist eine präzise Ausführung erforderlich, wie z.B. bei einer Zielbewegung mit einem sehr kleinen Ziel, so wird die Bewegung langsamer und eher vom Typ der „closed loop“-Bewegung sein. Ebenso wird die **Komplexität** einer Bewegung den Bewegungsablauf mitbestimmen. Untersuchungen über den Zusammenhang zwischen Präzisionsanforderung und Geschwindigkeit bei einfachen Armbewegungen gesunder Probanden liegen in großer Zahl vor. So dauert eine Zielbewegung länger, wenn ein kleines Ziel erreicht werden soll. Dabei ist die maximale Geschwindigkeit reduziert und die Abbremsphase signifikant verlängert (Soechting 1984; Marteniuk et al. 1987; MacKenzie et al. 1987; Haaland & Harrington 1989; Milner & Ijaz 1990; Roy et al. 1994; Winstein & Pohl 1995; Pohl et al. 1997).

Alle bisher vorgestellten Ansätze zur Klassifikation von Bewegungen haben den Nachteil, dass sie sich theoretischer Konstrukte bedienen, die einer experimentellen Überprüfung nur schwer zugänglich sind. So ist es nahezu unmöglich, durch bloße Beobachtung zu erkennen, inwieweit z.B. visuelle Informationen verarbeitet werden oder in welchem Ausmaß eine Bewegung automatisiert ist. Durch die technische Entwick-

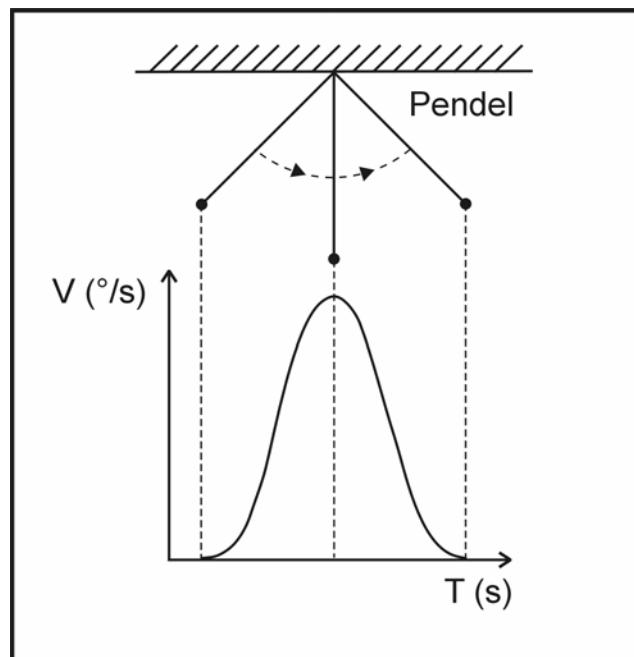
lung der letzten Jahren ist es nun aber möglich geworden, Bewegungen dreidimensional zu registrieren und kinematische Aspekte (z. B. Geschwindigkeit und Beschleunigung) zu analysieren. Dies scheint ein Weg zu sein, Bewegungen besser differenzieren und klassifizieren zu können.

Bislang war der hohe technische Aufwand bei einer dreidimensionalen Registrierung von Bewegungen wohl der Grund dafür, dass kinematische Analysen in der Diagnostik und Erforschung von motorischen Störungen nur eine kleine Rolle gespielt haben. Erst in der letzten Zeit wurden Systeme entwickelt, die eine Registrierung von Bewegungen mit vertretbarem Aufwand und Kosten erlaubten. In den Untersuchungen dieser Arbeit wurde dazu ein akustisches System verwendet (vgl. Kap. 2).

## **1.5 Kinematische Bewegungscharakteristika**

Ein einfaches technisches Beispiel für eine optimale ballistische Bewegung ist die Bewegung eines Pendels. Diese Bewegung ist durch einen freien Schwung der Masse unter einem relativ geringen und konstanten Einfluss der Dämpfung charakterisiert. Nach dem Loslassen des Pendels findet ein kontinuierlicher Geschwindigkeitsanstieg bis zum Maximum der Geschwindigkeit statt, der genau nach der Hälfte der Zeit und nach der Hälfte des Pendelausschlags erreicht wird. Danach erfolgt eine ebenfalls kontinuierliche Geschwindigkeitsabnahme bis zum „Stillstand“ des Pendels bei der Richtungsumkehr am gegenüberliegenden Punkt. Die anfängliche Beschleunigungsphase des Pendels ist dabei symmetrisch zu der nach dem Geschwindigkeitsmaximum stattfindenden Bremsphase (vgl. Abb. 1.5.1). Die Kinematik dieser Bewegung ist also durch ein glattes symmetrisches Geschwindigkeitsprofil mit genau einem Maximum in der Mitte der Bewegung charakterisiert, weshalb es auch durch die Begriffe „glockenförmiger Geschwindigkeitsverlauf“ oder „eingipfliges Geschwindigkeitsprofil“ beschrieben werden kann. Die dazu gehörende Beschleunigung besitzt genau ein Maximum vor und ein Minimum nach dem Geschwindigkeitsmaximum (Flash & Hogan 1985).

**Abb. 1.5.1:** Ballistische Bewegung am Beispiel der Bewegung eines Pendels. Geschwindigkeitsverlauf eines Durchgangs



Tatsächlich zeigen empirische Untersuchungen, dass z. B. bei Greif- oder bei Zeigebewegungen die Bewegungstrajektorien genau so ein glattes symmetrisches Geschwindigkeitsprofil aufweisen (Morasso 1981; Abend et al. 1982; Soechting 1984; Flash & Hogan 1985; Hermsdörfer, Mai, Spatt et al. 1999). Die Handtrajektorien haben einen nahezu geradlinigen Verlauf von Start zum Ziel. Dieses Bewegungscharakteristikum findet sich auch, wenn Bewegungen in verschiedene Bereiche des Greifraums ausgeführt werden, obwohl bei unterschiedlichen Zielpositionen ganz unterschiedliche Gelenkrotationen ausgeführt werden müssen (Morasso 1981; Atkeson et al. 1985; Kaminski & Gentile 1989; Kaminski et al. 1995). Derartige Beobachtungen sprechen für ein hohes Maß an Invarianz dieses Bewegungscharakteristikums.

Mit zunehmender Übung einer Bewegung wird die Variabilität der Trajektorien drastisch reduziert und die Flüssigkeit der Bewegung nimmt zu (Georgopoulos et al. 1982). Man kann annehmen, dass dies eine der fundamentalen Zielsetzungen des motorischen Systems ist. Werden diese Zielsetzungen mathematisch formuliert (Flash & Hogan 1985), kann ein Modell der Bewegung abgeleitet werden (das sogenannte „minimum-jerk model“) mit dem sich die empirischen Beobachtungen - glockenförmiger Geschwindigkeitsverlauf und fast geradlinige Trajektorie - erstaunlich gut vorher-sagen lassen.

Die „Flüssigkeit“ einer Bewegung lässt sich vor allem durch die Glattheit der Geschwindigkeits- und Beschleunigungsphasen beschreiben. Als einfaches Maß dafür werden die kinematischen Kennwerte „Anzahl der Richtungsinversonen in der Geschwindigkeit“ NIV (Number of Inversions in Velocity) und „Anzahl der Richtungsinversonen in der Beschleunigung“ NIA (Number of Inversions in Acceleration) verwendet (Mai & Marquardt 1995). Im optimalen Fall eines eingipfliges Geschwindigkeitsprofils ergeben sich Werte von  $NIV = 1$  und  $NIA = 2$  (vgl. Kap. 2.5).

„Automatisierte Bewegungen“ lassen sich von „nicht automatisierten“ bzw. „kontrollierten Bewegungen“ abgrenzen. Automatisierte Bewegungen werden vermutlich bereits vor ihrer eigentlichen Ausführung vollständig geplant und unterliegen während ihrer Ausführung kaum mehr der willkürlichen Kontrolle. Im Gegensatz dazu sind z. B. Nachführbewegungen mit einer Zielvorgabe (Tracking) durch einen häufigen Abgleich zwischen Soll- und Istwert gekennzeichnet. Die damit verbundenen Wechsel zwischen Beschleunigungen und Abbremsen unterscheiden kontrollierte Bewegungen grundsätzlich von automatisierten Bewegungen. NIV und NIA lassen sich nun dafür verwenden, den Grad der Automatisierung einer Bewegung zu charakterisieren. Obwohl eine Reihe von Aspekten stark variieren können, wie beispielsweise die Dauer der Bewegung oder die Größe der Geschwindigkeits- und Beschleunigungsmaxima, bleiben die Kennwerte NIV und NIA bei automatisierten Bewegungen interindividuell stabil (vgl. Mai & Marquardt 1995). Hoch automatisierte Bewegungen, wie z. B. schnelle Zeigebewegungen, zeigen die „Ideal-Werte“  $NIV = 1$  und  $NIA = 2$ .

Durch die modernen Bewegungsmesssysteme lassen sich nicht nur „klassische“ kinematische Kennwerte wie Bewegungsdauer, Frequenz von repetitiven Bewegungen, Geschwindigkeit oder Beschleunigung bestimmen. Als Maße für die Variabilität einer Bewegung, entweder innerhalb der Bewegungsdurchführung bei repetitiven Bewegungen oder zwischen Durchgängen bei Aufgabenwiederholungen, können die Standardabweichungen und Variationskoeffizienten verschiedener Parameter berechnet werden. Die oben erwähnten NIV und NIA lassen sich zur Beschreibung der „Glattheit“ einer Bewegung heranziehen. Darüber hinaus können eine ganze Reihe anderer Parameter zusätzlich berechnet werden (vgl. Kap. 2.5). Bis jetzt ist jedoch nicht geklärt, welche von diesen gut geeignet sind, Bewegungen zu beschreiben bzw. gestörte von ungestörten abzugrenzen.



## 1.6 Fragestellung

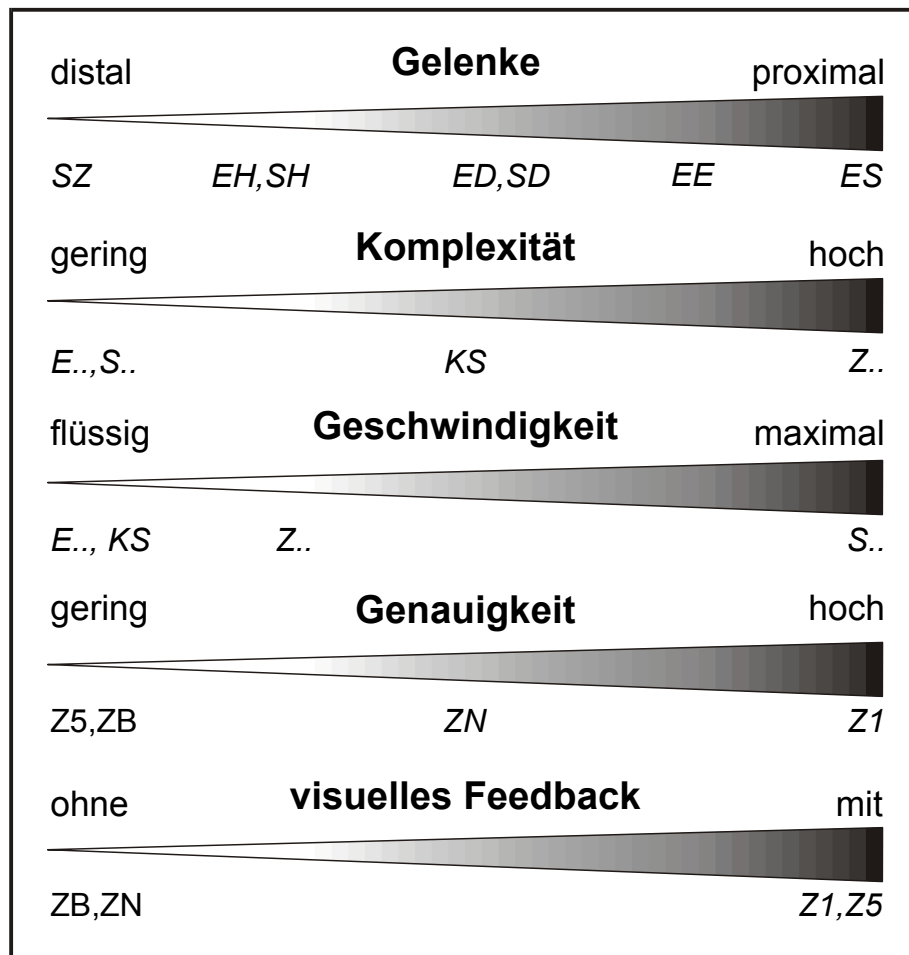
Kinematische Analysen wurden in der klinischen Bewegungsforschung bislang meist nur für spezielle Fragestellungen eingesetzt. Es gibt eine Reihe wissenschaftlicher Untersuchungen von Greif- und Zeigefunktionen (z.B. Atkeson et al. 1985, Kaminski et al. 1995; Rand et al. 2000) oder von Schreibbewegungen (z.B. Marquardt & Mai 1994; Mai & Marquardt 1995), die auf kinematischen Messungen basieren. Dabei wurden aber oft nur gesunde Probanden untersucht; wurden Patienten untersucht, dann meist nur in kleinen Fallzahlen. Große klinische Untersuchungen an Patienten fehlen bisher. Die vorliegende Arbeit orientiert sich an einer Untersuchung gesunder Probanden (Hermsdörfer 2002). Die dort erhobenen Daten der Kontrollgruppe wurden als Basis des Vergleiches mit den Patientengruppen dieser Arbeit verwendet.

Es sollte herausgefunden werden, ob sich pathologische Leistungen von Schlaganfall-Patienten bei verschiedenen Arm- und Handbewegungen mit dem verwendeten Messsystem erfassen lassen und sie durch den Vergleich mit Leistungen von gesunden Kontrollpersonen als pathologisch abgegrenzt werden können. Eine wichtige Frage war hierbei, welche kinematischen Parameter für die einzelnen Aufgaben jeweils geeignet sind, pathologische Leistungen zu charakterisieren und zu quantifizieren. Es sollte geklärt werden, welche Auswirkungen unterschiedlich komplexe Aufgabenstellungen auf die Leistung von Patienten haben, welche Aufgaben schwieriger als andere sind und in welchen kinematischen Parametern dies seinen Ausdruck findet.

In insgesamt zwölf Aufgaben wurden verschiedene Aspekte von Bewegungen der oberen Extremität untersucht. Dabei unterschieden sich die Aufgaben in mehreren Qualitäten. Es gab eine Gruppe von vier einfachen („elementaren“) Gelenkbewegungen in denen eine flüssige, sich in mittleren Gelenkspielräumen einzelner Gelenke (Schulter, Ellenbogen, Handgelenk) abspielende Bewegung gefordert wurde. Dem gegenüber standen Bewegungen, bei denen eine maximale Geschwindigkeit der Bewegungsausführung angestrebt werden sollte (Tappingbewegungen und Diadochokinese). Es gab eine Aufgabe, die die Koordination von Schulter und Ellbogenbewegung in einer gemeinsamen Bewegung der beiden Gelenke untersuchte („Sägebewegung“). Und schließlich wurden in den „Zielbewegungen“ hohe Anforderungen an räumliche Genauigkeit und Geschwindigkeit gestellt. Zur Übersicht der Aufgaben vgl. Kapitel 2.3 und Tab. 2.3.1, Seite 21).

Die unterschiedlichen Anforderungen dieser Aufgaben an das motorische System der oberen Extremität können unter verschiedenen Aspekten eingeteilt werden (Abb. 1.6.1).

**Abb. 1.6.1:** Einordnung der Komponenten der Untersuchung unter verschiedenen Bewegungsaspekten. Übersicht und Beschreibung der Aufgaben in **Tab. 2.3.1**, Seite 21.



Es sollte festgestellt werden, ob diese Bewegungsanalysen geeignet sind, unterschiedliche Bewegungsstörungen, wie spastische Paresen und ataktische Bewegungsstörungen, zu beschreiben und voneinander abzugrenzen und ob sich die klinisch beschriebenen Störungsmuster bei zentralen Lähmungen und Ataxien an den kinematischen Charakteristika erkennen lassen. Dabei stellte sich auch die Frage, ob und mit welcher Spannweite die kinematischen Parameter innerhalb einer Stichprobe von Patienten mit gleichem klinischen Schädigungsmuster variierten.

Schließlich soll diese Arbeit überprüfen, ob derartige kinematische Messungen für einen breiten klinischen Einsatz geeignet sind. Dabei sollen die Erkenntnisse dieser Un-

tersuchung die erste Grundlage für weitergehende Anwendung kinematischer Bewegungsanalysen sein.

Man kann somit folgende konkrete Fragen formulieren:

1. Können die pathologischen Leistungen der Patienten bei Bewegungen der oberen Extremität zuverlässig mit dem dreidimensionalen Messsystem erfasst werden und lässt sich durch die Analyse der resultierenden kinematischer Parameter der Unterschied zwischen gestörter und normaler Bewegung quantitativ beschreiben?
2. Welche Parameter sind gut geeignet, eine pathologische Leistung zu charakterisieren und zu quantifizieren? Gibt es bei den verschiedenen Aufgaben unterschiedliche Parameter, die die pathologische Leistung jeweils am besten beschreiben?
3. Die verschiedenen kinematischen Parameter sind Ausdruck von Teilaspekten dieser Bewegung (z.B. Geschwindigkeit, Bewegungsamplitude, Variabilität der Bewegungsausführung). Können diese bei einer pathologischen Veränderung unabhängig voneinander betroffen sein?
4. Die Aufgaben besitzen unterschiedliche Schwierigkeitsgrade. Wird die Leistung der Patienten dadurch unterschiedlich beeinflusst und kann das gegebenenfalls durch die kinematischen Parameter erfasst werden?
5. Die Patienten hatten zwei unterschiedliche Bewegungsstörungen, spastische Paresen und Ataxien. Können diese Patientengruppen anhand der kinematischen Parameter voneinander abgegrenzt werden?
6. Gibt es innerhalb einer klinischen Gruppe (Parese bzw. Ataxie) unterschiedliche Störungsmuster oder sind diese interindividuell gleich?
7. Dreidimensionale Bewegungsmessungen sind eine neue Möglichkeit in der Diagnostik von Bewegungsstörungen. Eignen sie sich für einen klinischen Einsatz und sind Material- und Zeitaufwand in einem vertretbaren Rahmen?

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Stichprobe

An den Untersuchungen nahmen 26 Patienten mit sensomotorischen Störungen der oberen Extremitäten bei erhaltener Grundfunktion teil, d.h. kein Patient hatte eine vollständige Plegie (vgl. Tab. 2.1.1, Seite 19). Neun Patienten hatten Läsionen in der linken Hemisphäre (Neokortex, weiße Substanz oder Basalganglien) mit einer unterschiedlich stark ausgeprägten Hemiparese der rechten Körperhälfte, neun hatten Läsionen der rechten Hemisphäre mit einer linksseitigen Hemiparese und acht Patienten Läsionen im Bereich des Hirnstammes oder des Kleinhirnes mit einer unterschiedlich stark ausgeprägten ataktischen Bewegungsstörung. Alle Patienten wurden über die Untersuchung aufgeklärt und waren bereit, daran teilzunehmen. Patienten mit peripher-neurologischen oder orthopädischen Defiziten wurden von der Untersuchung ausgeschlossen.

Alle Patienten wurden im Städtischen Krankenhaus München-Bogenhausen untersucht. 16 Patienten waren männlich und 10 weiblich. Das Alter lag zwischen 26 und 68 Jahren, im Mittel betrug es 51 Jahre. Sie wurden in drei Altersklassen „20-39 J.“ (4 Patienten), „40-59 J.“ (17 Patienten) und „≥60 J.“ (5 Patienten) eingeteilt. Der Zeitpunkt der Läsion lag zwischen 2 Monaten und 18 Monaten vor der Untersuchung, im Mittel 9 Monate. Bei allen 26 Patienten wurden beide Körperseiten untersucht, in dieser Arbeit werden jedoch nur die hemiparetischen bzw. stärker gestörten Seiten betrachtet.

Um die Patientenleistungen mit Leistungen gesunder Probanden zu vergleichen, wurden die Daten einer früheren Untersuchung von 63 Kontrollpersonen (Hermsdörfer et al. 1996 und 2002) mit exakt den gleichen Untersuchungs- und Auswertungsbedingungen verwendet.

**Tabelle 2.1.1: Übersicht der Patienten und Gruppen**, PC = Patientencode, GR = Patientengruppe, AL = Alter, AG = Altersgruppe, GE = Geschlecht, ZL = Zeit seit der Läsion in Monaten

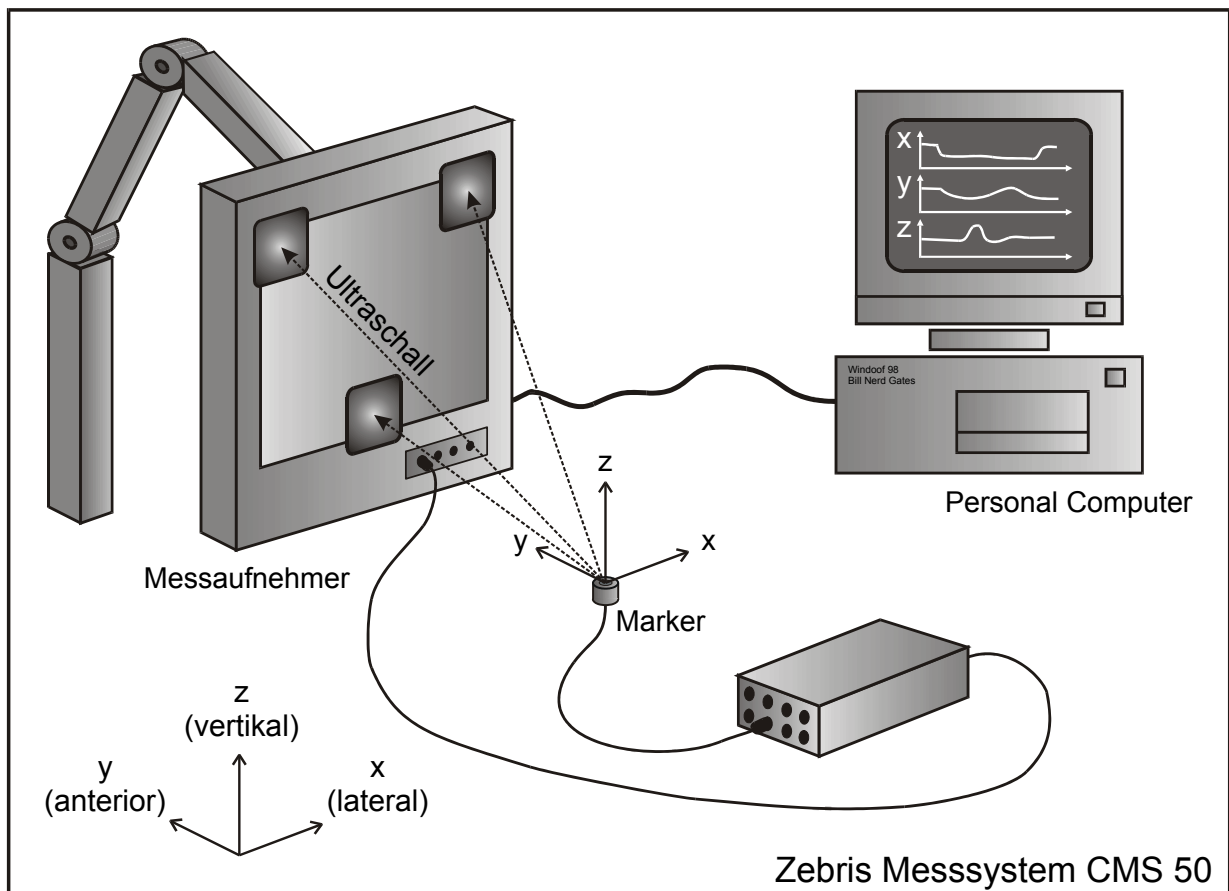
PC	GR	AL	AG	GE	ZL	Ätiologie/Ort der Läsion	Klinik
P04	LH	26	1	M	3	Epiduralhämatom links temporo-parietal	Armbetonte sensomotorische Hemiparese rechts
P08	SC	66	3	M	15	Hirnstamminfarkt; Grenzzoneninfarkte Media-Anterior & Media-Posterior-Stromgebiet	Gliedkinetische Ataxie; Stand- und Gangataxie; motorische Tetraparese,
P09	LH	58	2	M	14	Ischämischer Hirninfarkt A. cerebri anterior und A. cerebri media	Sensomotorische Hemiparese rechts; kognitive Leistungsstörungen
P11	LH	57	2	M	18	Massenblutung links temporo-parietal	Sensomotorische Hemiparese rechts; Aphasie, kognitive Leistungsstörungen
P16	SC	33	1	W	9	Cerebelläre Blutung bei Kleinhirn-Angiom	Hemialexie rechts; Sprech- und Schluckstörung, leichte Okulomotorikstörungen
P18	SC	36	1	W	7	Blutung bei Mittelhirn-Kavernom	Gliedkinetische Ataxie, ataktischer Tremor, leichte Gangataxie, Okulomotorikstörungen
P20	SC	40	2	w	7	Thalamusblutung mit Ventrikeleinbruch rechts	Gliedkinetische Ataxie, leichte Hemiparese links, Neglect, Sensibilitätsstörung
P21	RH	68	3	m	11	Ischämischer Infarkt der A. cerebri media rechts	Sensomotorische Hemiparese links, Neglect, homonyme Hemianopsie, kognitive Störungen
P22	RH	51	2	w	8	Hypertensive temporo-parieto-occipitale Massenblutung rechts	Sensomotorische Hemiparese links, Neglect, homonyme Hemianopsie, kognitive Störungen
P24	RH	42	2	w	10	Ischämischer Infarkt der A. cerebri media rechts	Sensomotorische Hemiparese links
P26	SC	30	1	w	17	Kleinhirnblutung mit Ventrikeleinbruch	Gliedkinetische Ataxie, Stand- und Gangataxie, Parese re. Arm, komplexe Okulomotorikstörung
P30	LH	68	3	m	5	Ischämischer Infarkt der A. cerebri media links	Sensomotorische Hemiparese rechts, Apraxie, mittelschwere Globalaphasie
P31	LH	64	3	m	3	Ischämischer Infarkt der A. cerebri media links	Sensomotorische Hemiparese rechts, Apraxie, Aphasie, kognitive Störungen

**Fortsetzung Tabelle 2.1.1: Übersicht der Patienten und Gruppen**, PC = Patientencode, GR = Patientengruppe, AL = Alter, AG = Altersgruppe, GE = Geschlecht, ZL = Zeit seit der Läsion in Monaten

PC	GR	AL	AG	GE	ZL	Ätiologie/Ort der Läsion	Klinik
P32	LH	57	2	m	10	Ischämischer Infarkt der A. cerebri media links	Sensomotorische Hemiparese rechts, Aphasie, Sprechstörung
P33	RH	56	2	m	7	Ischämischer Infarkt der A. cerebri media rechts	Sensomotorische Hemiparese links, visueller Neglect
P34	RH	54	2	m	11	Ischämischer Infarkt der A. cerebri media und posterior rechts	Sensomotorische Hemiparese links, homonyme Hemianopsie, kognitive Störungen
P36	LH	63	3	m	7	Hirnblutung links temporo-occipital bei AV-Malformation	Hemiparese rechts, Aphasie, homonyme Hemianopsie
P37	RH	40	2	m	6	Ischämischer Infarkt der A. cerebri media rechts	Hemiparese links
P44	SC	50	2	m	13	Paramedianer mesencephaler Infarkt bei Basilaris-Aneurysma	Rumpf- und Extremitätenataxie, spastisch-ataktische Dysarthrie, Okulomotorikstörung
P48	RH	47	2	m	7	Z.n. Meningeom-OP rechts	Hemiparese links
P49	LH	59	2	m	2	Grenzstrominfarkt Media-Posterior-Gebiet	Sensomotorische Hemiparese rechts, homonyme Hemianopsie, Kognitive Störungen
P50	RH	47	2	w	7	Re präzentrales AV-Angiom, Z.n. OP	Armbetonte Hemiparese links, motorischer Neglect, kognitive Störungen
P51	RH	54	2	w	9	Grenzstrominfarkt Media-Anterior-Gebiet	Sensomotorische Hemiparese links, kognitive Störungen
P52	LH	50	2	w	2	Ischämischer Infarkt der A. cerebri media links	Sensomotorische Hemiparese rechts, Neglect
P53	SC	55	2	m	8	Hypertensive Hirnstammblutung	Ausgeprägte ataktische Bewegungsstörung, komplexe Okulomotorikstörung
P54	SC	43	2	w	7	Hirnstamm und Kleinhirnininfarkte bei Basilaristhrombose	Gliedkinetische Ataxie, Stand- und Gangataxie, ataktische Dysarthrie, Gesichtsfeldausfälle

## 2.2 Messsystem

Abb. 2.2.1: CMS-System zur Registrierung von Bewegungen im dreidimensionalen Raum



Alle Untersuchungen wurden mit dem Bewegungsmesssystem „CMS 50“ durchgeführt (zebris Medizintechnik GmbH 1992; Hermsdörfer et al. 1996, vgl. Abb. 2.2.1). Es handelt sich um ein akustisches System, das auf Laufzeitmessung von Ultraschallimpulsen basiert. Kleine aktive Ultraschallsender (Marker: Durchmesser 1cm, Gewicht ca. 3 g) werden mit doppelseitig klebenden Ringen auf Hand und Arm befestigt. Diese senden Ultraschallimpulse aus, die von drei fest in einem Messaufnehmer installierten Mikrofonen empfangen werden). Aus den unterschiedlichen Laufzeiten des Impulses zu den drei Empfängern kann der Ort der Schallquelle berechnet werden. Diese Ortskoordinaten (bezogen auf den Probanden: x-Achse horizontal zur Seite = lateral, y-Achse horizontal nach vorne = anterior, z-Achse vertikal nach oben) werden während einer Bewegung fortlaufend mit einem Personal Computer (PC) berechnet, dargestellt und aufgezeichnet. Sie bilden die Grundlage für alle anschließenden Analysen des Bewegungsablaufes.

Die maximale zeitliche Auflösung (Summenabtastrate) beträgt 200 Hz und die maximale räumliche Auflösung 0,1 mm. Bei zwei aktiven Markern resultiert so eine maximale Abtastrate von 100 Hz pro Marker (100 Raumkoordinaten pro Sekunde und Marker), bei drei Markern entsprechend 66 Hz.

In den folgenden Untersuchungen wurden entweder zwei oder drei aktive Marker eingesetzt. Alle Daten wurden zunächst im PC gespeichert und später „offline“ weiterverarbeitet.

Zur Analyse der Daten stand das Softwarepaket „3DA“ (Marquardt et al., 1994) zur Verfügung, das speziell für kinematische Analysen von Bewegungen entwickelt wurde. Dabei wurden in aufeinanderfolgenden Auswertungsschritten zuerst die Messdaten von bis zu drei Markern getrennt auf Fehler analysiert. Für die Analyse der Bewegung konnten für jeden Marker die zeitliche Verläufe der Projektionen auf die Raumachsen (x, y und z), die Projektionen auf die Raumebenen (Frontalebene xz, Sagittalebene yz, Horizontalebene xy) sowie die absoluten Raumkurven rekonstruiert werden. In einem weiteren Schritt wurden die erste und zweite Ableitung der Positionsdaten berechnet (Geschwindigkeits- und Beschleunigungskurven). Entsprechende Analysen waren auch für Winkeländerungen eines Segmentes (Verbindungsgeraden von zwei Markern) gegenüber einer Bezugsebene oder bei drei Markern auch für Winkelbeziehungen zwischen zwei Segmenten möglich (vgl. auch Abb. 2.4.2, Seite 25).

Bei der Registrierung der Raumkoordinaten treten räumliche, zeitliche und systembedingte Fehler auf, die bei der Berechnung von Ableitungen wie Geschwindigkeit und Beschleunigung mit der Datenfrequenz multipliziert werden und so zu stark verfälschten Ergebnissen führen können. Zur Glättung der Daten und zur Minimierung der Fehler bei der Berechnung der Ableitungen wurde eine spezielle Filtermethode verwendet. Diese beruht auf Algorithmen (nichtparametrische Kernschätzung 4.Ordnung; vgl. Marquardt & Mai 1994), die eine Art gleitende, gewichtete Mittelung bei gleichzeitiger Ableitung der Daten darstellt.

Die fehlerbereinigten Raumkurven, Geschwindigkeits- und Beschleunigungsverläufe der registrierten Bewegungen wurden in einer aufgabenspezifisch festlegbaren Grafik auf dem Bildschirm angezeigt. Mit dem Cursor konnten Markierungen gesetzt und damit Bewegungssegmente zur Analyse ausgewählt werden. Die zu den Markierun-



gen gehörenden Messwerte und Zeitpunkte sowie die Differenzen zwischen den Markierungen wurden am Bildschirm angezeigt, dann abgespeichert und standen somit für weitere statistische Auswertungen zur Verfügung. Darüber hinaus konnten durch spezielle Routinen bei Aufgaben mit repetitiven Bewegungen weitere Parameter für die Bewegungssegmente berechnet werden (vgl. Kapitel 2.5).

## 2.3 Versuchsaufbau

Die Untersuchung bestand aus einem Set von zwölf Aufgaben, die zu vier Gruppen mit unterschiedlichen Bewegungstypen zusammengefasst wurden (Tab. 2.3.1).

**Tab. 2.3.1:** Komponenten der Untersuchung

Typ	Code	Bewegung	Charakteristika
Elementare Gelenkbewegungen	ES	Schulter, Ante-/Retroversion	Gelenkspielspielraum (ROM) & repetitive Bewegungen über ~1/2 ROM
	EE	Ellbogen, Flexion/Extension	
	ED	Pro-/Supination	
	EH	Handgelenk, Palmarflexion / Dorsalextension	
Gelenkkoordination	KS	Sägebewegung (Schulter und Ellbogen)	Repetitive Bewegung über ~1/2 ROM
schnelle Wechselbewegungen	SD	Diadochokinese (Pro- und Supination)	Maximale Bewegungsgeschwindigkeit
	SH	Handtapping (Handgelenk)	
	SZ	Zeigefingertapping (MCP-Gelenk Dig. II)	
Zielbewegungen	Z5	Zielscheibe 5 cm	Rasche Einzelbewegungen von Startposition zum Ziel
	Z1	Zielscheibe 0,8 cm	
	ZB	Scheibe 5 cm, ohne visuelles Feedback	
	ZN	Nase, ohne visuelles Feedback	

Die „**elementaren Bewegungen**“ umfassten die Einzelgelenkbewegungen in Schulter (ES), Ellbogen (EE) und Handgelenk (EH) sowie die Pro- und Supination (ED). Geprüft wurden der maximale aktive Gelenkspielraum (ROM) sowie repetitive Bewegungen, die flüssig und mit einer natürlichen Geschwindigkeit ausgeführt werden sollten.

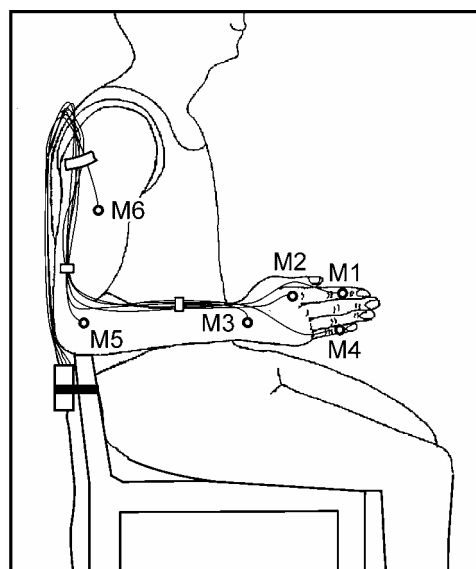
Eine Aufgabe, die eine typische Leistung der **Gelenkkoordination** erforderte, war die „Sägebewegung“ (KS), bei der die repetitiven Vor- und Rückwärtsbewegungen in der Horizontalen durch koordinierte Aktivität in Schulter und Ellbogen erfolgen sollten.

Mit Maximalgeschwindigkeit sollten die „**schnellen Wechselbewegungen**“ durchgeführt werden, wobei die Diadochokineseprüfung (SD) schnellstmögliche Pro- und Supination im Unterarm, das Hand- und Zeigefingertapping (SH, SZ) schnelle Flexions- und Extensionsbewegungen im Handgelenk bzw. MCP-Gelenk des Zeigefingers erforderten.

Als typische visuomotorische Leistung wurden „**Zielbewegungen**“ untersucht. Es gab eine Grundaufgabe (Z5) und drei Variationen der Zielcharakteristika [Größe des Zieles (Z1), Verfügbarkeit von visuellem Feedback (ZB), Bezugssystem Körper statt Raum (ZN)].

Die Marker wurden an sechs Stellen des Armes aufgeklebt (Abb. 2.3.1): Marker 1 am Zeigefinger dorsal am Mittelglied, Marker 2 dorsal am MCP-Gelenk des Zeigefinger, proximal des Gelenkspaltes, Marker 3 dorsal am Handgelenk in der Mitte zwischen Elle und Speiche, Marker 4 dorsal am Mittelglied des kleinen Fingers, Marker 5 am Ellbogen in der Verlängerung der lateralen Beugefalte und Marker 6 am Oberarm über dem Ansatz des Deltamuskels. Die Verbindungskabel wurden mit Pflastern so am Arm befestigt, dass die Bewegung nicht behindert wurde.

**Abb. 2.3.1:** Positionen der Ultraschall-Marker M1 bis M6 am Arm und an der Hand

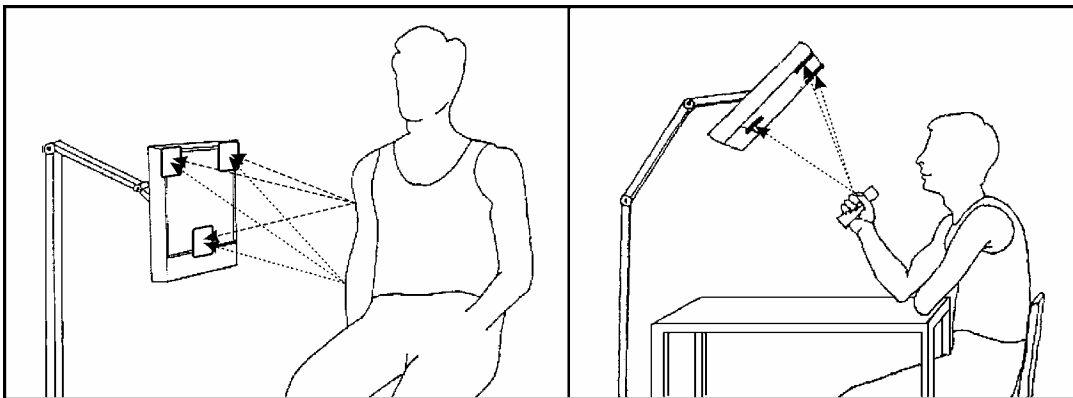


## 2.4 Versuchsdurchführung

### 2.4.1 Messung der elementaren Gelenkbewegungen und Gelenkkoordination

Bei den Aufgaben ES, EE und KS saßen die Probanden auf einem Stuhl im Raum, so dass der untersuchte Arm frei neben dem Stuhl bewegt werden konnte. Der Messaufnehmer befand sich seitlich, parallel zur Sagittalebene des Probanden in senkrechter Position (Abstand zur Schulter etwa 50 cm). Die Aufgaben ED und EH wurden an einem Untersuchungstisch durchgeführt, wobei sich der Messaufnehmer gegenüber dem Probanden befand und um 45° geneigt war (Abstand der Oberkante des Messaufnehmers vom Tisch etwa 70 - 80 cm). (Abb. 2.4.1)

**Abb. 2.4.1:** Messanordnung für die Aufgaben ES, EE und KS (links) und ED, EH (rechts)



Maximale Gelenkwinkel (ROM): Aus der Ruhelage sollte die Endstellung im Gelenk in der einen Richtung eingenommen werden (Anteversion, Supination bzw. Flexion), anschließend in der entgegengesetzten Richtung (Retroversion, Pronation bzw. Extension). Es wurden zwei bis drei Bewegungen aufgezeichnet.

Repetitive Bewegungen: Die Bewegungen sollten möglichst flüssig und „flott“ über einen mittleren Gelenkspielraum (~1/2 ROM) ausgeführt werden. Jeweils acht bis zehn Bewegungen wurden aufgezeichnet.

Die Definitionen der berechneten Winkel für die elementaren Aufgaben lassen sich aus Abb. 2.4.2 (Seite 25) entnehmen. GS beschreibt den Schulterwinkel in der Sagittalebene, mit  $GS = 0^\circ$ , wenn der Oberarm vertikal nach unten gerichtet ist. GE ist der Ellbogenwinkel in der Sagittalebene, mit  $GE = 0^\circ$ , wenn die Strecken M5-M6 und M5-

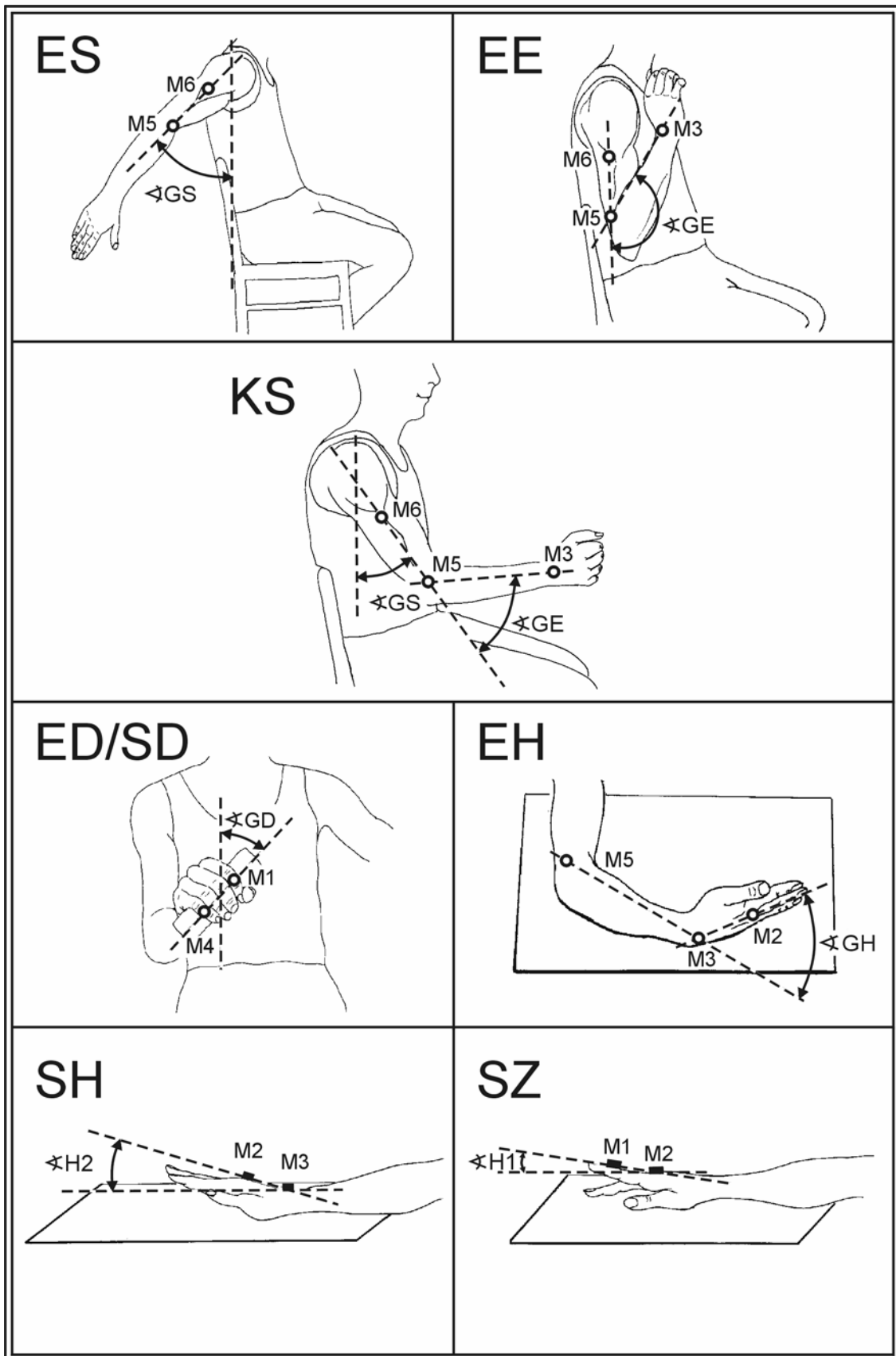
M3 in einer Linie liegen (entspricht der vollen Streckung des Ellbogengelenks). GD bezeichnet den Pro- und Supinationswinkel in einer Ebene senkrecht zur Unterarmachse (parallel zum Messaufnehmer), mit  $GD = 0^\circ$  wenn die Strecke M1-M4 in der Sagittalebene liegt (entspricht der anatomischen Neutralstellung der Hand). GH ist der Handgelenkwinkel in der Horizontalebene, mit  $GH = 0^\circ$ , wenn die Strecken M5-M3 und M3-M2 in einer Linie liegen.

## **2.4.2 Messung der schnellen Wechselbewegungen**

Die drei Aufgaben SD, SH und SZ wurden an dem Untersuchungstisch durchgeführt. Die Patienten sollten die Bewegung mit maximaler Geschwindigkeit („so schnell wie möglich“) durchführen. Es wurden jeweils drei Durchgänge mit einer Aufnahmedauer von ca. drei Sekunden durchgeführt. Zwischen den Durchgängen wurde jeweils eine kurze Pause zur Erholung eingelegt.

Die Definition der Winkel H1 und H2 ergibt sich aus der Abb. 2.4.2 auf der folgenden Seite. H2 beschreibt den Winkel der Handfläche, H1 den Winkel des Zeigefingers im MCP-Gelenk bezogen auf die Horizontalebene.  $H1 = 0^\circ$  bzw.  $H2 = 0^\circ$  wenn die Strecke M1-M2 bzw. M2-M3 parallel zur Horizontalen liegen.

**Abb. 2.4.2:** Gelenkwinkel bei den elementaren Gelenkbewegungen und den schnellen Wechselbewegungen: Markerpositionen und errechnete Winkel: GS, GE, GD, GH, H1 und H2.

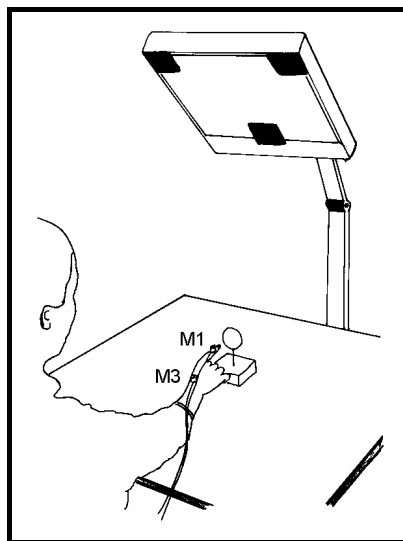


### 2.4.3 Messung der Zielbewegungen Z5, Z1, ZB und ZN

Aus der Ausgangsstellung (der Arm liegt bequem flach auf dem Untersuchungstisch, der Zeigefinger auf der Startposition: weißer Punkt  $\varnothing$  1 cm, Abstand von der Tischkante 10 cm) sollte das Ziel in einer möglichst zügigen Bewegung berührt werden.

Das Ziel befand sich bei den Aufgaben Z5, Z1 und ZB 30 cm hinter dem Startpunkt und 10 cm über der Tischebene (Abb. 2.4.3). Bei der Aufgabe ZN sollte die Nasenspitze mit dem ausgestreckten Zeigefinger leicht berührt werden. Es wurden jeweils acht Bewegungen aufgezeichnet. Der Bewegungsstart wurde jeweils vom Versuchsleiter instruiert (Kommando „Los!“) Bei der Aufgabe ZB musste vor der Bewegung auf das Ziel geeicht werden, damit die Genauigkeit der Zielbewegung gemessen werden konnte: Der Proband musste auf das Ziel deuten, es wurde ca. 1 Sekunde aufgezeichnet, um so die Ortskoordinaten des Zieles zu erfassen.

**Abb. 2.4.3:** „Zielbewegungen“ Z: Versuchsaufbau und Positionen der Ultraschall-Marker



Variationen des Zieles: Bei der Aufgabe Z5 war das Ziel eine weiße Scheibe mit 5 cm Durchmesser, bei Aufgabe Z1 eine weiße Scheibe mit 0,8 cm Durchmesser. Bei der Aufgabe ZB war das Ziel die weiße Scheibe mit 5 cm Durchmesser, aber die Aufgabe wurde mit geschlossenen Augen<sup>1</sup> durchgeführt. Bei ZN war das Ziel die Nasenspitze des Patienten, auch diese Variation wurde mit geschlossenen Augen ausgeführt.

---

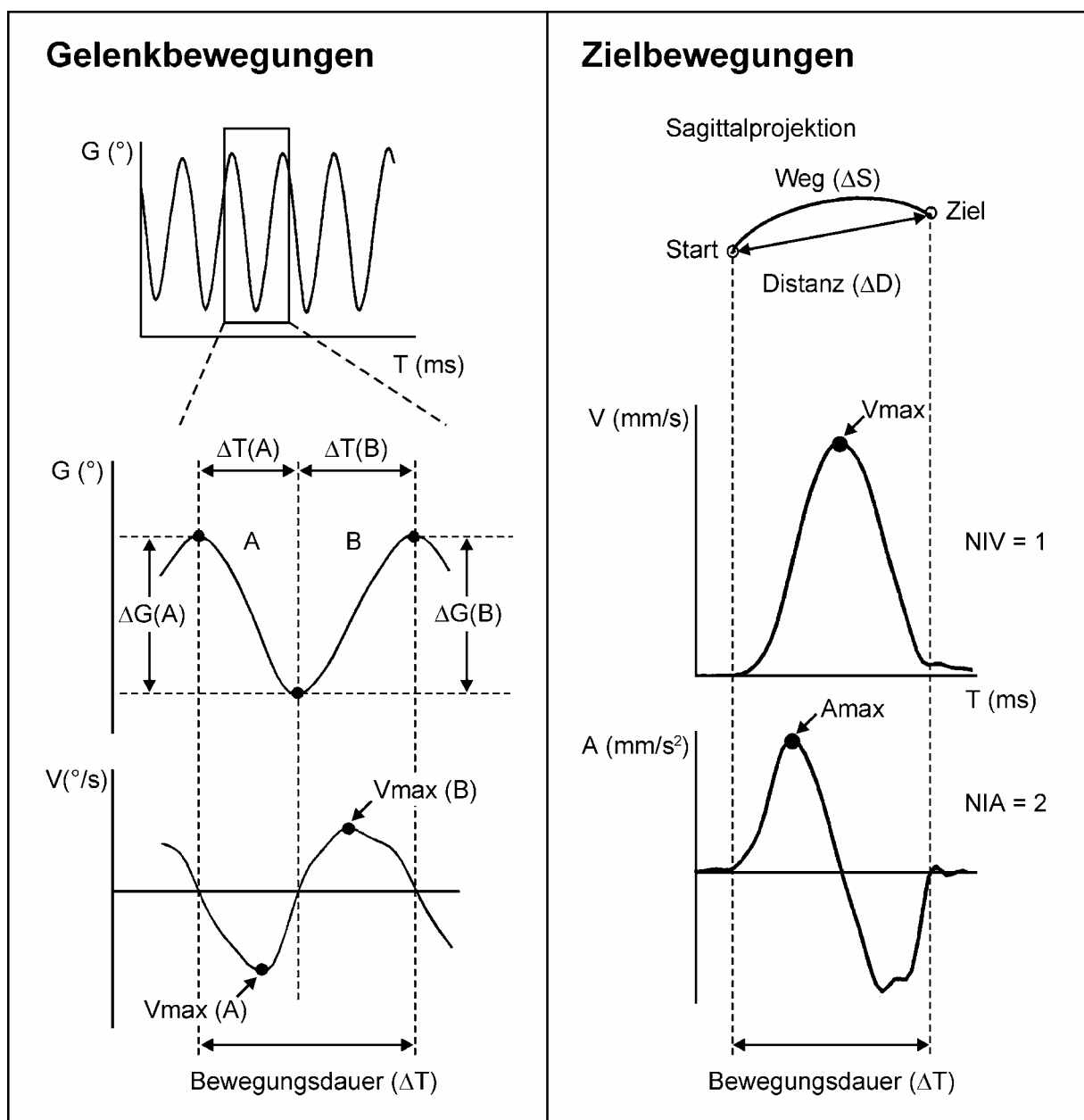
<sup>1</sup> Pro Durchgang sollte das Ziel zuerst fixiert werden, kurz vor dem Beginn der Bewegung die Augen geschlossen und auf Kommando die Bewegung begonnen werden.

## 2.5 Auswertung

### 2.5.1 Verwendete Parameter

Die Auswertung erfolgte anhand kinematischer Parameter. Die wichtigsten sind in Abb. 2.5.1 dargestellt.

**Abb. 2.5.1:** Kinematische Parameter der Gelenkbewegungen und Zielbewegungen. Bei den Gelenkbewegungen steht A für Anteversion (ES) bzw. Flexion (EE) bzw. Pronation (ED) bzw. Palmarflexion (EH) und B für Retroversion (ES) bzw. Extension (EE) bzw. Supination (ED) bzw. Dorsalextension (EH).



Die ausgewählten Parameter wurden mit den zugehörigen Zeitangaben als dBase-File gespeichert. Mit einem Programm für statistische Analysen konnten anschließend die Ergebnisse für jeden einzelnen Patienten errechnet, sowie Gruppenstatistiken und Graphiken erstellt werden.

Folgende Parameter wurden für die „**elementaren Bewegungen**“ und die **Koordinationsaufgabe KS** ausgewertet:

Bei den **Aufgaben ES, EE, ED, EH und KS**:

- ROM            maximaler Gelenkspielraum [°] (Absolutwert)
- $\Delta G$         durchschnittliche Amplitude der Bewegung [°]
- Freq            durchschnittliche Frequenz der Bewegung [Hz]
- Vmax            durchschnittliche maximale Winkelgeschwindigkeit [°/s]
- V-Sym<sup>2</sup>        durchschnittliche Geschwindigkeitssymmetrie [-]
- NIV            durchschnittliche Zahl der Geschwindigkeitswechsel pro Segment [-]
- SD(G)         Standardabweichung der Winkelamplituden [°]
- VK(T)         Variationskoeffizient der Segmentdauer [%]

Bei **Aufgabe KS** zusätzlich:

- $\Delta Y1$         durchschnittliche Amplitude der Anterior-/Posteriorbewegung des Handgelenks [mm]
- $\Delta GS/\Delta GE$     Verhältnis der durchschnittlichen Winkelamplituden in Schulter und Ellbogen [-]

Pro Aufgabe wurde ein möglichst messfehlerfreier Ausschnitt aus dem mittleren Bereich der Aufzeichnung mit je 8-10 zusammenhängenden Einzelbewegungen (Zyklen) ausgewählt. Bei den meisten Parametern errechnet sich der Wert für einen Zyklus aus dem Mittelwert der Abschnitte A und B (vgl. Abb. 2.5.1). Als Ergebnis für eine Aufgabe wurden diese Werte über die Anzahl der analysierten Bewegungszyklen gemittelt.

---

<sup>2</sup> Symmetrie der maximalen Winkelgeschwindigkeit bezüglich der Bewegungsrichtung:

**V-Sym** =  $V_{\max_{\text{flex}}}/V_{\max_{\text{ext}}}$ ; Konvention für „flex/ext“ bei: ES/GS: Ante-/Retroversion;

EE/GE: Flexion/Extension; ED/SD: Pro-/Supination; EH/SH/SZ: Palmarflexion/Dorsalextension;

KS: V-Sym (Y1) =  $V_{\max_{\text{anterior}}}/V_{\max_{\text{posterior}}}$



Bei den „Schnellen Wechseln“ (SH, SD und SZ) wurde anschließend noch das Mittel der drei Durchgänge berechnet.

In seltenen Fällen konnten aufgrund von Datenmessfehlern weniger als 8 Bewegungszyklen analysiert werden, bzw. es existierten nur ein oder zwei Durchgänge bei den Aufgaben SH, SD oder SZ. Konnte kein sinnvolles Ergebnis berechnet werden, wurden diese Aufgaben als „missing data“ gewertet.

Die Definition und Bedeutung der Variable NIV wurde in Kap. 1.5 näher erläutert.

Bei den Variabilitätsmaßen kann man zwischen der Standardabweichung und dem Variationskoeffizienten wählen. Um die Patientenleistungen nicht künstlich zu verschlechtern, wurde jeweils die „konservativere“ Möglichkeit gewählt: für die Amplitude wurde die Standardabweichung (SD) dem Variationskoeffizient VK (Quotient aus Standardabweichung SD und Mittelwert) vorgezogen, da bei den Patienten gegenüber der Norm eher niedrigere mittlere Amplituden erwartet wurden. Für für die Bewegungsdauer wurde der Variationskoeffizient VK gewählt, da von einer verlängerten mittleren Bewegungsdauer bei Patienten gegenüber der Norm ausgegangen werden konnte.

Bei den „**Zielbewegungen**“ wurden folgende Parameter systematisch ausgewertet:

#### **Aufgaben Z5, Z1, ZB, ZN:**

- MT            durchschnittliche Bewegungsdauer [ms]
- Vmax        durchschnittliche Maximalgeschwindigkeit [mm/s]
- NIV         durchschnittliche Zahl der Geschwindigkeitswechsel pro Bewegung [-]
- $\Delta S$       durchschnittlicher Gesamtweg der Bewegung [mm]
- $\Delta D$       durchschnittliche Distanz zwischen Start und Ziel [mm]
- DIR         durchschnittliche Direktheit der Bewegung =  $\Delta S/\Delta D$  [%]
- SD(MT)     Standardabweichung der Bewegungsdauer [ms]
- SD(DIR)    Standardabweichung der Direktheit der Bewegung [%]

Nur bei der **Aufgabe ZB** wurden zusätzlich folgende Parameter berechnet:

- $\Delta(\text{frontal})$     Abweichung Marker 1 vom Soll-Zielpunkt in der Frontalebene [mm]
- $\Delta x(\text{lateral})$     Abweichung Marker 1 vom Soll-Zielpunkt nach lateral [mm]

- $\Delta z(\text{superior})$  Abweichung Marker 1 vom Soll-Zielpunkt nach superior [mm]
- $\Delta y(\text{anterior})$  Abweichung Marker 1 vom Soll-Zielpunkt nach anterior [mm]
- $SD[\Delta x(\text{lat.})]$  Standardabweichung von  $\Delta x(\text{lateral})$  [mm]
- $SD[\Delta z(\text{sup.})]$  Standardabweichung von  $\Delta z(\text{superior})$  [mm]
- $SD[\Delta y(\text{ant.})]$  Standardabweichung von  $\Delta y(\text{anterior})$  [mm]

Bei den „Zielbewegungen“ wurden pro Aufgabenvariation je fünf Einzeldurchgänge analysiert, dabei der erste Durchgang wurde nie und die Durchgänge sieben und acht nur bei Bedarf, falls einer der Durchgänge zwei bis sechs wegen Messfehlern nicht verwertbar war. Ausgewertet wurde bei allen vier Variationen der Aufgabe der Marker M3 am Handgelenk. Der Bewegungsbeginn war der Zeitpunkt, an dem zum ersten mal ein Geschwindigkeitsgrenzwert (25 mm/s) überschritten wurde. Als Bewegungsende wurde der Zeitpunkt gewertet, an dem das Ziel berührt wurde bzw. bei den Aufgaben ohne visuelles Feedback an dem die Zielbewegung abgeschlossen war (unabhängig davon, ob das Ziel bzw. die Nasenspitze tatsächlich berührt wurde). Nur bei der Aufgabe ZB wurde auch der Marker M1 berücksichtigt, da aus ihm er die Abweichung zwischen dem Soll-Zielpunkt und dem tatsächlichen Ende der Zielbewegung berechnet werden konnte. Über die fünf analysierten Durchgänge konnten dann für die Bewegungsparameter Mittelwerte berechnet werden (vgl. auch Abb. 2.5.1, Seite 27).

Die Direktheit DIR berechnete sich aus dem Quotienten von dem tatsächlich zurückgelegtem Weg  $\Delta S$  des Markers M3 und der Distanz zwischen Start- und Zielpunkt  $\Delta D$  (geradlinige Verbindung von Start zu Ziel). Eine Direktheit von 1 (=100%) ergäbe sich, wenn man das Ziel auf einem „idealen“, exakt geradlinigen Weg erreichen würde (vgl. auch Abb. 2.5.1, Seite 27).

## 2.5.2 Statistische Analysen

Die statistischen Analysen wurden mit dem Programmpaket SPSS (Version 9.0) durchgeführt. Die Analyse der Abhängigkeit der kinematischen Kennwerte von dem Aufgabentyp und der Gruppenzugehörigkeit der Patienten erfolgten mit univariante Varianzanalysen (ANOVA). Diese wurde mit dem Within-Subjects-Faktor „Aufgabe“ (4 bzw. 3 Ausprägungen) und dem Between-Subjects-Faktor „Gruppe“ (3 bzw. 2 Ausprägungen) gerechnet. Post-hoc Vergleiche für die Haupteffekten erfolgten mit dem

Student-Newman-Keuls-Test. Mittelwertsvergleiche bei zwei normalverteilten Variablen erfolgten mit unabhängigen oder gepaarten T-Tests.

Die gegenseitige Abhängigkeit der kinematischen Kennwerte wurde mit Korrelationsanalysen überprüft. Dafür wurden Korrelationskoeffizienten nach Pearson verwendet. Allen Analysen wurde ein Signifikanzniveau von  $p \leq 0.05$  zugrundegelegt.

### **Z-Werte:**

Um die Patientenleistungen in den verschiedenen Aufgaben miteinander zu vergleichen und um den Grad einer Störung zu quantifizieren, wurden für alle annähernd normalverteilten Parameter Z-Werte berechnet:

$$\text{Z-Wert} = \frac{\text{Absolutwert (Patientenleistung)} - \text{Mittelwert (Leistung von Kontrollpersonen)}}{\text{Standardabweichung (Leistung von Kontrollpersonen)}}$$

Mittelwert und Standardabweichung der Kontrollpersonen wurden der Untersuchung von 63 gesunden Probanden (Hermsdörfer et al. 1996 und 2002) entnommen.

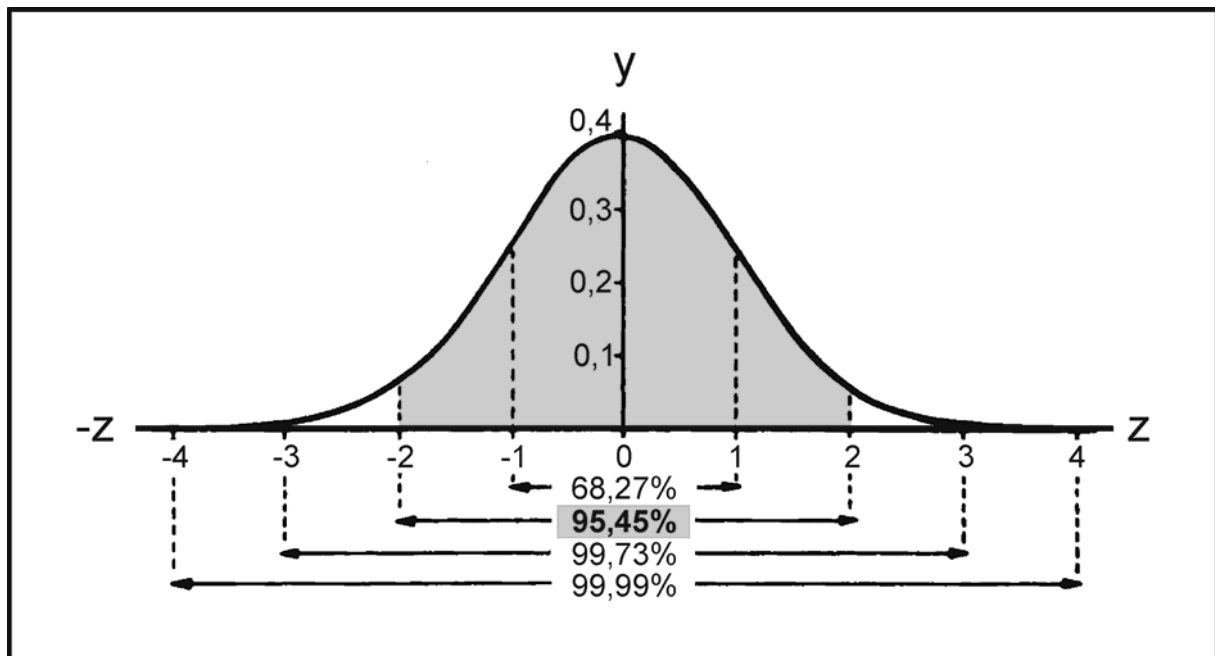
Damit errechnet sich z.B. für einen Parameter bei dem die Patientenleistung drei Standardabweichungen (der Leistungen von Kontrollpersonen) über dem Mittelwert (der Leistungen von Kontrollpersonen) liegt ein Z-Wert von +3.

Eine normale Leistung wird angenommen, wenn die Leistung eines Patienten in einem Z-Wert-Bereich von -2 bis +2 liegt, d.h. die Leistung um nicht mehr als zwei Standardabweichungen nach oben oder unten vom Mittelwert der Kontrollen abweicht. Bei annähernd normalverteilten Parametern liegen ca. 95% aller Leistungen der Kontrollpersonen in diesem Bereich (in der **Abb. 2.5.2** auf der nächsten Seite, der Standardnormalverteilung, grau hinterlegt).

Z-Werte beschreiben damit das Maß einer Störung unabhängig von der jeweiligen Aufgabe und dem Parameter. Bis auf eine Ausnahme ließen sich für alle Parameter derartige Z-Werte berechnen und somit die Aufgaben direkt miteinander vergleichen. Der Parameter NIV war nicht normalverteilt, denn ein NIV-Wert von 1.0 konnte nicht unterschritten werden und in der meisten Aufgaben erreichten die Kontrollpersonen diesen Wert (sogenannter „Bodeneffekt“). Aus diesem Grund ist eine Z-Wert-

Berechnung bei diesem Parameter nicht zulässig. Leider schränkt dies die Möglichkeiten eines statistischen Vergleiches für NIV deutlich ein.

**Abb. 2.5.2:** Flächenverteilung der Standardnormalverteilung und Z-Werte



### 2.5.3 Grafische Darstellung

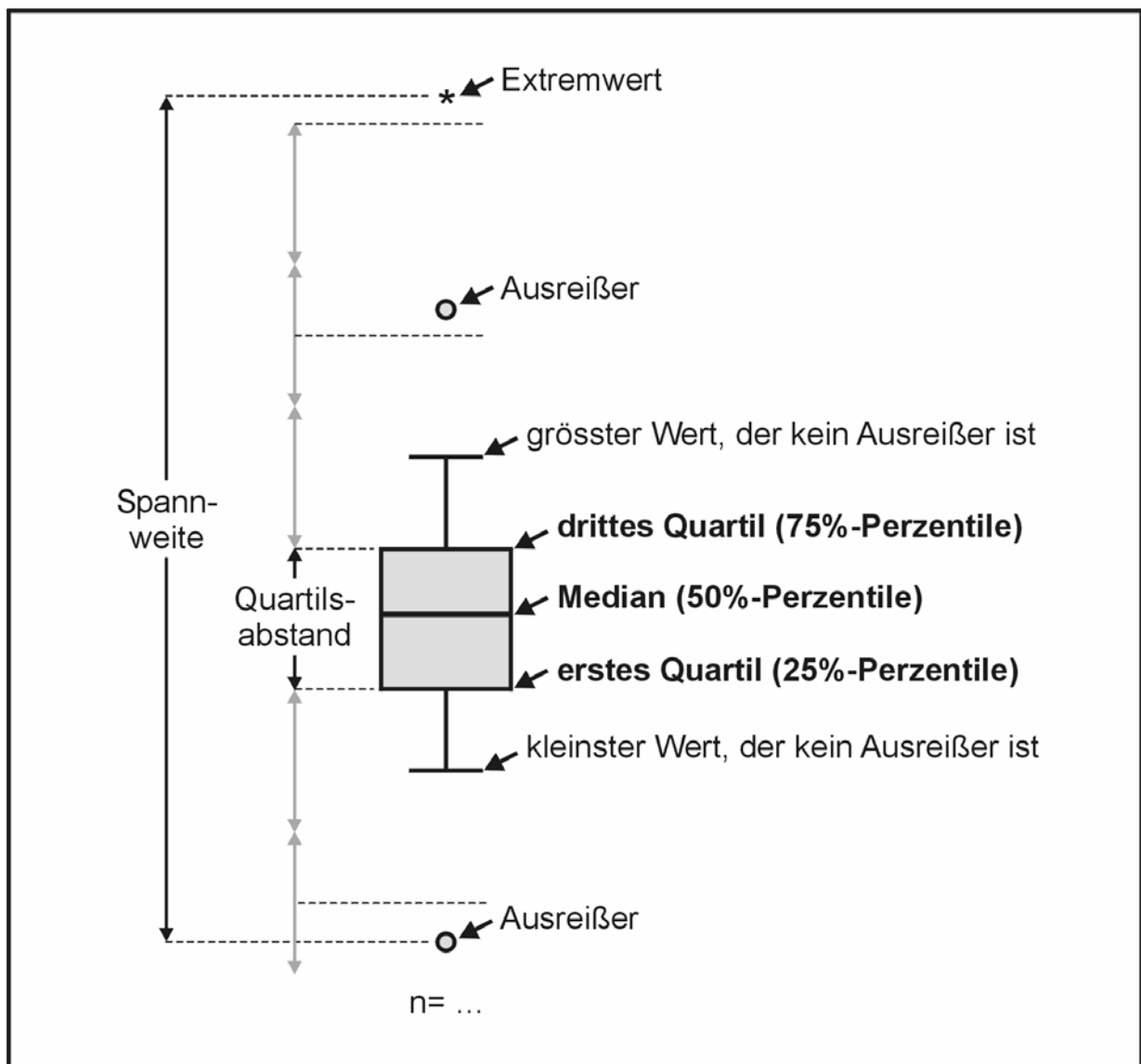
Zur grafischen Darstellung der Ergebnisse wurden in den meisten Fällen sogenannte Box-and-whiskers-Plots verwendet. Zur Charakterisierung einer eindimensionalen Häufigkeitsverteilung werden dabei dargestellt: Median, erstes und drittes Quartil, Ausreißer und Extremwerte, sowie die Streuungsmaße Spannweite und Quartilsabstand (Abb. 2.5.3).

Um die Patientenleistung mit den Leistungen der Kontrollgruppe von 63 Normalpersonen (Hermsdörfer et al. 1996 und 2002) vergleichen zu können, wurden bei den Box-and-whiskers-Plots der Patientenleistungen zusätzlich der 5%-95%-Perzentilenbereich der Kontrollleistungen eingezeichnet, bei Darstellung von Z-Werten entsprechend der Bereich von  $\pm$  zwei Standardabweichungen um den Mittelwert der Kontrollleistungen (vgl. Kapitel 2.5.2).

Bei Vergleichen zwischen Aufgaben wurden drei verschiedenen Patientengruppen zu einer großen Gruppe zusammengefasst. Bei Vergleichen zwischen den Patienten-

gruppen wurden die Z-Werte der verschiedenen Aufgabentypen zusammen betrachtet (die vier „elementaren Bewegungen“, die drei „schnelle Wechsel“ und die vier Zielaufgaben).

**Abb. 2.5.3: Box-and-whiskers-Plot** (schematische Darstellung): Die „Box“ wird durch das erste und das dritte *Quartil* begrenzt, damit liegen 50% der Messergebnisse innerhalb der Box. *Ausreißer* sind Werte, die mehr als eineinhalb Boxlängen (= *Quartilsabstände*) oberhalb des dritten Quartils bzw. unterhalb des ersten Quartils liegen. *Extremwerte* sind Werte, die mehr als drei Boxlängen unter- bzw. oberhalb des ersten bzw. dritten Quartils liegen. Die „*whiskers*“ sind die größten bzw. kleinsten beobachteten Messwerte, die keine Ausreißer sind. Die Spannweite reicht vom kleinsten bis zum größten gemessenen Wert.



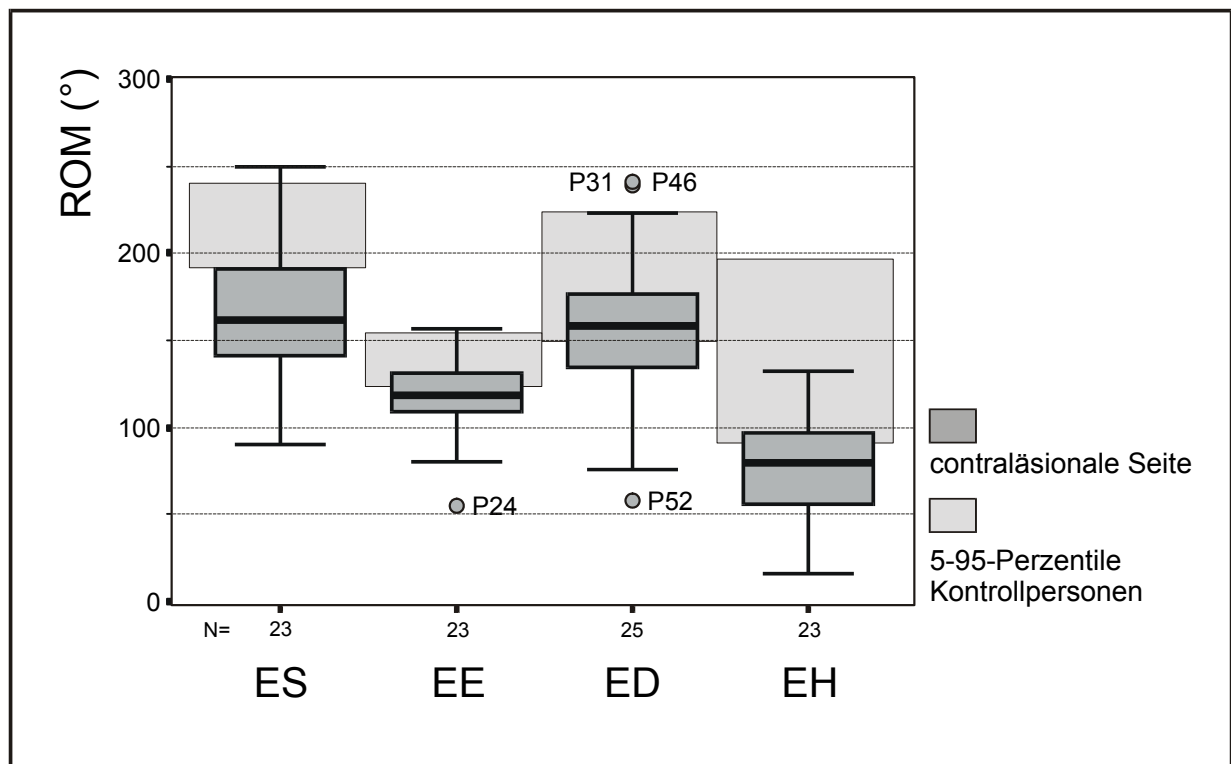
### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Elementare Gelenkbewegungen ES, EE, ED, EH

##### 3.1.1 Maximaler Gelenkspielraum (range of motion, ROM)

Gegenüber den Kontrollpersonen zeigten die Patienten im Schnitt bei allen vier Aufgaben einen reduzierten maximalen Gelenkspielraum, wobei einzelne Patienten durchaus normale Gelenkspielräume aufwiesen (Abb. 3.1.1). Tendenziell schien die Schulter (ES) am stärksten eingeschränkt gewesen zu sein, es bestand jedoch kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Aufgaben (siehe Tab. 3.1.1, Seite 46).

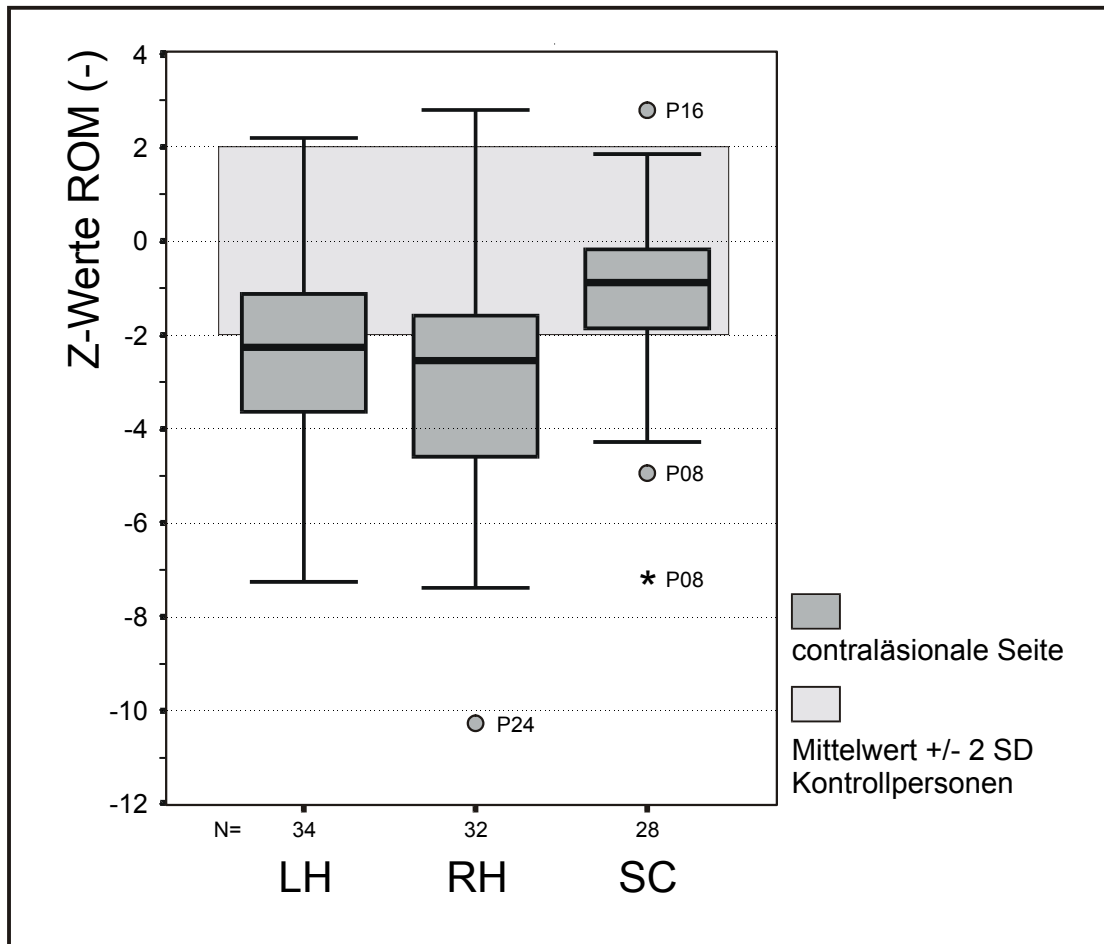
Abb. 3.1.1: Maximale Gelenkwinkel (ROM) bei den vier elementaren Gelenkbewegungen



Im Post-hoc Test war der Unterschied zwischen den Gruppen LH/RH und der Gruppe SC statistisch signifikant (vgl. Tab. 3.1.1, Seite 46 und Abb. 3.1.2). Hier erreichten die Patienten mit Stammhirnläsionen oder zerebellären Läsionen (SC) deutlich größere

Gelenkspielräume als die Patienten der anderen beiden Gruppen (LH und RH). Aber auch bei der Gruppe SC war der durchschnittliche ROM gegenüber den Kontrollen reduziert.

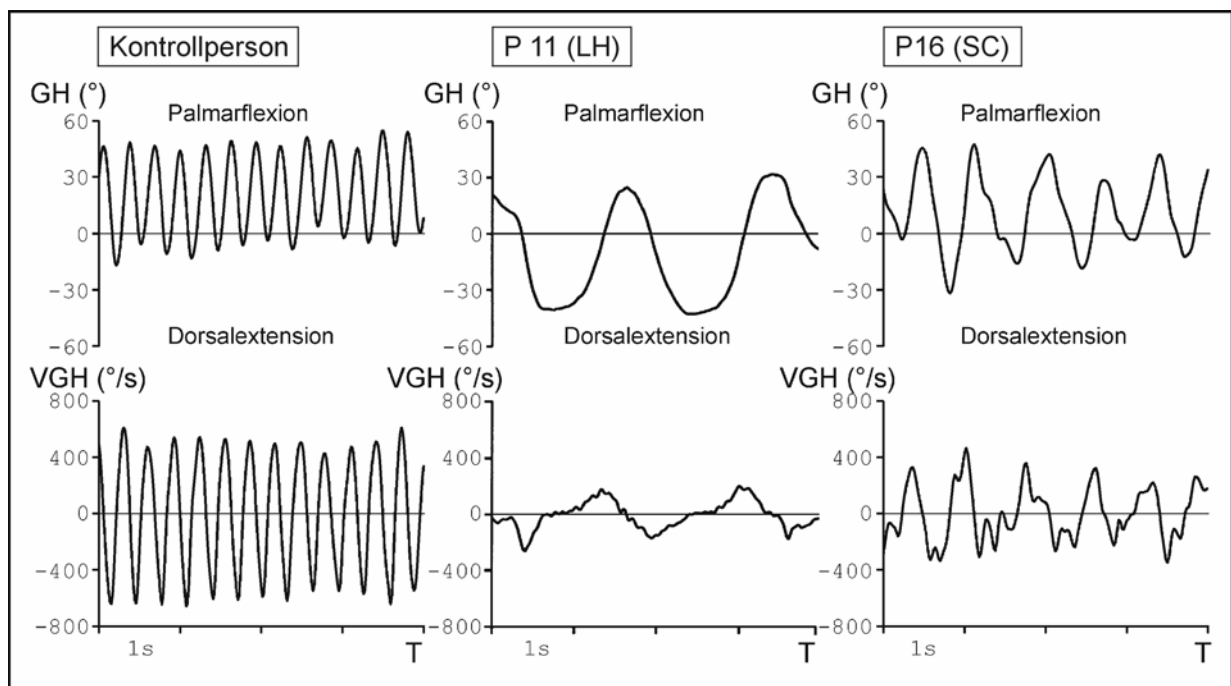
**Abb. 3.1.2:** Z-Werte der maximalen Gelenkwinkel (ROM) in den drei Patientengruppen bei den vier elementaren Gelenkbewegungen ES, EE, ED, EH



### 3.1.2 Repetitive Bewegungen

Beispielhaft für die Aufgabengruppe der elementaren Gelenkbewegungen zeigt die Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden. Leistungen einer Kontrollperson und von zwei Patienten bei der Aufgabe EH (Handgelenk). Dargestellt sind die Änderung des Gelenkwinkels und die dazugehörige Winkelgeschwindigkeit über einen Zeitraum von jeweils vier Sekunden. Die Leistungen unterscheiden sich in mehreren Parametern: z.B. in der *Amplitude* der einzelnen Bewegungen (KP: 51°, P16: 75°, P11: 61°), der *Frequenz* der Bewegung (KP: 3.2 Hz, P11: 0.6 Hz, P16: 1.4 Hz) oder in der Anzahl der *Geschwindigkeitswechsel NIV* pro Bewegung (KP: 1.0, P11: 6.5, P16: 2.8) als Maß für die „Glattheit“ der Bewegungsausführung (vgl. auch Kapitel 1).

**Abb. 3.1.3 Handgelenksflexion/-extension EH:** Gelenkwinkel (GH) und Winkelgeschwindigkeit (VGH) über vier Sekunden. Leistung einer Kontrollperson und von zwei Patienten.



Die Tab. 3.1.2 auf Seite 47 zeigt die Ergebnisse der Patientenleistungen in den wichtigsten Parametern.

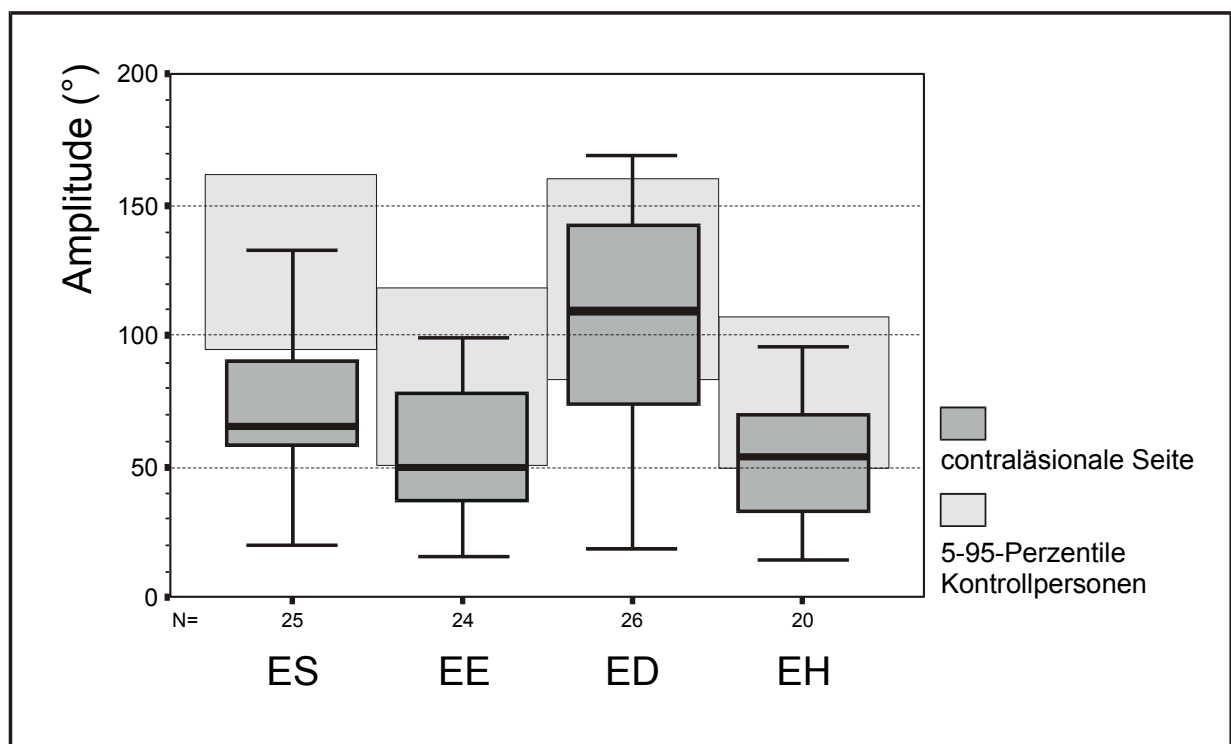


### 3.1.2.1 Vergleich der Aufgaben

#### Amplitude

Die durchschnittliche Amplitude der vier Bewegungen war gegenüber der Norm leicht reduziert, wenn auch ein großer Teil der Patienten normale Bewegungsumfänge erreichte (Abb. 3.1.4, Mittlerer Z-Wert aller 4 Aufgaben  $\Delta G\text{-}z = -1.55$ ). Besonders deutlich war die Amplitude in der Schulter (ES) verringert, sie war signifikant kleiner als bei den übrigen drei Aufgaben (siehe Tab. 3.1.1, Seite 46).

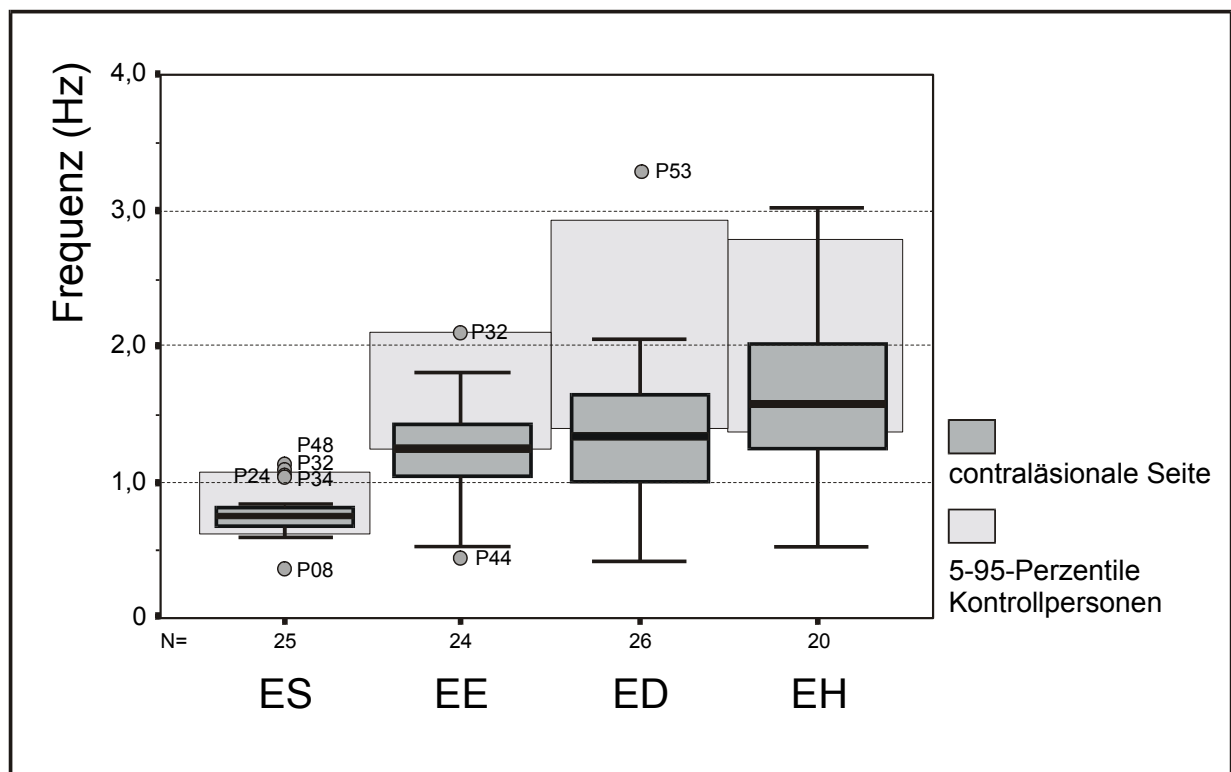
**Abb. 3.1.4:** Amplitude der Einzelbewegungen bei den vier elementaren Gelenkbewegungen



## Frequenz

Die Patienten erreichten im Mittel eine niedrigere Frequenz in der Bewegungsausführung als die Kontrollen (Abb. 3.1.5, Mittlerer Z-Wert Freq-z = -1.1). Es fällt auf, dass die Aufgabe ES in diesem Parameter am wenigsten betroffen war. Fast alle Patienten erreichten hier gleich hohe Frequenzen wie die Kontrollen, während die Frequenzen vor allem bei EE und ED reduziert waren (vgl. Tab. 3.1.1, Seite 46)

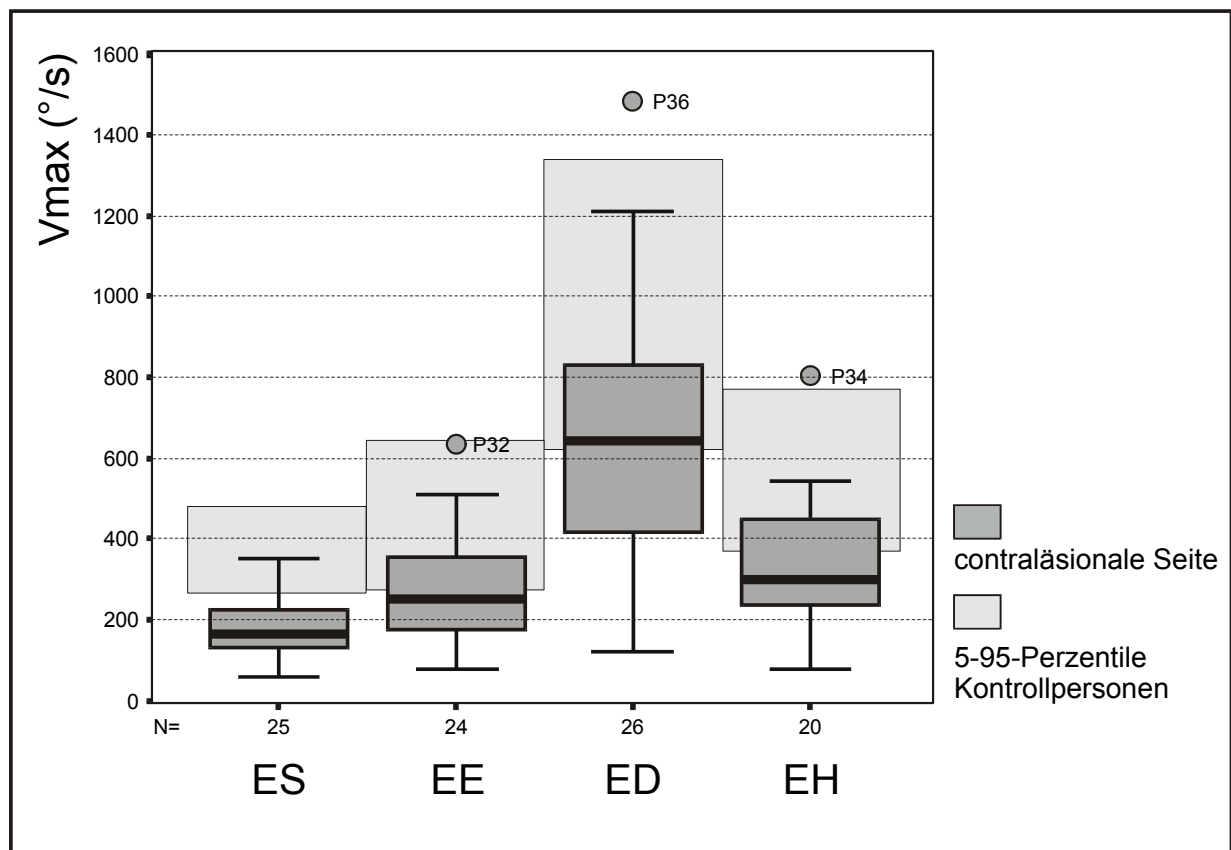
**Abb. 3.1.5:** Frequenz der Einzelbewegungen bei den vier elementaren Gelenkbewegungen



## Maximale Winkelgeschwindigkeit

Die maximalen Winkelgeschwindigkeiten die bei den einzelnen Bewegungen der Patienten auftraten waren deutlich kleiner als bei den Kontrollen (Abb. 3.1.6, Mittlerer Z-Wert  $V_{max-z} = -1.93$ ). Die Aufgabe ES war dabei am stärksten betroffen, deutlich mehr als  $\frac{3}{4}$  der Patienten erreichte nicht die 5-95-Perzentile der Kontrollen. Nicht ganz so groß war die Geschwindigkeitsreduktion bei der Aufgabe EH und noch etwas geringer bei den Aufgaben ED und EE. Der Unterschied zwischen der Aufgabe ES und den anderen drei Aufgaben war statistisch signifikant (Tab. 3.1.1, S. 46).

**Abb. 3.1.6:** Maximale Winkelgeschwindigkeiten  $V_{max}$  bei den vier elementaren Gelenkbewegungen

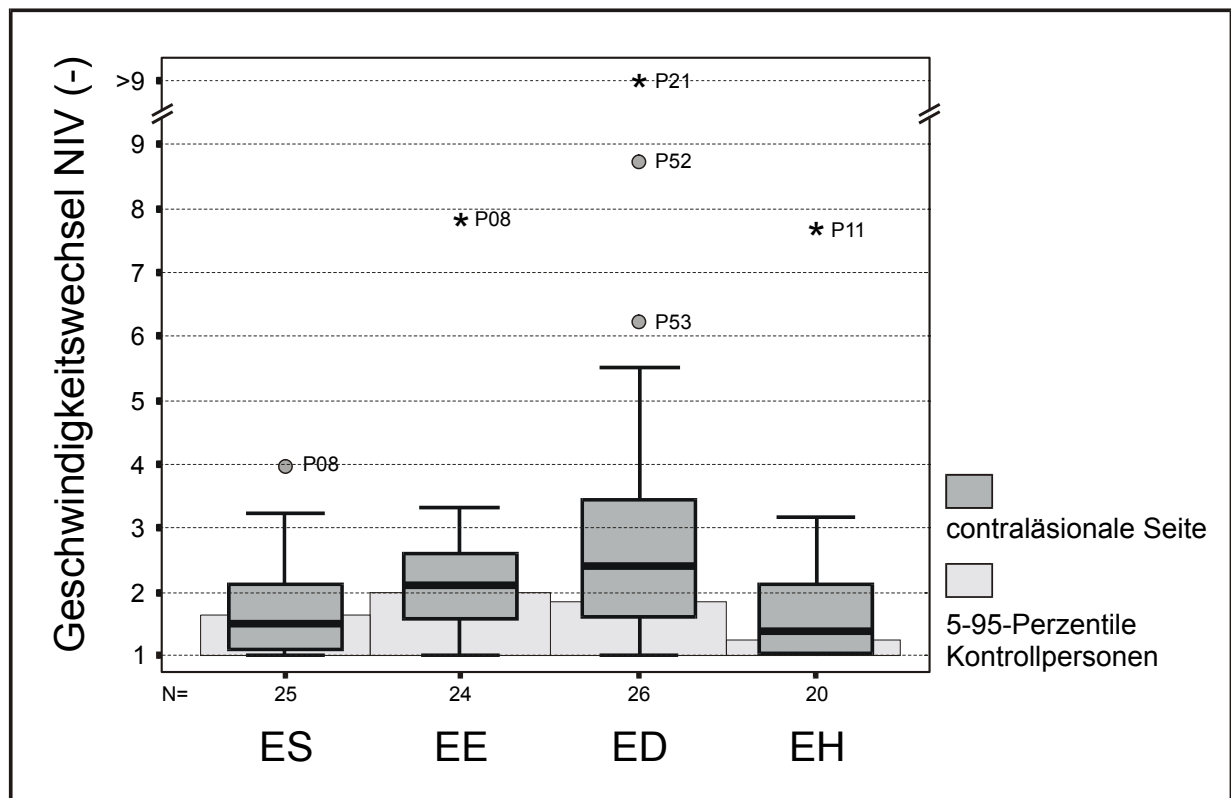


### Geschwindigkeitswechsel (Number of Inversions in Velocity, NIV)

Als Maß für die „Glattheit“ einer Bewegung wurde die Anzahl der Geschwindigkeitswechsel (NIV) pro Bewegungssegment bestimmt (vgl. Kap. 1.2).

Der durchschnittliche NIV-Wert war bei allen vier Aufgaben erhöht (Abb. 3.1.7), wobei der Median bei der Aufgabe ED am weitesten außerhalb der 5-95-Perzentile lag, gefolgt von den Aufgaben EH, EE und ES. Bei der Aufgabe ES lag der Median noch im oberen Normbereich. Unter Berücksichtigung des Normbereiches war die Bewegung in der distalen Extremität (ED und EH) anscheinend etwas mehr gestört als in der proximalen (ES und EE).

**Abb. 3.1.7:** Anzahl der Geschwindigkeitswechsel (NIV) bei den vier elementaren Gelenkbewegungen

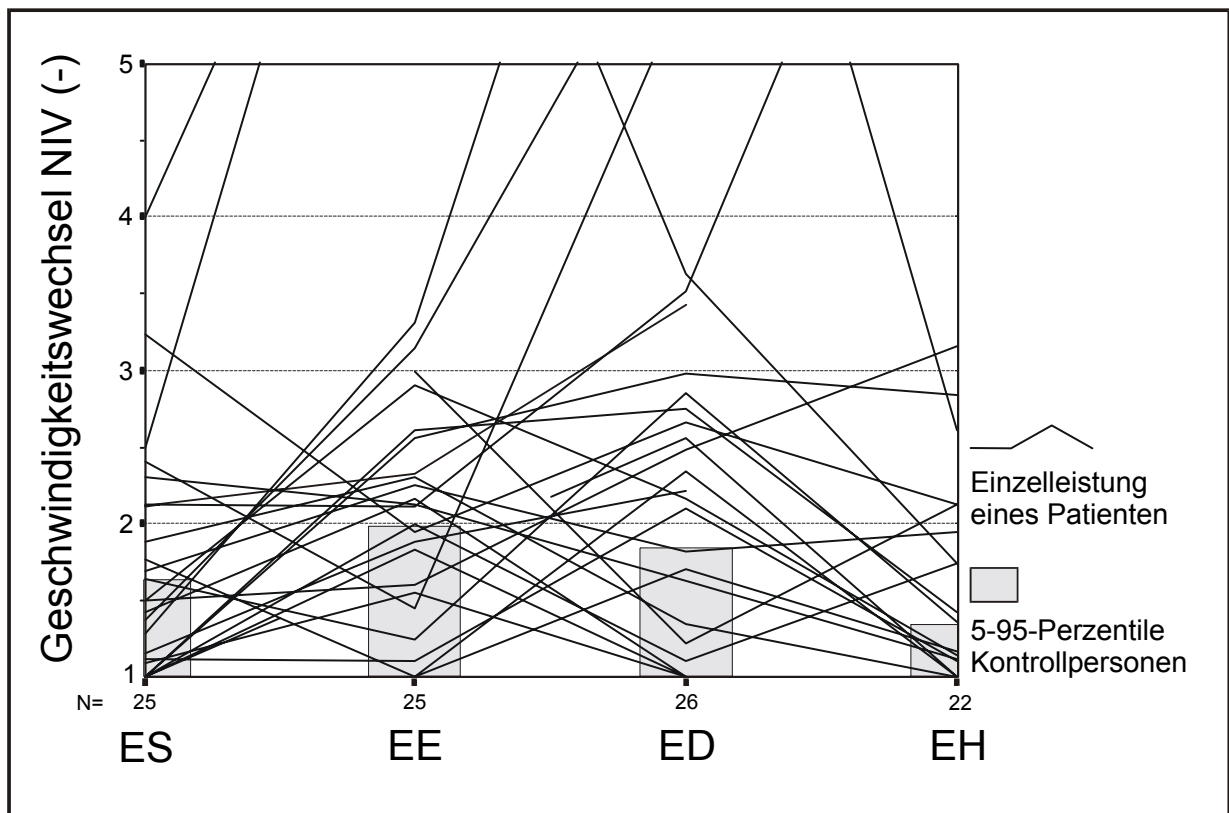


Die Abb. 3.1.8 zeigt die Verknüpfung der Leistungen in den Aufgaben für die einzelnen Patienten. Diese unterscheiden sich individuell darin, welche Aufgabe am meisten betroffen war und wie groß das Ausmaß der Störung war. So gab es Patienten, die nur in einer Aufgabe erhöhte NIV-Werte zeigten und solche bei denen NIV in allen vier Aufgaben erhöht war. Es gab Patienten, bei denen die Aufgabe ES am meisten ge-

stört war, aber genauso auch Patienten, bei denen EE, ED oder EH die größte Störung zeigte. Auch eine Überprüfung anderer Parameter (SD(G), VK(T), V-SYM) zeigte ähnliche Ergebnisse.

Das chaotische Muster deutet darauf hin, dass die Verteilung des Störungsgrades über die Aufgaben nicht einheitlich war, sondern die Aufgaben in individuell unterschiedlichem Maß betroffen waren.

**Abb. 3.1.8:** Geschwindigkeitswechsel (NIV) bei den vier elementaren Gelenkbewegungen, Einzelleistungen der Patienten

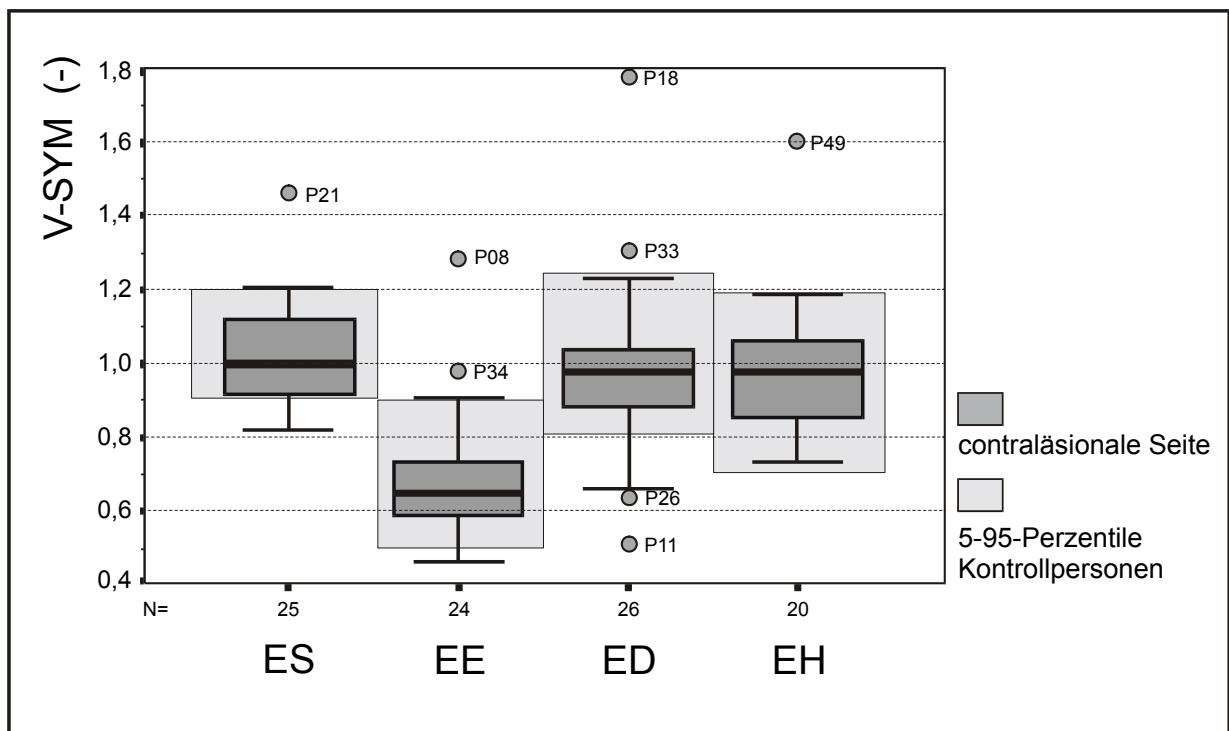


### Geschwindigkeitssymmetrie (V-Sym)

Die Geschwindigkeitssymmetrie errechnete sich aus dem Quotienten der maximalen Geschwindigkeit in Flexionsrichtung (bzw. Pronation, bzw. Anteversion) und Extensionsrichtung (bzw. Retroversion, bzw. Supination).

Bis auf einzelne Ausnahmen lagen die Werte für die Geschwindigkeitssymmetrie innerhalb des Normbereiches (Abb. 3.1.9). Es ließen sich keine generellen Abweichungen zugunsten der Flexion bzw. Pronation bzw. Anteversion oder der Extension bzw. Supination bzw. Retroversion feststellen. Bei vier Patienten war V-Sym in einer der Aufgaben zu deutlich höheren Werten verschoben (höhere Flexions- bzw. Anteversions- bzw. Pronationsgeschwindigkeit), bei zwei in der Aufgabe ED zu deutlich niedrigeren Werten (höhere Supinationsgeschwindigkeit). Derartige Extremwerte fanden sich aber nur jeweils in einer Aufgabe bei individuellen Patienten.

**Abb. 3.1.9:** Geschwindigkeitssymmetrie V-SYM bei den vier elementaren Gelenkbewegungen

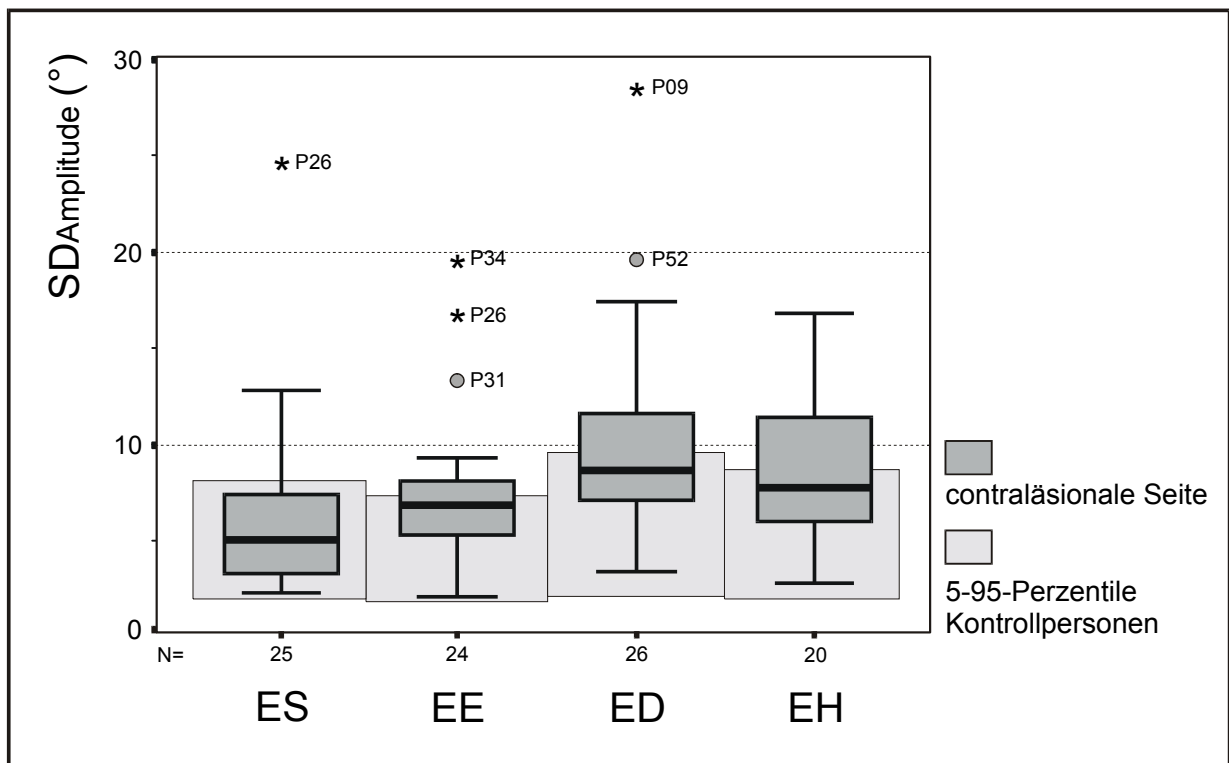


## Räumliche und zeitliche Variabilität

Bei der Ausführung einer Bewegung lassen sich eine räumliche (Amplitude) und eine zeitliche (Bewegungsdauer) Komponente unterscheiden. Um die Patientenleistungen nicht artifiziell zu verschlechtern, wurde für die Amplitude die Standardabweichung (SD) dem Variationskoeffizienten VK (vgl. Kap. 2.5) vorgezogen, da die Amplituden der Bewegungen bei den Patienten gegenüber der Norm verringert waren. Für die Bewegungsdauer wurde der prozentuale Variationskoeffizient VK gewählt, da die Bewegungsdauer der Patienten gegenüber der Norm vergrößert waren.

Der Median der Amplitudenvariabilität SD(G) lag bei allen vier Aufgaben noch im oberen Normbereich, wobei die Variabilität bei der Aufgabe ES am geringsten war (Abb. 3.1.10, mittlerer Z-Wert SD(G)-z = +1.5). Zwischen den einzelnen Aufgaben war allerdings kein statistisch signifikanter Unterschied vorhanden (Tab. 3.1.1, S. 46). Einige Patienten waren deutlich variabler als die Kontrollen, es gab jedoch keinen Patienten, der in allen 4 Aufgaben durchgehend hohe Variabilitäten zeigte.

**Abb. 3.1.10:** Standardabweichung der Amplituden bei den vier elementaren Gelenkbewegungen

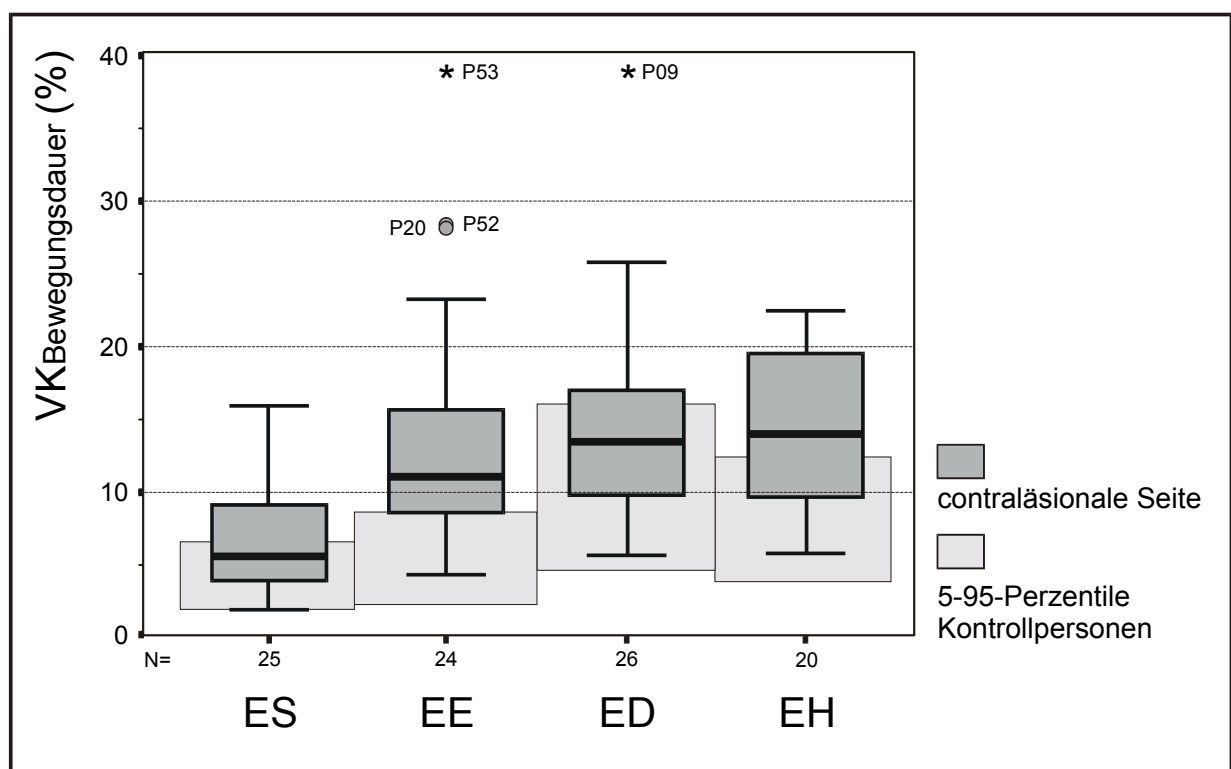


Die Bewegungsdauervariabilität  $VK(T)$  war etwas stärker erhöht als die Amplitudenvariabilität, wobei dieser Unterschied vor allem bei der Aufgabe EE am deutlichsten war. (Abb. 3.1.11, mittlerer Z-Wert  $VK(T)$ -z = + 2.8). Der Unterschied zwischen der Aufgabe EE und den anderen drei Aufgaben war auch statistisch signifikant (Tab. 3.1.1, Seite 46).

Bemerkenswert ist, dass bis auf den Patient P09 in der Aufgabe ED, die Patienten mit besonders großen Amplitudenvariabilitäten nicht ebenso auffallende Bewegungsdauervariabilitäten aufwiesen und umgekehrt. Die Statistik zeigt, dass die beiden Parameter  $SD(G)$  und  $VK(T)$  nur in den Aufgaben ES und ED positiv miteinander korrelierten ( $R = 0.43$ ,  $p = 0.02$  bzw.  $R = 0.59$ ,  $p = 0.001$ ). In der grafischen Darstellung der Daten sah man jedoch, dass dies jeweils nur durch einzelne Ausreißer bedingt war. In den Aufgaben EE und EH bestand keine Korrelation zwischen  $VK(T)$  und  $SD(G)$ .

Es lässt sich daher festhalten, dass die räumliche Variabilität und die zeitliche Variabilität der Bewegungszyklen einer repetitiven Bewegung unabhängig von einander gestört sein können und es sich daher um zwei verschiedene Aspekte bei der Bewegungswiederholung handelt, die getrennt voneinander betrachtet werden müssen.

**Abb. 3.1.11:** Variationskoeffizient der Bewegungsdauer bei den vier elementaren Gelenkbewegungen





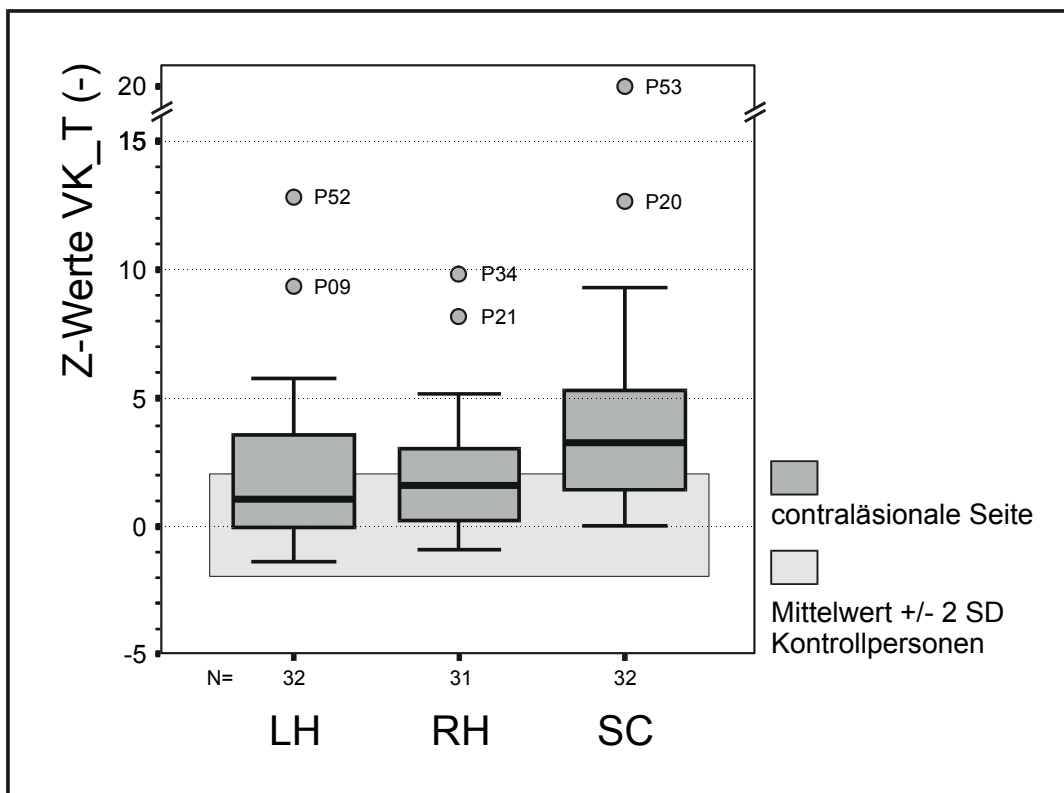
### 3.1.2.2 Vergleich der Gruppen (LH, RH, SC)

Für die Frequenz, Maximalgeschwindigkeit  $V_{max}$ , Geschwindigkeitssymmetrie  $V\text{-Sym}$  und die Amplitudenvariabilität  $SD(G)$  (jeweils Z-Werte) ließen sich keine statistisch signifikanten Unterschiede nachweisen (siehe Tab. 3.1.1, Seite 46). Der Median der Leistungen lag bei allen drei Patientengruppen im oberen bzw. unteren Normbereich der Kontrollgruppe, jeweils zu einer schlechteren Leistung verschoben.

Ein statistisch signifikanter Unterschied bestand jedoch bei der Variabilität der Bewegungsdauer (Abb. 3.1.12, Tab. 3.1.1). Hier war die Variabilität der Bewegungsdauer bei der Gruppe SC erhöht gegenüber den Gruppen LH und RH, zwischen denen kein Unterschied bestand. Im Gruppenmittel war auch die Amplitudenvariabilität besonders bei der Gruppe SC erhöht, aber es wurde keine statistische Signifikanz erreicht.

Ein weiterer statistisch signifikanter Gruppenunterschied bei den repetitiven Bewegungen ließ sich bei der Amplitude feststellen. Die Gruppe SC wies größere Amplituden auf als die anderen beiden Gruppen. Es fanden sich keine statistischen Interaktionen zwischen den Faktoren „Aufgabe“ und „Gruppe“.

**Abb. 3.1.12:** Gruppenvergleich des Variationskoeffizienten der Bewegungsdauer anhand der Z-Werte bei den elementaren Gelenkbewegungen



**Tab. 3.1.1:** Varianzanalyse (ANOVA) der Patientenleistungen bei den elementaren Gelenkbewegungen, unterteilt in Aufgaben und Gruppen: Mittelwerte der Z-Werte, Ergebnis der Varianzanalyse, Post-hoc-Vergleich (Student-Newman-Keuls) und Interaktion zwischen Aufgabe und Gruppe.

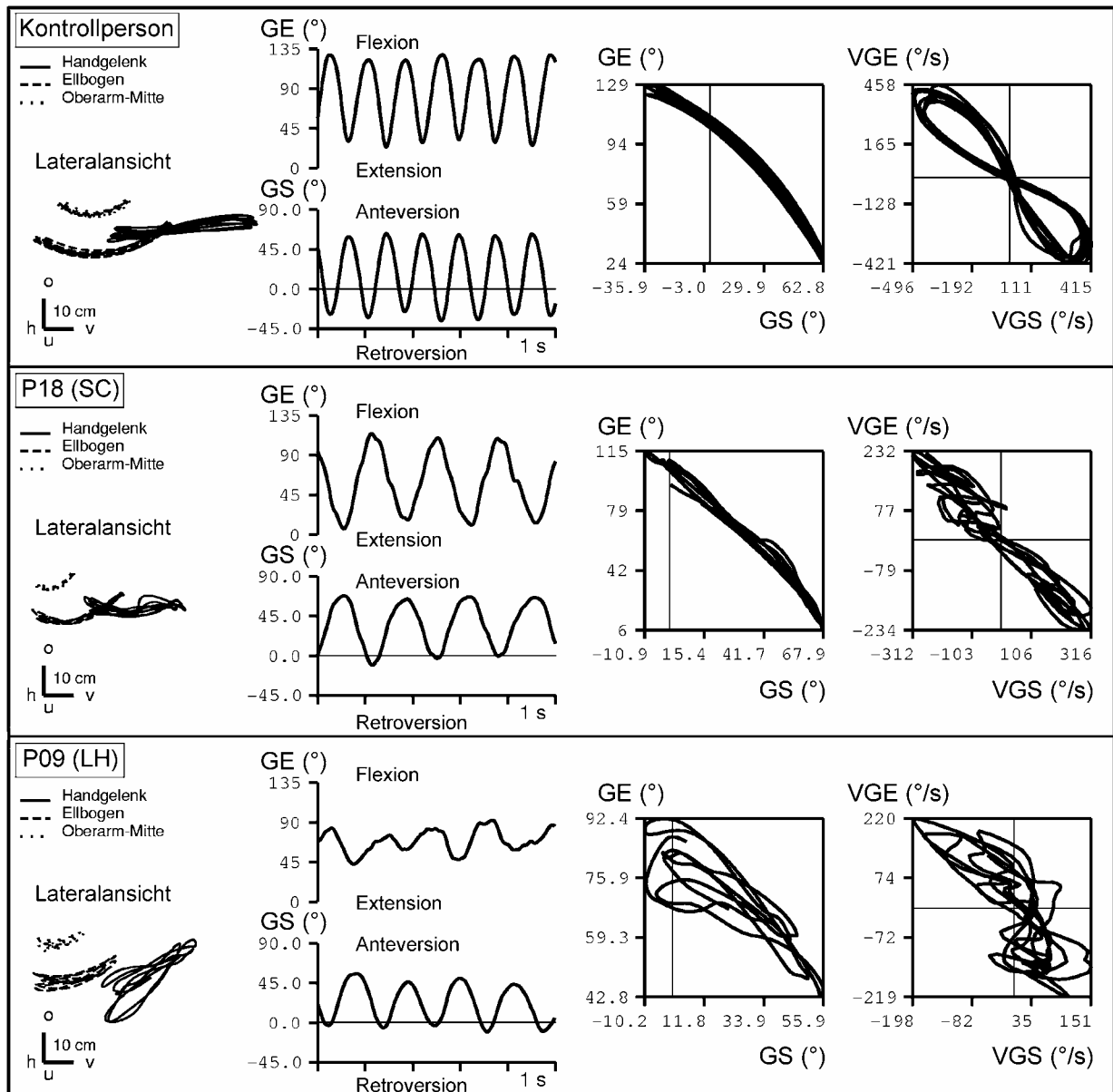
Contraläsionale bzw. mehr betroffene Seite	Elementare Gelenkbewegungen							
	Aufgabe				Gruppe			Interaktion (Aufg/Gru)
	ES (n=25)	EE (n=24)	ED (n=26)	EH (n=20)	LH (n=32)	RH (n=31)	SC (n=32)	
<b>ROM-z</b>	-2.9	-2.6	-1.5	-2.2	-2.5	-3.0	-1.1	n.s.
ANOVA	n.s.				F <sub>2,93</sub> = 6.2, p = 0,003 [SC > LH, RH]			
<b>ΔG-z</b>	-2.8	-1.2	-0.7	-1.5	-1.6	-2.0	-1.1	n.s.
ANOVA	F <sub>3,94</sub> = 10.9, p < 0,001 [ES < EE, ED, EH]				F <sub>2,94</sub> = 3.2, p = 0,044 [SC > LH, RH]			
<b>Freq-z</b>	-0.4	-1.6	-1.4	-1.0	-0.9	-0.9	-1.4	n.s.
ANOVA	F <sub>3,94</sub> = 3.7, p = 0,015 [ES > EE, ED]				n.s.			
<b>Vmax-z</b>	-3.0	-1.7	-1.1	-1.9	-1.8	-2.2	-1.7	n.s.
ANOVA	F <sub>3,94</sub> = 7.3, p < 0,001 [ES < EE, ED, EH]				n.s.			
<b>V-Sym-z</b>	-0.1	-0.4	-0.2	0.3	-0.3	0.2	-0.2	n.s.
ANOVA	n.s.				n.s.			
<b>SD(G)-z</b>	0.9	1.7	1.9	1.5	1.4	1.1	2.0	n.s.
ANOVA	n.s.				n.s.			
<b>VK(t)-z</b>	1.7	4.8	1.7	2.9	2.1	2.1	4.0	n.s.
ANOVA	F <sub>3,94</sub> = 6.0, p = 0,001 [EE > ES, ED, EH]				F <sub>2,94</sub> = 4.3, p = 0,017 [SC > LH, RH]			

**Tab. 3.1.2:** Elementare Gelenkbewegungen, contraläsionale (Gruppe LH und RH) bzw. mehr betroffene (Gruppe SC) Seite: Mittelwerte, Mediane, SD und durchschnittliche Z-Werte für ausgewählte Parameter, nach Aufgaben und Gruppen unterteilt. Bezeichnungen: ES, EE, ED, EH sind die vier „elementaren Bewegungen“; LH, RH, SC sind die drei Patientengruppen (vgl. Kap. 2)

contraläsionale bzw. mehr betroffene Seite	Elementare Gelenkbewegungen											
	ES			EE			ED			EH		
	LH (n=8)	RH (n=9)	SC (n=8)	LH (n=8)	RH (n=8)	SC (n=8)	LH (n=9)	RH (n=9)	SC (n=8)	LH (n=7)	RH (n=5)	SC (n=8)
<b>ROM (°):</b>												
Mittelwert	165.7	146.8	193.0	121.2	107.4	124.1	146.3	147.7	177.9	60.5	70.0	98.5
Median	171.1	150.1	190.7	126.2	115.3	132.2	142.3	153.0	168.6	64.5	76.0	94.5
SD	27.5	37.7	40.2	20.5	24.3	23.2	47.4	47.7	30.7	27.4	35.6	21.2
Z-Wert	-3.0	-4.1	-1.4	-2.2	-3.9	-1.8	-1.9	-1.9	-0.4	-3.0	-2.5	-0.9
<b>Amplitude (°):</b>												
Mittelwert	75.9	65.3	71.6	56.2	55.0	64.9	103.9	87.2	128.9	47.5	48.7	65.6
Median	65.3	64.7	62.3	56.2	47.2	64.5	109.5	78.4	134.9	42.2	48.2	61.6
SD	28.6	28.7	22.6	26.6	24.3	24.1	42.9	45.2	31.3	22.5	30.2	13.9
Z-Wert	-2.6	-3.1	-2.8	-1.3	-1.4	-0.9	-0.8	-1.5	0.3	-1.9	-1.9	-0.8
<b>Frequenz (Hz):</b>												
Mittelwert	0.8	0.8	0.7	1.3	1.3	1.1	1.2	1.3	1.5	1.8	1.8	1.5
Median	0.8	0.8	0.7	1.2	1.4	1.1	1.4	1.2	1.3	1.6	1.8	1.4
SD	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	0.4	0.4	0.6	0.8	0.9	0.5	0.7
Z-Wert	-0.1	-0.1	-1.0	-1.4	-1.2	-2.2	-1.6	-1.6	-1.0	-0.7	-0.7	-1.5
<b>Vmax (°/s):</b>												
Mittelwert	205.0	170.7	169.8	281.4	251.1	293.6	673.1	539.6	788.0	301.9	362.3	369.3
Median	193.8	161.4	157.3	232.6	215.1	283.7	670.8	656.5	748.3	289.1	285.6	375.7
SD	74.3	78.2	68.8	180.4	116.0	143.8	417.0	353.9	316.1	156.2	272.7	120.7
Z-Wert	-2.6	-3.1	-3.1	-1.6	-1.9	-1.5	-1.1	-1.7	-0.5	-2.2	-1.7	-1.7
<b>V-Sym (-):</b>												
Mittelwert	1.0	1.1	1.0	0.6	0.7	0.7	0.9	1.0	1.1	1.1	1.1	0.9
Median	1.0	1.0	1.0	0.7	0.7	0.6	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	0.9
SD	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1	0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.1
Z-Wert	-0.3	0.4	-0.5	-0.8	0.1	-0.4	-0.8	-0.1	0.4	1.0	1.0	-0.3
<b>NIV (-):</b>												
Mittelwert	1.4	1.6	2.0	2.4	1.7	2.8	3.3	3.9	2.2	2.4	1.3	1.9
Median	1.3	1.5	1.6	2.5	1.7	2.1	2.6	2.2	2.2	1.4	1.2	1.9
SD	0.4	0.6	1.1	0.8	0.7	2.1	2.6	4.1	0.9	2.4	0.3	0.8
<b>SD(G) (°):</b>												
Mittelwert	5.5	5.0	8.9	7.0	7.6	8.5	11.2	9.6	9.9	8.2	7.5	9.6
Median	4.9	4.7	7.3	6.0	6.9	7.6	9.6	8.0	8.3	7.7	7.7	7.9
SD	2.3	3.2	6.8	2.9	5.1	3.8	7.1	4.9	4.1	5.6	1.5	4.3
Z-Wert	0.4	0.2	2.2	1.3	1.6	2.1	2.3	1.7	1.8	1.4	1.0	1.9
<b>VK(T) (%):</b>												
Mittelwert	5.4	6.0	7.9	11.7	11.1	19.7	16.9	14.8	13.4	10.8	13.5	17.4
Median	5.1	4.5	8.0	9.8	9.5	15.2	12.2	12.9	14.1	9.7	14.1	18.8
SD	2.8	4.2	2.3	7.7	5.7	10.5	11.2	6.3	2.5	4.7	4.4	5.0
Z-Wert	1.0	1.4	2.7	3.5	3.1	7.9	2.2	1.3	1.2	1.5	2.7	4.3

### 3.2 Gelenkkoordination KS („Sägebewegung“)

**Abb. 3.2.1: Gelenkkoordination KS („Sägebewegung“):** seitliche Projektion, Gelenkwinkel der Schulter (GS) und des Ellbogen (GE), Phasenplots GS/GE und VGS/VGE über einen Zeitraum von 5 Sekunden: grafische Darstellung der Leistung einer Kontrollperson und von zwei Patienten.



Die Abb. 3.2.1 zeigt die Leistung einer Kontrollperson und von zwei Patienten bei der Gelenkkoordinationsaufgabe KS. Dargestellt sind eine seitliche Projektion der drei Marker an Oberarm, Ellbogen und Handgelenk, daneben die zeitlichen Verläufe des Ellbogen- (GE) sowie des Schultergelenkwinkel (GS) über einen Zeitraum von fünf Sekunden. Rechts davon befinden sich zwei sogenannte Phasenplots: Im ersten wird

für jeden Zeitpunkt der Bewegung der Ellbogenwinkel GE und der dazugehörige Schulterwinkel GS dargestellt, im zweiten entsprechend die Winkelgeschwindigkeiten VGE und VGS.

Kennzeichnend für eine normale Bewegungsausführung (Kontrollperson) sind die „Gerade“ im ersten Phasenplot und die „Propellerfigur“ im zweiten Phasenplot. Sie zeugen von hoher Wiederholungsgenauigkeit der einzelnen „Sägebewegungen“ und guter Koordination von Ellbogengelenk und Schultergelenk. Bei den beiden Patienten war die Bewegungsausführung und die Koordination gestört, was sich besonders gut an dem deutlich unregelmäßigen Verlauf der beiden Phasenplots erkennen lässt. Auch in anderen Parameter wie der *Amplitude* der Handgelenksbewegung in Richtung der Sagittalachse (Y1) (**KP**: 46.3cm, **P18**: 31.5cm , **P09**: 26.5cm), *Frequenz* (**KP**: 1.3 Hz, **P18**: 0.8 Hz, **P09**: 0.9 Hz), *Verhältnis der durchschnittlichen Amplituden des Schulterwinkels und des Ellbogenwinkels  $\Delta GS/\Delta GE$*  (**KP**: 1.0, **P18**: 0.7, **P09**: 1.7), *Geschwindigkeitswechsel NIV in Y1* (**KP**: 1.0, **P18**: 2.5, **P09**: 1.5) und die *Variabilitätsmaße SD(G) und VK(T) in Y1* (**KP**: 16.7 mm und 3.6%, **P18**: 12.4 mm und 7.0%, **P09**: 28.0 mm und 6.5%) unterschieden sich die Kontrollperson und die Patienten. Im Falle des Patienten P09 ist gut zu erkennen, dass der Beitrag der Ellbogenbewegung nur sehr gering war mit der Folge, dass die Trajektorie des Handgelenkes nicht horizontal verlief.

### 3.2.1 Bewegungsparameter

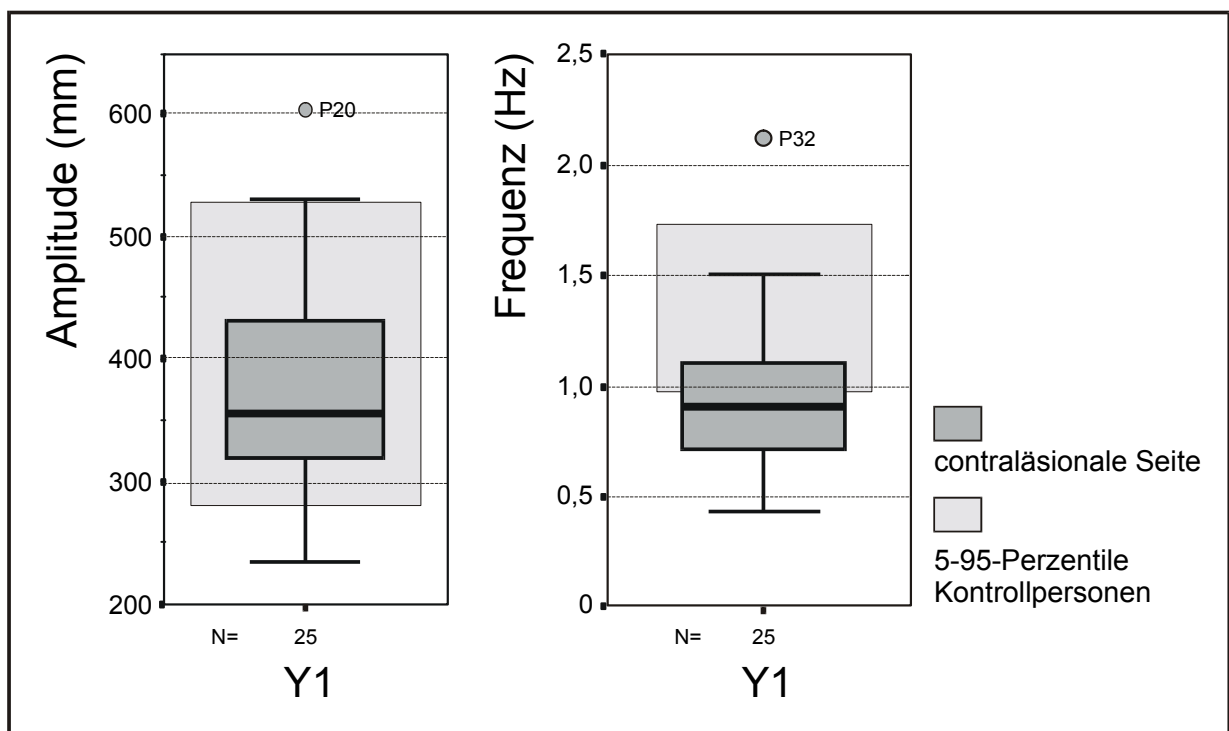
Die Analyse der „Sägebewegung“ KS stützte sich in erster Linie auf die horizontale Vorwärts- und Rückwärtsbewegung des Handgelenkes (Anterior-/Posteriorbewegung Y1). Parallel wurden die beiden Winkel in Schulter (GS) und Ellbogen (GE) analysiert, aus deren koordinierter Bewegung die Handgelenksbewegung (Y1) resultierte (vgl. Kapitel 2.3 und 2.5). Die Ergebnisse der wichtigsten Parameter sind in der Tab. 3.2.2 auf Seite 57 dargestellt.

## Amplitude und Frequenz

Die durchschnittliche Amplitude der Vorwärts- und Rückwärtsbewegung des Handgelenkes (Y1) lag bei den meisten Patienten im Bereich der Kontrollpersonen, nur wenige Patienten zeigten eine kleinere Amplitude (Abb. 3.2.2, mittlerer Z-Wert Y1-z = -0.57, vgl. Tab. 3.2.1, Seite 56). Ein Patient (P20) machte eine Bewegung mit sehr großer Amplitude.

In der Frequenz der Bewegung fällt eine deutliche Verlangsamung der Patienten gegenüber den Kontrollen auf (mittlerer Z-Wert Freq-z = -1.73). Mehr als 50% lagen unterhalb des Normbereiches, nur ein Patient (P32) zeigte dagegen eine sehr hohe Frequenz (Abb. 3.1.1).

**Abb. 3.2.2:** Amplitude und Frequenz der Anterior-/Posteriorbewegung des Handgelenkes bei der Aufgabe KS („Sägebewegung“)



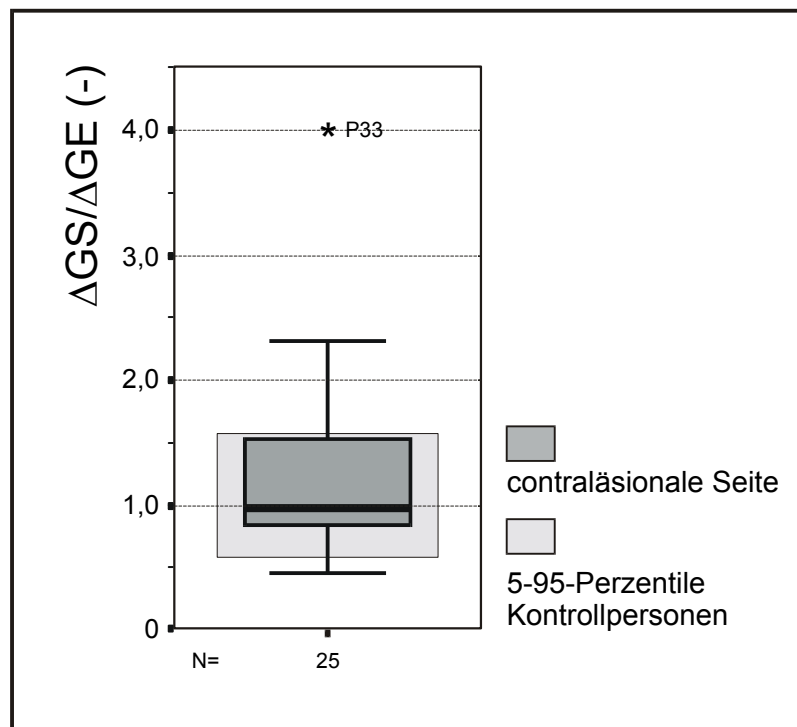
## Maximale Geschwindigkeit

Auch in der maximalen Geschwindigkeit  $V_{max}$  war der Unterschied zwischen Kontrollpersonen und Patienten deutlich ausgeprägt (keine Abbildung, mittlerer Z-Wert  $V_{max}$ -z = -1.63, vgl. Tab. 3.2.1, Seite 56.). Weniger als 50% der Patienten erreichten gleiche durchschnittliche Maximalgeschwindigkeiten wie die Kontrollpersonen.

## Verhältnis der Amplituden in Schulter und Ellbogen

Das Verhältnis der durchschnittlichen Amplituden des Schulterwinkels und des Ellbogenwinkels  $\Delta GS/\Delta GE$  (Abb. 3.2.3) lag bei etwa  $\frac{3}{4}$  der Patienten im Normbereich. Etwa  $\frac{1}{4}$  der Patienten zeigten einen höheren  $\Delta GS/\Delta GE$ -Wert, d.h. bei ihnen überwog der Beitrag der Schulterbewegung gegenüber der Bewegung im Ellbogengelenk. Der Patient P33 zeigte eine vierfach größere Amplitude in der Schulterbewegung als in der Ellbogenbewegung. Dieses Winkelverhältnis macht eine Horizontalbewegung des Handgelenkes unmöglich, es führt zu einer nach oben orientierten Bewegung des Handgelenkes (vgl. auch P09 in Abb. 3.2.1, Seite 48).

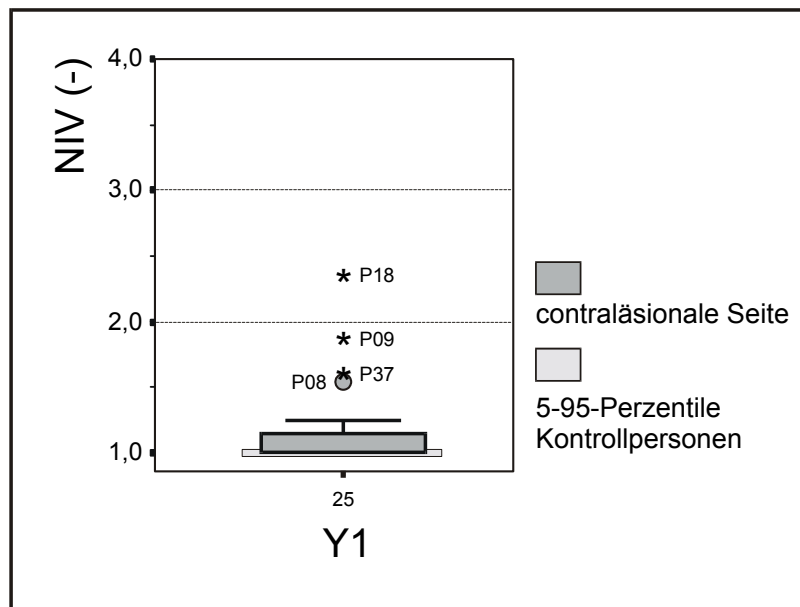
**Abb. 3.2.3:** Mittleres Verhältnis der Amplituden  $\Delta GS/\Delta GE$  bei der Gelenkkoordination KS



## Geschwindigkeitswechsel

Die Kontrollpersonen zeigten fast ausnahmslos einen durchschnittlichen NIV-Wert von 1.0, der dem Idealwert entspricht. Die Handgelenksbewegung war also durch ein einipfliges Geschwindigkeitsprofil geprägt. Dagegen zeigten eine Reihe von Patienten einen erhöhten durchschnittlichen NIV-Wert. Aber auch mehr als die Hälfte der Patienten erreichten den Idealwert 1.0 (Median = 1.0). (Abb. 3.2.4)

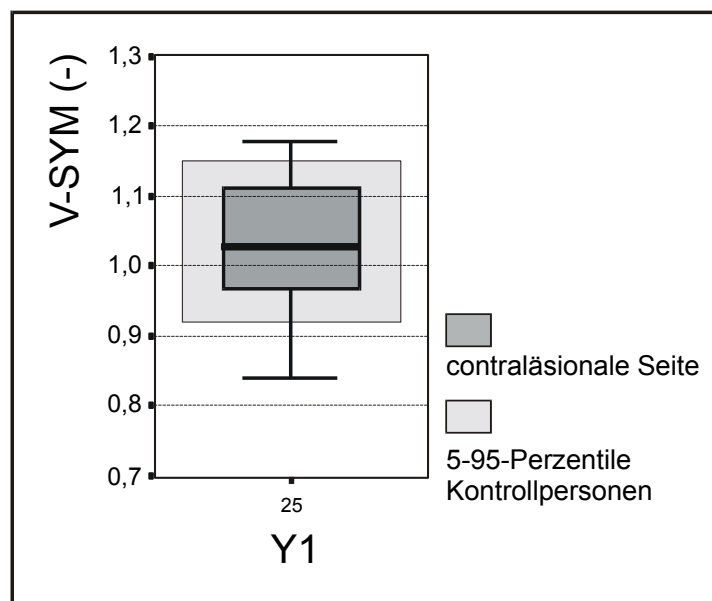
**Abb. 3.2.4:** Geschwindigkeitswechsel der Handgelenksbewegung bei der Aufgabe KS



### Geschwindigkeitssymmetrie

Die Geschwindigkeitssymmetrie der Handgelenksbewegung (anterior vs. posterior) bei den Patienten unterschied sich nicht von der bei Kontrollpersonen (Abb. 3.2.5): Der Median lag nahe bei 1.0 (gleiche Geschwindigkeit bei Bewegung nach anterior und nach posterior) mit einem leichten Überwiegen der Geschwindigkeit bei der Bewegung nach anterior, wie auch bei den Kontrollen. Nur bei wenigen Patienten lag der V-SYM-Wert außerhalb der 5-95-Perzentile der Kontrollpersonen.

**Abb. 3.2.5:** Geschwindigkeitssymmetrie der Handgelenksbewegung bei der Aufgabe KS

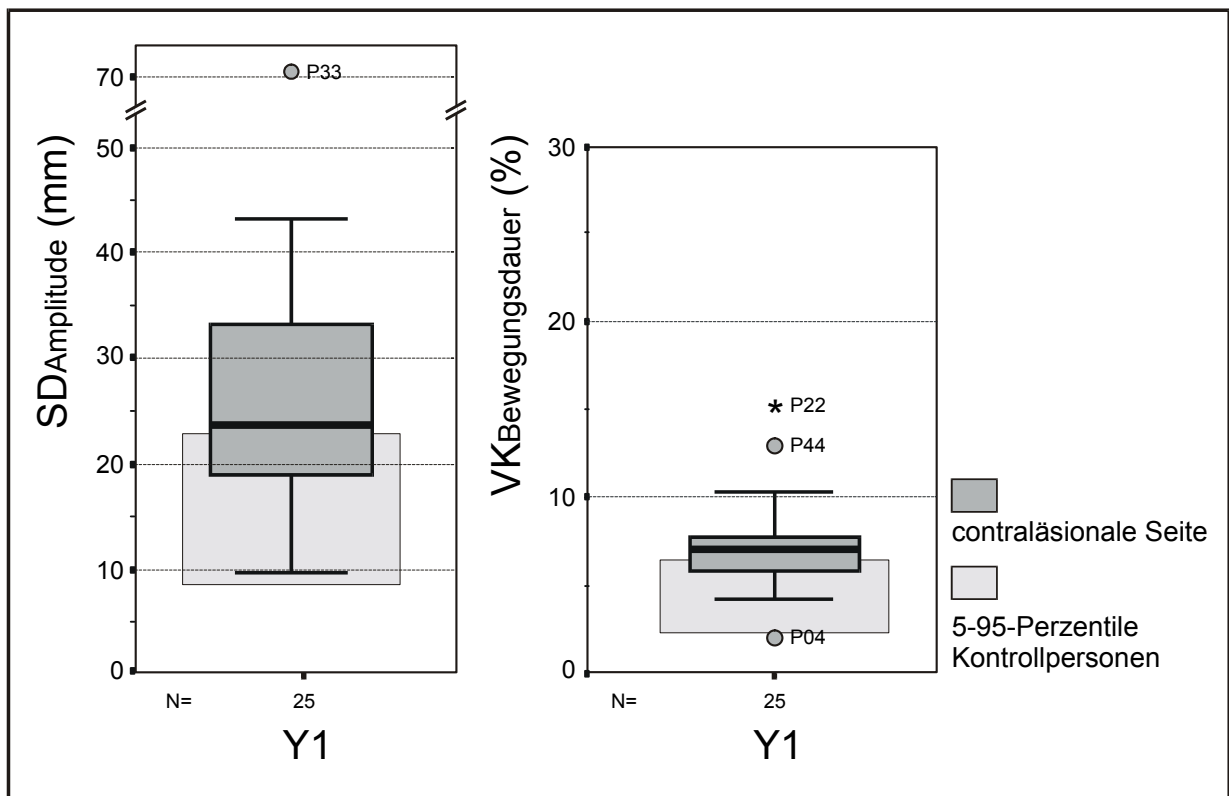




### Räumliche und Zeitliche Variabilität

Sowohl in der räumlichen wie auch in der zeitlichen Variabilität zeigten mehr als die Hälfte der Patienten Werte außerhalb des Normbereiches (mittlere Z-Werte SD(G)-z = 1.9; VK(T) = 2.0). Patienten waren also sowohl in der Amplitudenvariabilität SD(Amplitude) wie auch bei der Bewegungsdauervariabilität VK(Bewegungsdauer) variabler als die Kontrollpersonen. Es bestand jedoch keine Korrelation zwischen der räumlichen und zeitlichen Variabilität ( $p > 0.2$ ), d.h. dass Patienten mit hoher Amplitudenvariabilität nicht unbedingt eine hohe Bewegungsdauervariabilität aufwiesen bzw. umgekehrt (Abb. 3.2.6).

**Abb. 3.2.6:** räumliche und zeitliche Variabilität SD(Amplitude) & VK(Bewegungsdauer) der Handgelenksbewegung bei der Aufgabe KS



### 3.2.2 Vergleich der Gruppen (LH, RH, SC)

Für die Z-Werte der Amplitude  $\Delta Y1$ , des Verhältnis der durchschnittlichen Amplituden des Schulterwinkels und des Ellbogenwinkels  $\Delta GS/\Delta GE$ , der Geschwindigkeitssymmetrie V-Sym und der Bewegungsdauervariabilität SD(Y1) ließen sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Patientengruppen nachweisen (siehe Tab.

3.2.1 auf Seite 56). Der Median der Leistungen lag bei allen drei Patientengruppen im oberen bzw. unteren Normbereich der Kontrollgruppe.

Der deutlichste Unterschied bestand bei der Bewegungsfrequenz, hier wies die Gruppe SC signifikant niedrigere Bewegungsfrequenzen als die Gruppe LH auf. Bei der Maximalgeschwindigkeit erreichte die Gruppe RH niedrigere Maximalgeschwindigkeiten als Gruppe LH, wobei die Gruppe RH auch tendenziell niedrigere Amplituden aufwies. Die mittlere Amplitudenvariabilität  $SD(G)$  der Gruppe SC war gleich groß wie die der Gruppe RH und höher als die der Gruppe LH, jedoch war nur der Unterschied zwischen den Gruppen SC und der Gruppe LH signifikant (vgl. Tab. 3.2.1, Seite 56).

### **3.2.3 Vergleich der Einzelbewegungen (ES und EE) mit KS**

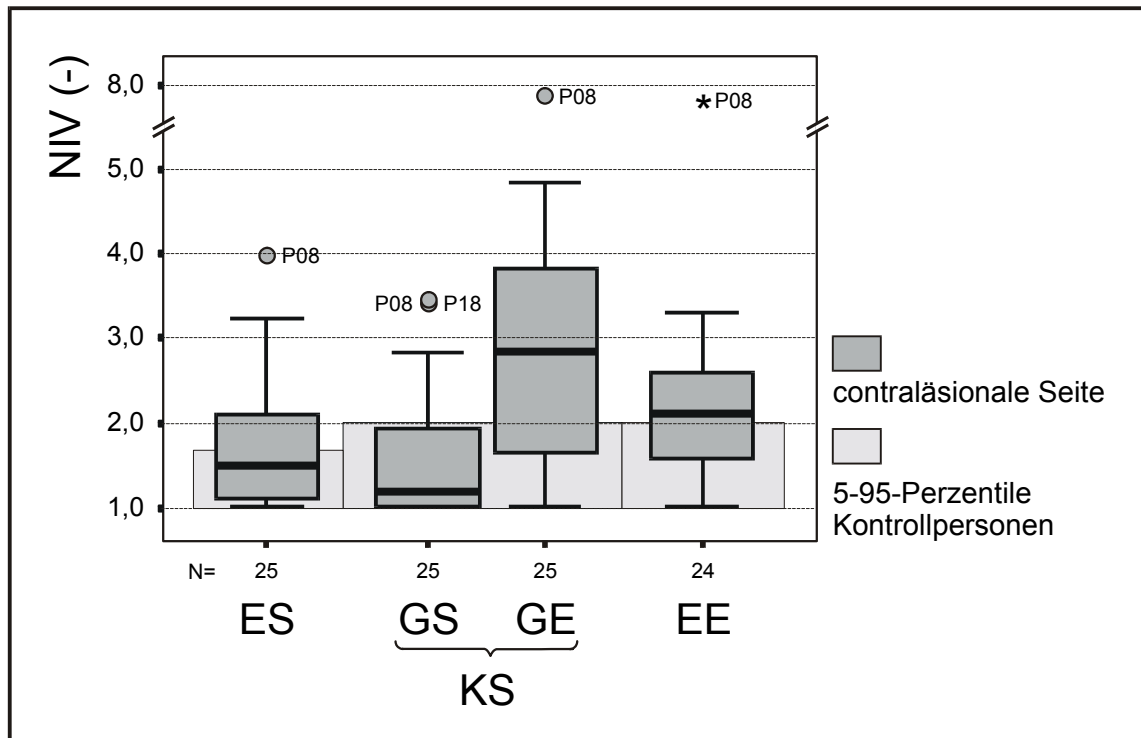
Die „Sägebewegung“ war dadurch gekennzeichnet, dass zwei Einzelgelenksbewegungen, die in Schulter und Ellbogen, koordiniert erfolgen sollten. In der Aufgaben- gruppe der repetitiven Bewegungen waren die beiden Bewegungen unabhängig voneinander untersucht worden (ES und EE). Da es die Analyse der Aufgabe KS auch möglich machte, jeweils nur die Ellbogen- bzw. Schulterbewegung zu betrachten, war eine interessante Fragestellung, ob Unterschiede zwischen der Bewegung in Schulter bzw. Ellbogen als Einzelgelenkbewegung (ES und EE) und der Bewegung im Rahmen der Koordinationsaufgabe KS bestanden.

Bei der Ellbogenbewegung wurden zwischen der Einzelbewegung EE und der Sägebewegung KS keine Unterschiede gefunden, bis auf eine im Vergleich zur Norm erhöhten zeitlichen Variabilität  $VK(T)$  bei der Einzelbewegung (keine Abbildung, vgl. Tab. 3.2.1, Seite 56).

Im Vergleich zur Norm war die mittlere Amplitude und Maximalgeschwindigkeit der Schultergelenksbewegung bei den Patienten weniger stark erniedrigt im Rahmen der Koordinationsaufgabe. Dagegen war die mittlere Frequenz und die Amplitudenvariabilität der Schultergelenksbewegung im Rahmen der Koordinationsaufgabe gegenüber der Norm stärker erhöht (vgl. Tab. 3.2.1, Seite 56).

Betrachtet man die mittleren Geschwindigkeitswechsel NIV (Abb. 3.2.7), fällt auf, dass tendenziell weniger Geschwindigkeitswechsel bei der Schulterbewegung im Rahmen der Koordinationsaufgabe als bei der Einzelgelenksbewegung auftraten. Im Gegensatz dazu traten mehr Geschwindigkeitswechsel bei der Ellbogenbewegung im Rahmen der Koordinationsaufgabe als bei der Einzelbewegung auf.

**Abb. 3.2.7:** Vergleich der Gelenkbewegung in Schulter (GS) und Ellbogen (GE), Einzelbewegung vs. Koordinationsbewegung: NIV-Werte bei ES, EE und KS



**Tab. 3.2.1:** Links: Varianzanalyse (ANOVA) der Patientenleistungen bei der Gelenkkoordination unterteilt in Gruppen: Mittelwerte der Z-Werte, Ergebnis der Varianzanalyse, Post-hoc-Vergleich (Student-Newman-Keuls). Rechts: t-Test beim Vergleich der Ellbogen- und Schultergelenkwinkel bei der Einzelbewegung (ES und EE) mit der Gelenkkoordination (KS): Mittelwerte der Z-Werte Ergebnis des t-Test, Post-hoc-Vergleich (Student-Newman-Keuls).

contraläsionale bzw. mehr betroffene Seite	Gelenkkoordination („Sägebewegung“)			Vergleich Einzelbewegung mit Gelenkkoordination			
	Gruppe			Schulterwinkel		Ellbogenwinkel	
	Y1			GS		GE	
	LH (n=9)	RH (n=9)	SC (n=7)	ES (n=25)	KS (n=25)	EE (n=25)	KS (n=25)
<b>ΔG-z</b>	-0.7	-1.0	0.0	-2.9	-0.7	-1.3	-0.8
ANOVA / t-Test	n.s.			t= 8.5, p < 0.001		n.s.	
<b>Freq-z</b>	-1.0	-1.7	-2.5	-0.4	-1.7	-1.6	-1.6
ANOVA / t-Test	F <sub>2,74</sub> = 6.5, p = 0,003 [SC < LH]			t= -6.5, p > 0.001		n.s.	
<b>Vmax-z</b>	-1.0	-2.1	-1.8	-3.0	-1.6	-1.8	-1.4
ANOVA / t-Test	F <sub>2,74</sub> = 3.5, p = 0,037 [RH < LH]			t = 8.3, p > 0.001		n.s.	
<b>ΔGS/ΔGE-z</b>	0.4	1.3	0.6	-	-	-	-
ANOVA / t-Test	n.s.			-		-	
<b>V-Sym-z</b>	0.2	-0.1	0.1	-	-	-	-
ANOVA / t-Test	n.s.			-		-	
<b>SD(Y1)-z</b>	1.0	2.4	2.4	0.5	1.8	1.5	1.4
ANOVA / t-Test	F <sub>2,74</sub> = 3.2, p = 0,048 [SC > LH]			t = 2.7, p = 0.012		n.s.	
<b>VK(t)-z</b>	1.4	2.3	2.3	1.6	2.1	4.8	1.7
ANOVA / t-Test	n.s.			n.s.		t = -2.7, p = 0.013	

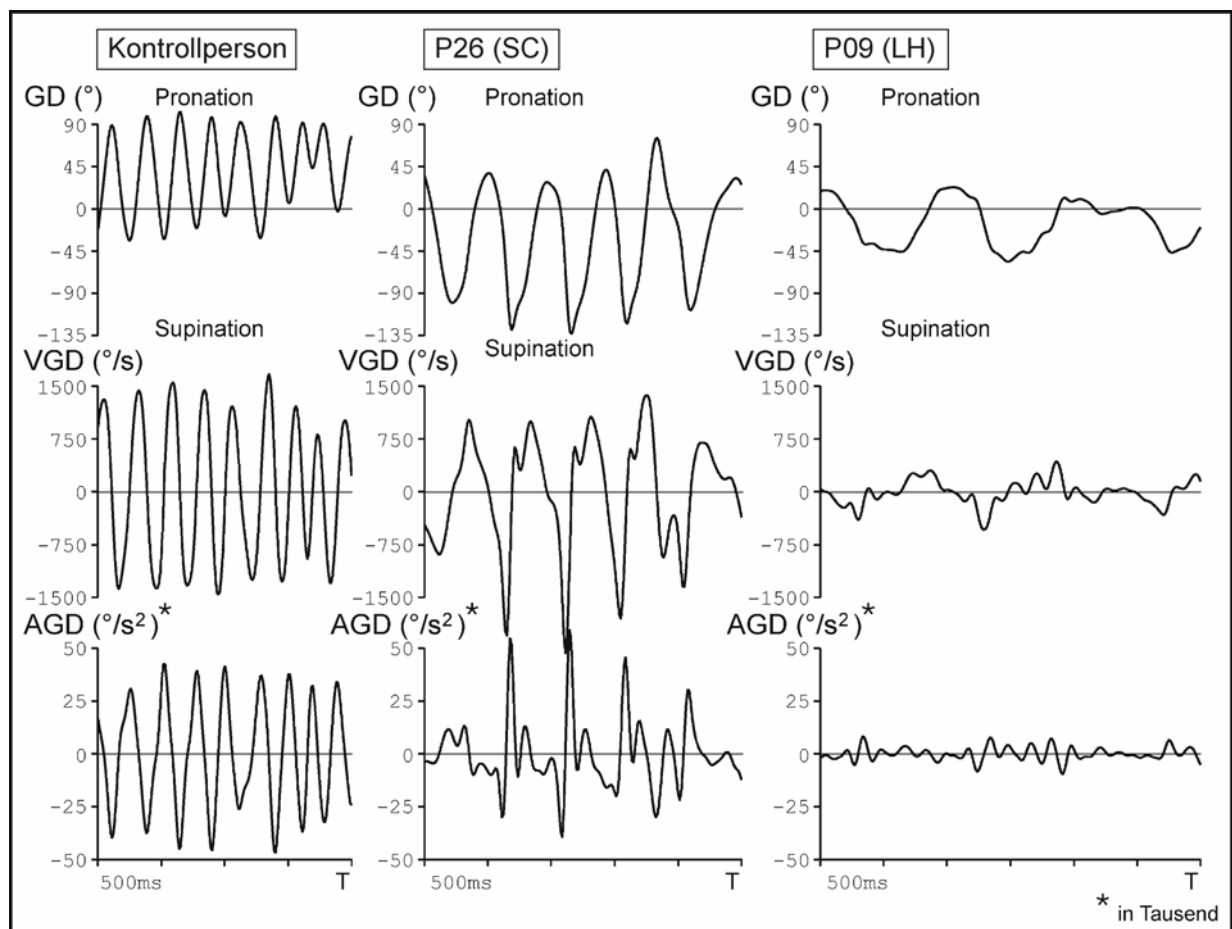
**Tab. 3.2.2: Gelenkkoordination, contraläsionale bzw. mehr betroffene Seite:** Mittelwerte, Mediane und durchschnittliche Z-Werte ausgewählter Parameter, nach Dimension (Y1 = Vor- und Rückwärtsbewegung des Handgelenkes, GS = Schultergelenkwinkel, GE = Ellbogengelenkwinkel) und Gruppen (LH, RH, SC) unterteilt.

contraläsionale bzw. mehr betroffene Seite	Gelenkkoordination („Sägebewegung“)								
	Y1 (Handgelenk)			GS (Schulter)			GE (Ellbogen)		
	LH (n=9)	RH (n=9)	SC (n=7)	LH (n=9)	RH (n=9)	SC (n=7)	LH (n=9)	RH (n=9)	SC (n=7)
<b>Amplitude</b> (mm, °):									
Mittelwert	369.2	339.2	408.0	65.8	61.7	76.6	72.2	52.1	68.5
Median	359.2	317.5	372.9	66.2	59.8	77.8	72.8	57.4	67.5
SD	63.2	97.4	103.9	11.3	16.5	14.2	31.9	16.3	21.8
Z-Wert	-0.6	-0.7	0.4	-0.9	-1.0	0.1	-0.5	-1.3	-0.4
<b>Frequenz</b> (Hz):									
Mittelwert	1.1	0.9	0.8						
Median	1.0	0.9	0.7						
SD	0.4	0.3	0.3						
Z-Wert	-1.0	-1.8	-2.5						
<b>Vmax</b> (mm/s, °/s):									
Mittelwert	1392.8	1076.6	1120.4	258.7	199.0	229.1	321.9	187.4	217.2
Median	1506.3	1054.4	993.7	276.9	191.7	198.8	347.7	170.3	172.8
SD	440.3	462.2	484.7	91.6	71.6	123.6	185.2	65.0	131.3
Z-Wert	-1.4	-2.4	-2.1	-1.1	-1.9	-1.5	-0.5	-2.0	-1.7
<b>GSGE</b> (-):									
Mittelwert	1.2	1.4	1.2						
Median	0.9	1.1	1.1						
SD	0.7	1.0	0.4						
Z-Wert	0.4	1.3	0.6						
<b>V-Sym</b> (-):									
Mittelwert	1.1	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	0.8	0.8	0.9
Median	1.1	1.1	1.0	1.1	1.0	1.0	0.8	0.9	0.8
SD	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1
Z-Wert	1.1	-0.7	-0.4	0.4	0.5	0.6	-0.9	-0.3	0.1
<b>NIV</b> (-):									
Mittelwert	1.1	1.1	1.3	1.4	1.5	1.9	2.4	2.8	3.9
Median	1.0	1.0	1.0	1.2	1.2	1.1	1.9	2.8	3.5
SD	0.3	0.2	0.5	0.4	0.7	1.1	1.4	1.0	2.1
<b>SD(G)</b> (mm, °):									
Mittelwert	20.9	30.0	28.5	4.8	6.0	6.9	6.9	9.6	8.7
Median	20.1	23.6	23.9	4.6	6.1	6.5	7.2	10.6	7.3
SD	8.0	16.8	9.7	0.7	2.6	3.6	3.0	3.8	6.5
Z-Wert	1.3	3.4	3.1	1.0	2.0	2.7	0.6	1.9	5.5
<b>VK(T)</b> (%):									
Mittelwert	6.2	7.8	8.4	7.2	7.9	8.8	10.9	14.9	11.2
Median	5.9	7.3	7.6	7.6	7.1	7.9	9.0	12.8	10.2
SD	2.0	3.1	2.8	1.9	3.2	3.1	6.4	10.8	2.8
Z-Wert	1.5	2.6	3.0	1.6	2.0	2.6	1.2	2.4	1.3

### 3.3 „Schnelle Wechselbewegungen“ SD, SH, SZ

Die Abb. 3.3.1 zeigt beispielhaft für den Aufgabentyp der „schnellen Wechselbewegungen“ die Leistung einer Kontrollperson und von zwei Patienten bei der Aufgabe SD (schnelle Pro- und Supination). Dargestellt sind die zeitlichen Verläufe des Winkels GD (vgl. Kap. 2.3 Abb. 2.3.5), der dazugehörigen Winkelgeschwindigkeit VGD und Winkelbeschleunigung AGD. Bewegungsparameter wie *Frequenzen* (**KP**: 4.2 Hz, **P26**: 2.0 Hz, **P09**: 1.4 Hz), *Geschwindigkeitswechsel NIV* (**KP**: 1.0, **P26**: 1.5, **P09**: 4.1) oder *Symmetrie* der Geschwindigkeiten bei Pronation bzw. Supination (**KP**: 1.0, **P16**: 0.6, **P09**: 1.1) unterschieden sich z.T. deutlich voneinander. Bei beiden Patienten war die Frequenz erniedrigt. Bei P26 (zerebelläre Läsion) waren die Amplitude und die Maximalgeschwindigkeit gegenüber der Kontrolle sogar erhöht, bei P09 (Mediainfarkt links) hingegen stark reduziert.

**Abb. 3.3.1: Schnelle Pro- und Supination SD:** Gelenkwinkel (GD), Winkelgeschwindigkeit (VGD) und Winkelbeschleunigung (AGD) über einen Zeitraum von 2-3 Sekunden. Leistung einer Kontrollperson und von zwei Patienten.



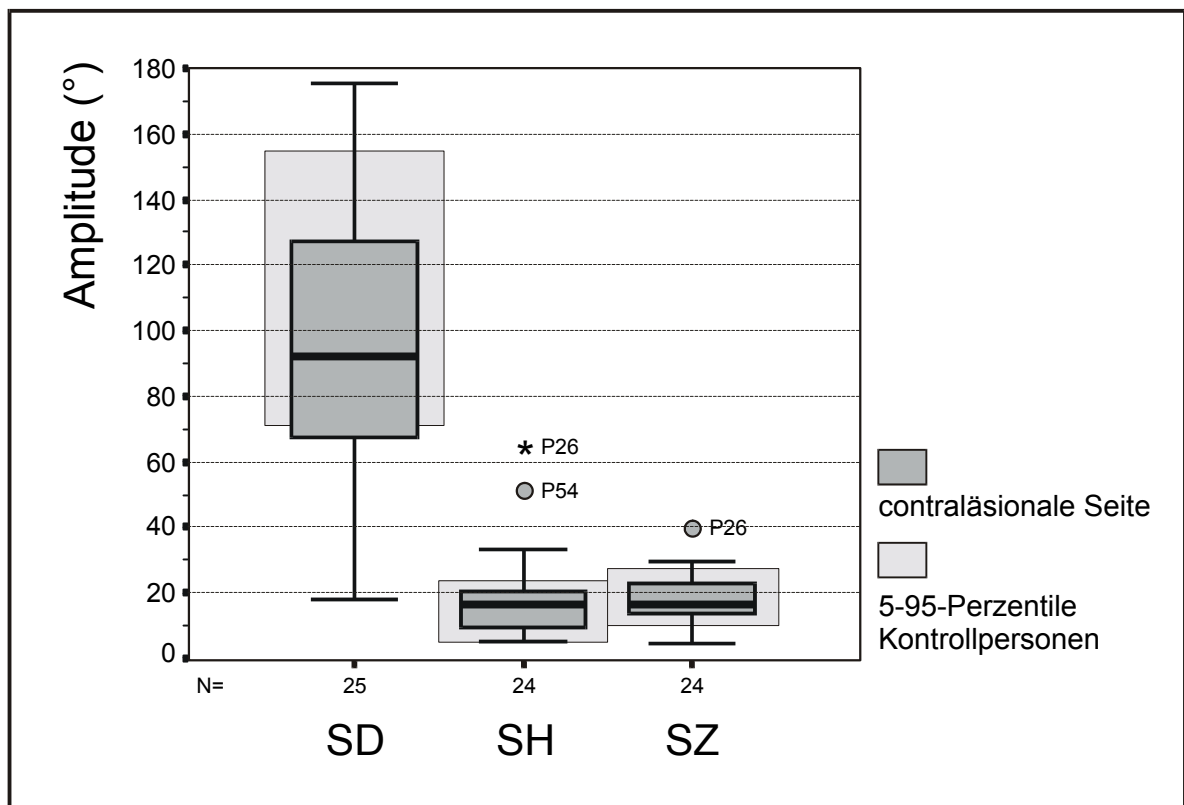
### 3.3.1 Vergleich der Aufgaben

Eine Übersicht der Ergebnisse bei den wichtigsten Parametern gibt Tab. 3.3.2 auf Seite 67.

#### Amplitude

Die durchschnittliche Amplitude der drei Bewegungen war gegenüber der Norm nur in wenigen Fällen verändert (Abb. 3.3.2, ). Bei der Aufgabe SH zeigten Patienten im Vergleich zu Kontrollpersonen diskret erhöhte Bewegungsamplituden, während sie bei der Aufgabe SD in manchen Fällen eher reduziert waren (Tab. 3.3.1, Seite 66).

**Abb. 3.3.2:** Amplitude der Bewegungen bei den drei schnellen Wechselbewegungen SD, SH und SZ

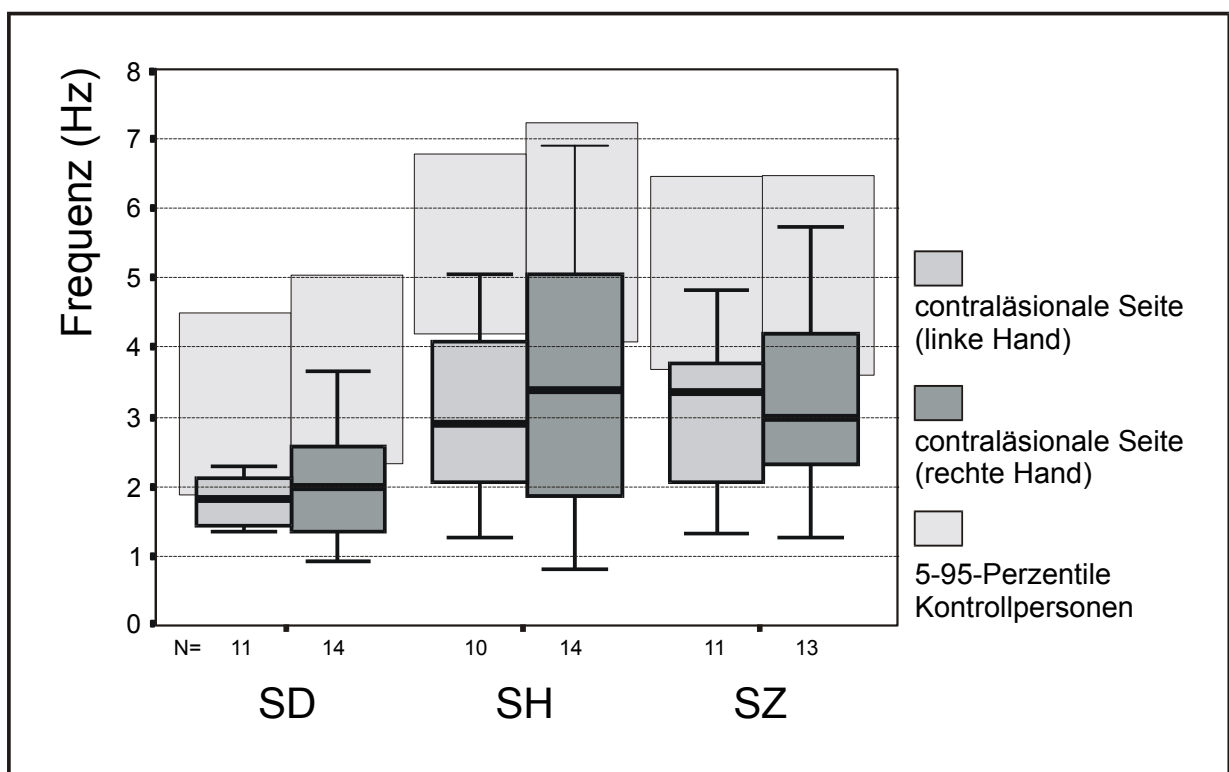


#### Frequenz

Bei der Darstellung der Frequenz in der Abb. 3.3.3 und bei der Berechnung der Z-Werte wurde berücksichtigt, dass bei den Kontrollpersonen ein statistisch signifikanter Unterschied für die Frequenzen gefunden wurde, je nachdem ob die Aufgaben mit der rechten oder der linken Hand ausgeführt wurden (Hermsdörfer 2002).

Auch wenn einzelne Patienten bei der Bewegungsausführung normale Frequenzen aufwiesen, erreichten die meisten Patienten bei allen drei Aufgaben deutlich niedrigere Frequenzen als die Kontrollen (Abb. 3.3.3). Dabei war die Aufgabe SH am meisten betroffen, hier lag der Median der Patientenleistungen deutlich außerhalb des Normbereiches und die Patientenleistungen wiesen eine statistisch signifikante Differenz zu den anderen beiden Aufgaben auf (Tab. 3.3.1 auf Seite 66). Aber auch bei den anderen Aufgaben lag der Median stets unterhalb der 5-95-Perzentile.

**Abb. 3.3.3:** Frequenzen der Bewegungen bei den drei schnellen Wechselbewegungen SD, SH und SZ, zusätzlich nach Hand (rechts/links) getrennt

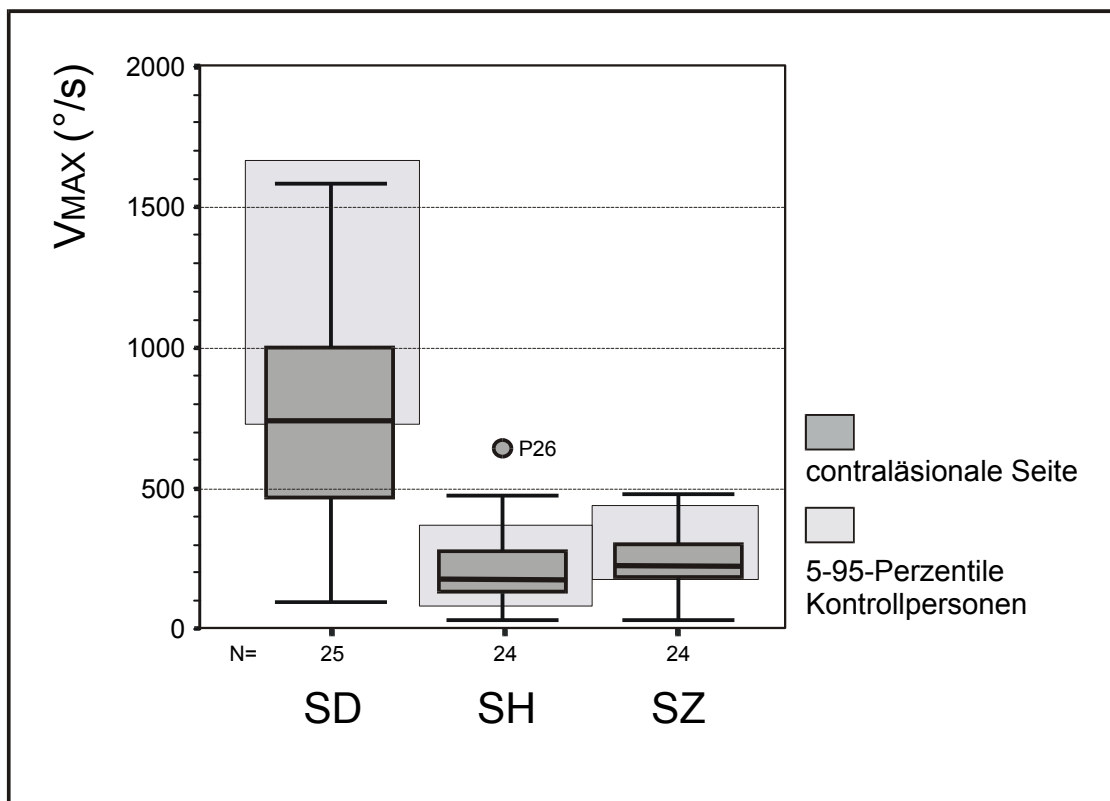




## Maximalgeschwindigkeiten

Bei den beiden Aufgaben SZ und SH erreichten die meisten Patienten ähnliche Maximalgeschwindigkeiten wie die Kontrollpersonen (Abb. 3.3.4). Nur einige wenige wiesen niedrigere Geschwindigkeiten auf, aber es gab auch Patienten die höhere Maximalgeschwindigkeiten produzierten. Bei der Aufgabe SD jedoch erreichte nur gut die Hälfte der Patienten die Maximalgeschwindigkeiten von den gesunden Kontrollen, viele Patienten wiesen deutlich kleinere Werte auf. Die statistische Überprüfung bestätigt diesen Unterschied zwischen den Aufgaben SD und SH bzw. SZ (Tab. 3.3.1, S. 66)

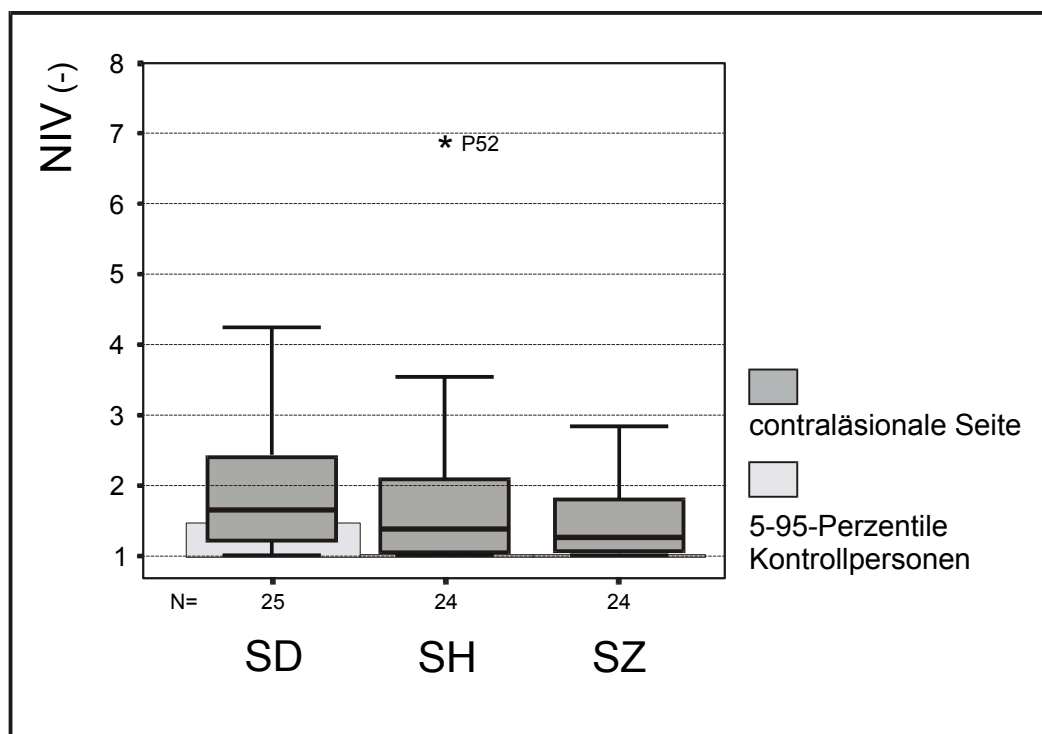
**Abb. 3.3.4:** Maximale Winkelgeschwindigkeiten  $V_{max}$  bei den drei schnellen Wechselbewegungen SD, SH und SZ



## Geschwindigkeitswechsel

Bei den Aufgaben SH und SZ erreichen die Kontrollen in 95% der Fälle den Idealwert  $NIV = 1.0$ . Bei der Aufgabe SD lag die 95-Perzentile bei 1.4 (Hermsdörfer 1996, 2001). Die meisten Patienten produzierten Bewegungen mit erhöhten NIV-Werten (Abb. 3.3.5). Alle drei Aufgaben waren in ähnlichem Maße betroffen, ein statistischer Vergleich von Z-Werten lässt sich wegen der nicht normalverteilten Werte von NIV nicht durchführen.

**Abb. 3.3.5:** Geschwindigkeitswechsel bei den drei schnellen Wechselbewegungen SD, SH und SZ



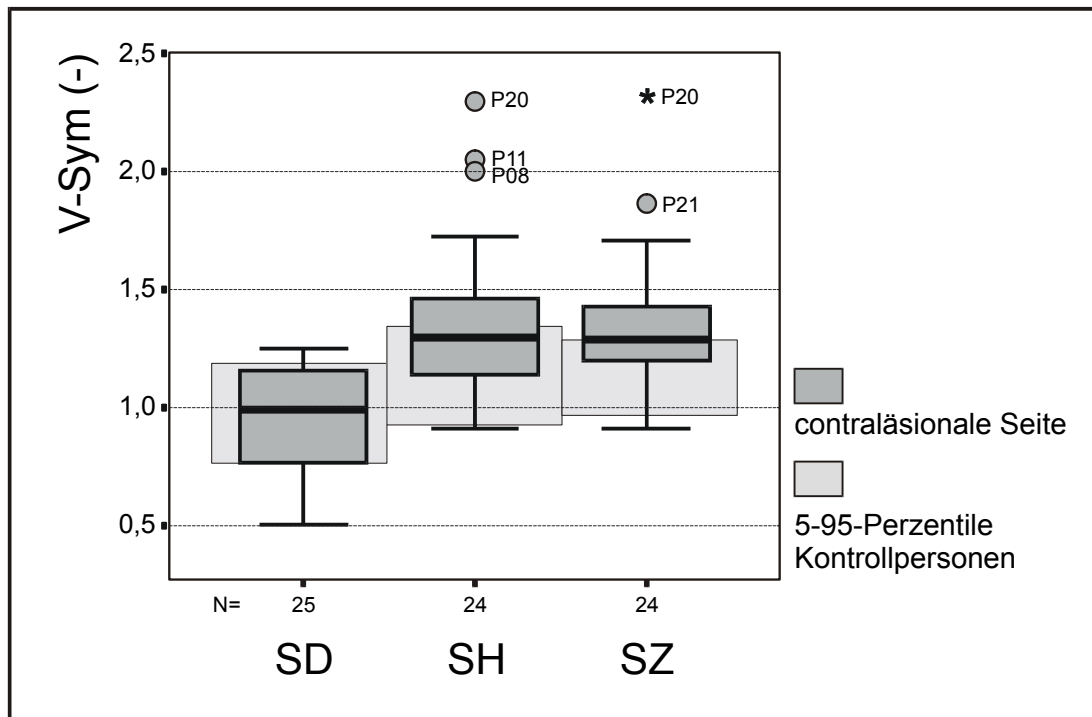
## Geschwindigkeitssymmetrie

Die Geschwindigkeitssymmetrie errechnet sich aus dem Quotienten der Maximalgeschwindigkeit in Flexionsrichtung bei SH und SZ (bzw. Pronation bei SD) und Extensionsrichtung bei SH und SZ (bzw. Supination bei SD).

Bei der Aufgabe SD lag der V-Sym-Wert von mehr als der Hälfte der Patienten im Normbereich oder nur leicht außerhalb (Abb. 3.3.6). Wenige Patienten zeigten einen erniedrigten V-Sym-Wert (Bewegung in Supinationsrichtung schneller). Bei den Aufgaben SH und SZ lagen die V-Sym-Werte von etwa der Hälfte der Patienten oberhalb

des Normbereiches, d.h. bei diesen Patienten war die Symmetrie der Bewegungsgeschwindigkeiten zugunsten der Palmarflexion verschoben, bei einigen deutlich. Eine Verschiebung zugunsten der Dorsalextension kam so gut wie nicht vor. (vgl. auch Tab. 3.3.1, S. 66).

**Abb. 3.3.6:** Geschwindigkeitssymmetrie bei den drei schnellen Wechselbewegungen



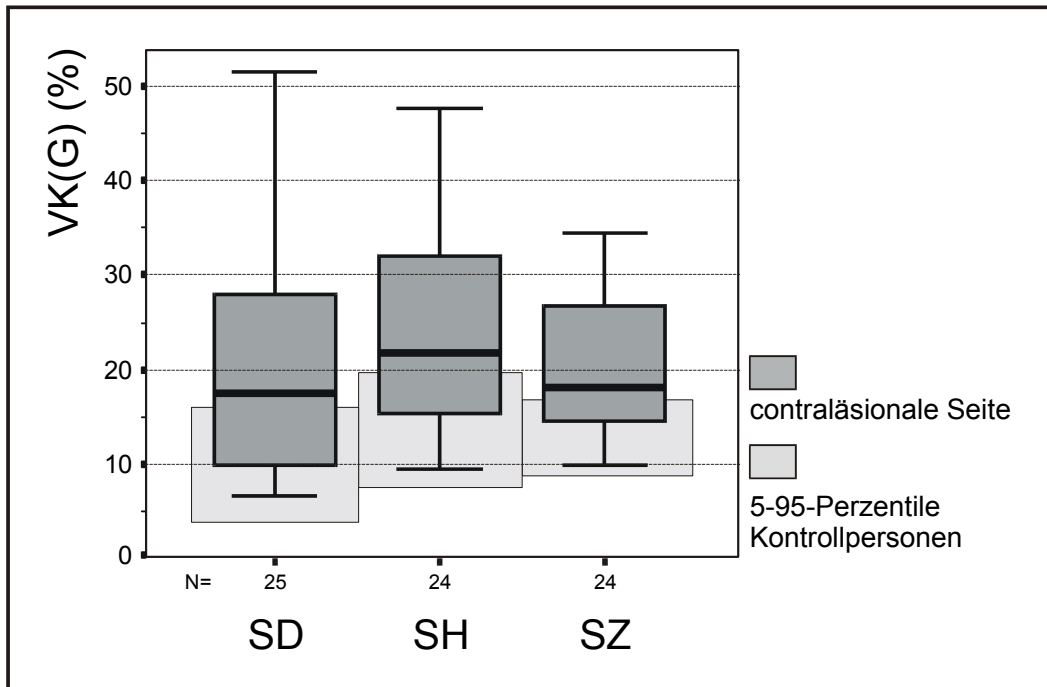
### Räumliche und zeitliche Variabilität

Da die Amplituden der Bewegungen bei den Patienten gegenüber der Norm nicht verringert waren, sondern eher erhöht, kann man den Variationskoeffizient der Amplitude  $VK(G)$  als Variabilitätsmaß heranziehen, um sicherzustellen, dass die Patientenleistung nicht artifiziell verschlechtert werden. Bei einer gegenüber der Norm verlängerten Bewegungsdauer, muss dementsprechend wiederum Variationskoeffizient  $VK(T)$  herangezogen werden (vgl. Kap. 3.2).

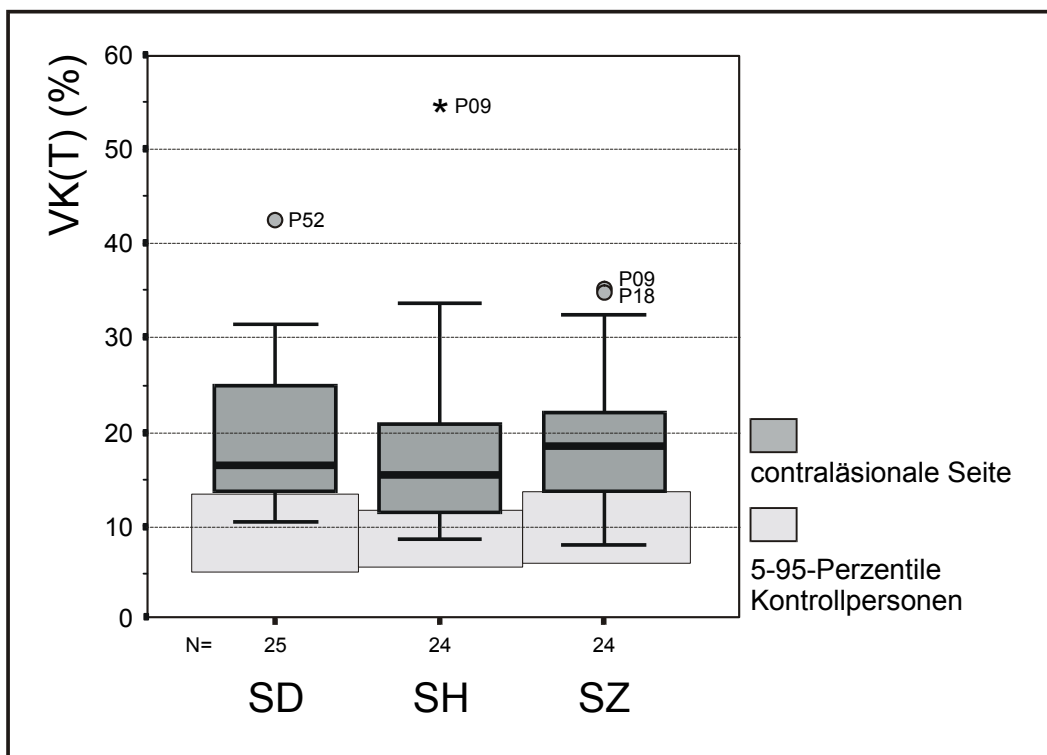
Die durchschnittlichen  $VK(G)$ -Werte der Patienten lagen bei allen drei Aufgaben in mehr als der Hälfte Fälle oberhalb des Normbereiches, niemals darunter (mittlerer Z-Wert  $VK(G)-z = 3.07$ , Abb. 3.3.7). Die durchschnittlichen  $VK(T)$ -Werte der Patienten lagen bei ungefähr  $\frac{3}{4}$  der Patienten außerhalb des Normbereiches (mittlerer Z-Wert  $VK(T)-z = 4.33$ , Abb. 3.3.8). Die statistische Analyse lässt bei beiden Variabilitätsmaßen keine Unterschiede zwischen den Aufgaben erkennen (Tab. 3.3.1, S.66).

Nur für die Aufgabe SD fand sich eine schwach positive Korrelation zwischen VK(G) und VK(T) ( $R = 0.42$ ), bei den anderen beiden Aufgaben bestand keine Korrelation.

**Abb. 3.3.7:** Variationskoeffizient der Bewegungsamplitude bei den drei schnellen Wechselbewegungen



**Abb. 3.3.8:** Variationskoeffizient der Bewegungsdauer bei den drei schnellen Wechselbewegungen

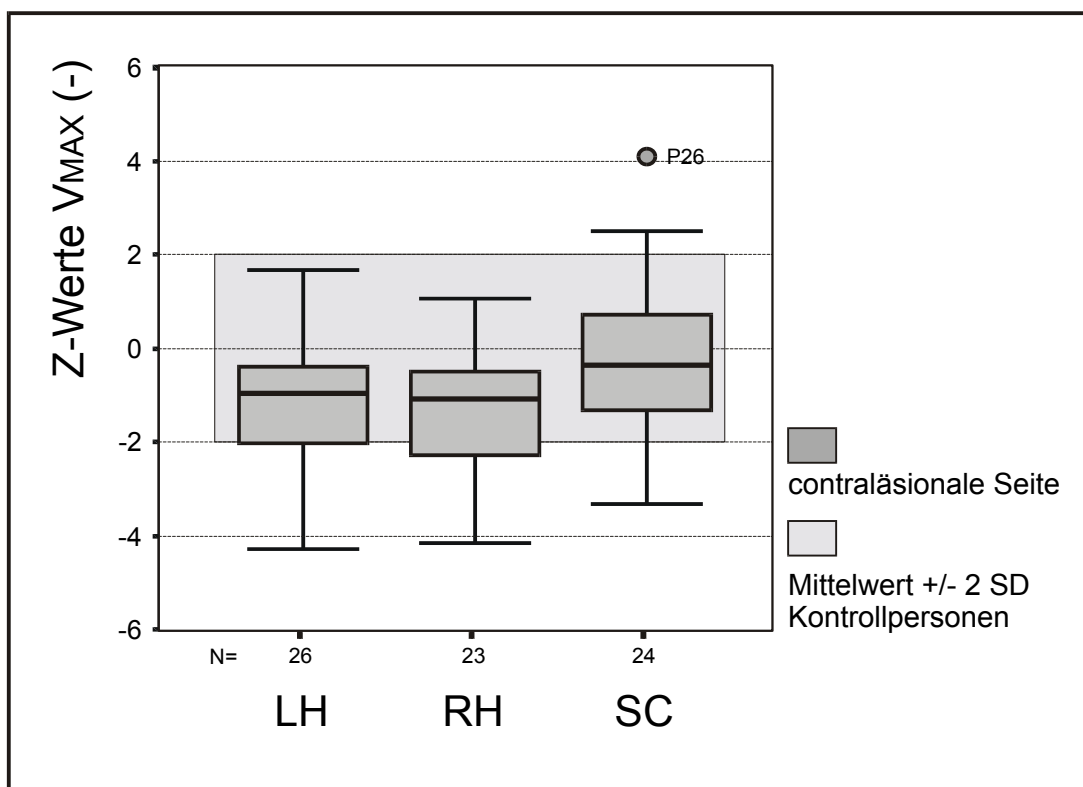


### 3.3.2 Vergleich der Gruppen (LH, RH, SC)

Ein statistisch signifikanter Unterschied fand sich für die Amplituden und die Maximalgeschwindigkeiten. Die Gruppe SC machte deutlich größere Bewegungen als die anderen beiden Gruppen. Die erreichten Maximalgeschwindigkeiten waren damit in der Gruppe SC auch höher als bei den Gruppen LH und RH (Abb. 3.3.9). Aber bei allen drei Gruppen lagen die Mittelwerte der Z-Werte im Normbereich der Kontrollen (Tab. 3.3.1, S. 66).

In den Parametern Frequenz, Geschwindigkeitssymmetrie V-Sym und den Variabilitätsmaßen VK(G) und VK(T) fanden sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Zwischen den Faktoren „Aufgabe“ und „Gruppe“ bestanden keine Interaktionen (Tab. 3.3.1).

**Abb. 3.3.9:** Gruppenvergleich der Maximalgeschwindigkeit anhand der Z-Werte bei den schnellen Wechselbewegungen



**Tab. 3.3.1:** Varianzanalyse (ANOVA) der Patientenleistungen bei den schnellen Wechselbewegungen, unterteilt in Aufgaben und Gruppen: Mittelwerte der Z-Werte, Ergebnis der Varianzanalyse, Post-hoc-Vergleich (Student-Newman-Keuls) und Interaktion zwischen Aufgabe und Gruppe

Contraläsionale bzw. mehr betroffene Seite	Schnelle Wechselbewegungen						Interaktion (Aufg./Gru.)
	Aufgabe			Gruppe			
	SD (n=25)	SH (n=24)	SZ (n=24)	LH (n=26)	RH (n=23)	SC (n=24)	
<b>ΔG-z</b>	-0.6	1.0	-0.1	-0.5	-0.5	1.2	n.s.
ANOVA	F <sub>2,72</sub> = 6.9, p = 0,002 [SH > SD, SZ]			F <sub>2,72</sub> = 9.9, p < 0;001 [SC > LH, RH]			
<b>Freq-z</b>	-2.3	-3.6	-2.6	-2.9	-2.2	-3.4	n.s.
ANOVA	F <sub>2,72</sub> = 4.3, p = 0,018 [SH < SD, SZ]			n.s.			
<b>Vmax-z</b>	-1.8	0.1	-0.8	-1.2	-1.2	-0.2	n.s.
ANOVA	F <sub>2,72</sub> = 11.6, p < 0,001 [SD < SH, SZ; SZ < SH]			F <sub>2,72</sub> = 4.6, p = 0;014 [SC > LH, RH]			
<b>V-Sym-z</b>	0.0	2.1	2.0	0.9	1.6	1.5	n.s.
ANOVA	F <sub>2,72</sub> = 5.7, p = 0,005 [SD < SH, SZ]			n.s.			
<b>VK(G)-z</b>	3.2	3.1	2.9	3.6	3.3	2.3	n.s.
ANOVA	n.s.			n.s.			
<b>VK(t)-z</b>	4.2	4.8	4.0	4.8	4.4	3.8	n.s.
ANOVA	n.s.			n.s.			

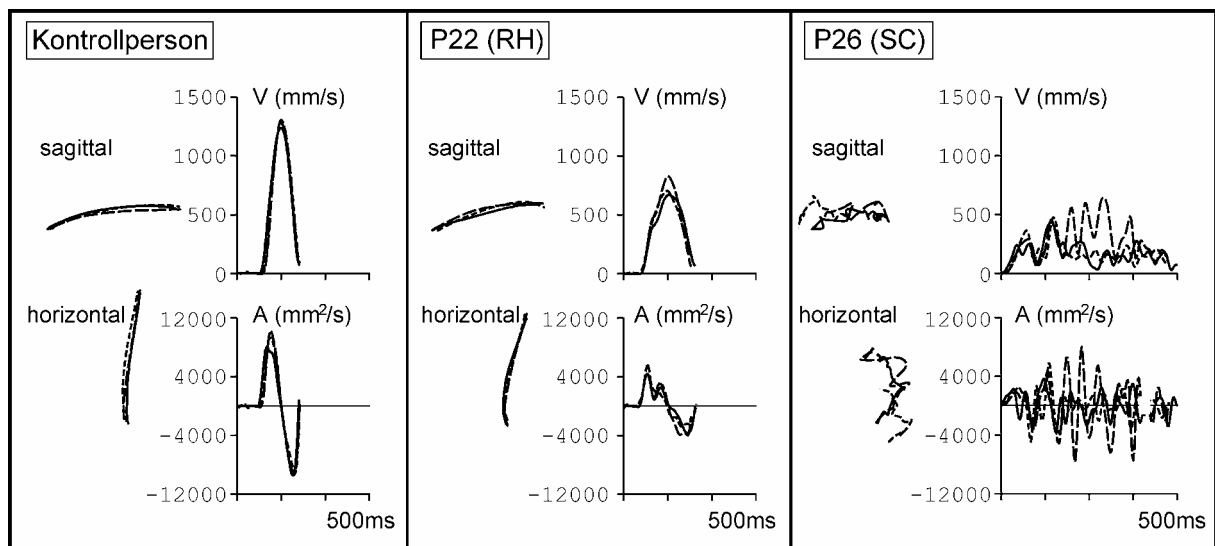
**Tab. 3.3.2:** „Schnelle Wechsel“, contraläsionale bzw. mehr betroffene Seite: Mittelwerte, Mediane und durchschnittliche Z-Werte, nach Aufgaben und Gruppen unterteilt

contraläsionale bzw. mehr betroffene Seite	Schnelle Wechselbewegungen								
	SD			SH			SZ		
	LH (n=9)	RH (n=8)	SC (n=8)	LH (n=9)	RH (n=7)	SC (n=8)	LH (n=8)	RH (n=8)	SC (n=8)
<b>Amplitude (°):</b>									
Mittelwert	79.7	92.5	117.6	12.6	13.9	29.4	16.1	13.2	23.5
Median	88.8	90.2	120.9	12.5	13.7	20.6	16.0	14.3	22.7
SD	33.2	52.3	35.0	4.1	6.9	19.3	6.7	6.0	8.0
Z-Wert	1.3	-0.8	0.2	0.1	0.3	2.6	-0.3	-0.8	1.0
<b>Frequenz (Hz):</b>									
Mittelwert	2.0	1.8	2.0	3.5	3.6	2.7	3.3	3.6	2.5
Median	2.0	1.6	1.9	3.4	3.7	2.3	3.1	3.5	2.4
SD	0.8	0.4	0.8	2.1	1.1	1.4	1.6	0.9	1.1
Z-Wert	-2.6	-2.1	-2.2	-3.6	-2.9	-4.4	-2.5	-1.6	-3.5
<b>Vmax (°/s):</b>									
Mittelwert	642.6	680.4	893.6	155.9	182.7	305.8	227.9	202.1	289.6
Median	684.7	596.9	797.4	166.1	140.3	270.7	222.3	217.7	259.4
SD	334.6	450.8	376.4	74.7	108.0	186.3	129.4	106.3	97.1
Z-Wert	-2.2	-2.0	-1.2	-0.5	-0.2	0.9	-0.9	-1.2	-0.2
<b>V_sym (-):</b>									
Mittelwert	0.9	1.1	0.9	1.3	1.4	1.4	1.3	1.4	1.4
Median	0.9	1.1	0.9	1.3	1.3	1.2	1.3	1.3	1.3
SD	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.5	0.3	0.2	0.4
Z-Wert	-0.5	0.7	-0.1	1.7	2.1	2.5	1.6	2.1	2.1
<b>NIV (-):</b>									
Mittelwert	2.1	2.1	1.8	2.3	1.4	1.7	1.5	1.2	1.9
Median	1.2	1.8	1.7	1.4	1.3	1.5	1.1	1.1	1.7
SD	1.4	1.0	0.8	2.0	0.3	0.7	0.8	0.3	0.7
<b>VK(G) (%):</b>									
Mittelwert	23.5	21.2	17.1	25.0	26.5	20.6	22.7	19.8	18.1
Median	15.1	21.3	17.1	21.8	24.6	15.6	24.6	18.2	15.9
SD	15.2	10.7	9.3	8.2	9.9	12.8	8.5	5.0	8.7
Z-Wert	3.9	3.3	2.2	3.4	3.8	2.2	3.6	2.8	2.4
<b>VK(T) (%):</b>									
Mittelwert	20.4	21.7	16.6	20.0	18.4	16.0	19.2	17.1	21.0
Median	16.4	20.6	14.0	13.6	17.3	15.5	18.8	15.9	19.6
SD	11.2	6.1	6.4	14.4	9.5	5.5	8.4	4.9	8.4
Z-Wert	4.5	5.0	3.0	5.8	5.0	3.7	4.0	3.1	4.7

### 3.4 Zielbewegungen

Die Abb. 3.4.1 zeigt beispielhaft für den Aufgabentyp der „Zielbewegungen“ die Leistung einer Kontrollperson und von zwei Patienten bei der Aufgabe Z5 (Ziel mit 5 cm Durchmesser). Jeweils drei Durchgänge sind übereinander gezeichnet. Neben einer Sagittal- und einer Horizontalprojektion werden der Verlauf der Geschwindigkeit  $V$  und Beschleunigung  $A$  des Markers am Handgelenk vom Beginn der Bewegung bis zum Übergang in die Rückholbewegung der Hand dargestellt (Erreichen des Zieles) (vgl. **Kap. 2.3.3**). Die drei Leistungen unterscheiden sich in den Bewegungsparametern *Bewegungsdauer MT* (**KP**: 415 ms, **P22**: 612 ms, **P26**: 1972 ms), *Maximalgeschwindigkeit  $V_{max}$*  (**KP**: 1248 mm/s, **P22**: 730 mm/s, **P26**: 561 mm/s), *Geschwindigkeitswechsel  $NIV$*  (**KP**: 1.0, **P22**: 1.0, **P26**: 15.4). Patient **P22** (Mediainfarkt rechts) benötigte geringfügig mehr Zeit als die Kontrollperson, erreichte niedrigere Maximalgeschwindigkeiten und die Bewegungen waren noch weitgehend „glatt und flüssig“ sowie wiederholgenau. Dagegen zeigte die Bewegung bei Patient **P26** (zerebellärer Infarkt) in den Projektionen stark unregelmäßige Verläufe, sie waren nicht wiederholgenau und die Geschwindigkeitsprofile zeigten viele Inversionen ( $NIV$ ).

**Abb. 3.4.1:** Zielbewegung Z5: Darstellung des Verlaufes von Geschwindigkeit  $V$  und Beschleunigung  $A$  des Markers am Handgelenk (M3). Leistung einer Kontrollperson und von zwei Patienten.





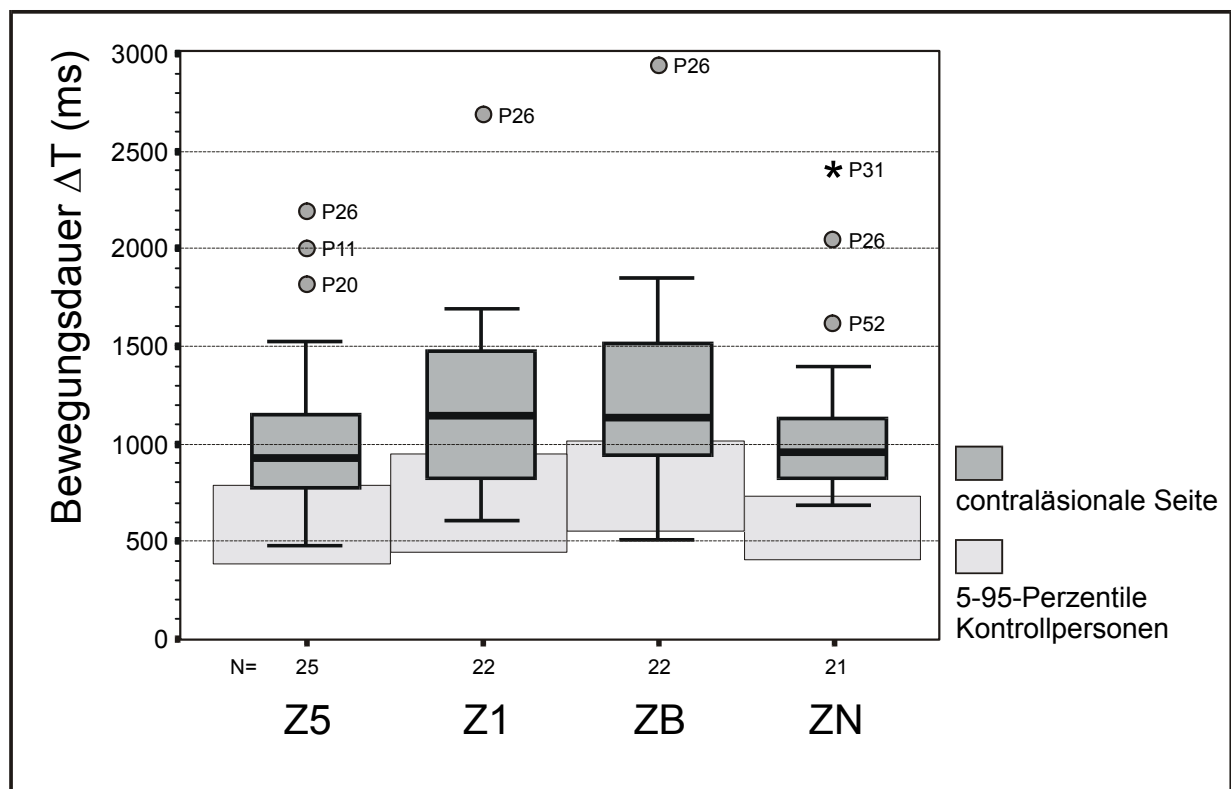
### 3.4.1 Vergleich der Aufgaben

Die Tab. 3.4.3 auf Seite 80 zeigt einen Überblick der Ergebnisse in den wichtigsten Parametern.

#### Bewegungsdauer

In allen vier Variationen der Zeigebewegung erreichten höchstens ein Drittel der Patienten eine durchschnittliche Bewegungsdauer, die im Normbereich der Kontrollen lag (Abb. 3.4.2, mittlerer Z-Wert  $\Delta T\text{-z} = 4.8$ ). Die Bewegungsdauer war bei vielen Patienten z.T. deutlich erhöht. Am meisten schien die Aufgabe ZN betroffen zu sein, statistisch fand sich jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen den Aufgabenvariationen (Tab. 3.4.1, Seite 75).

**Abb. 3.4.2:** Bewegungsdauer MT bei den vier Variationen der Zielaufgabe Z5, Z1, ZB, ZN

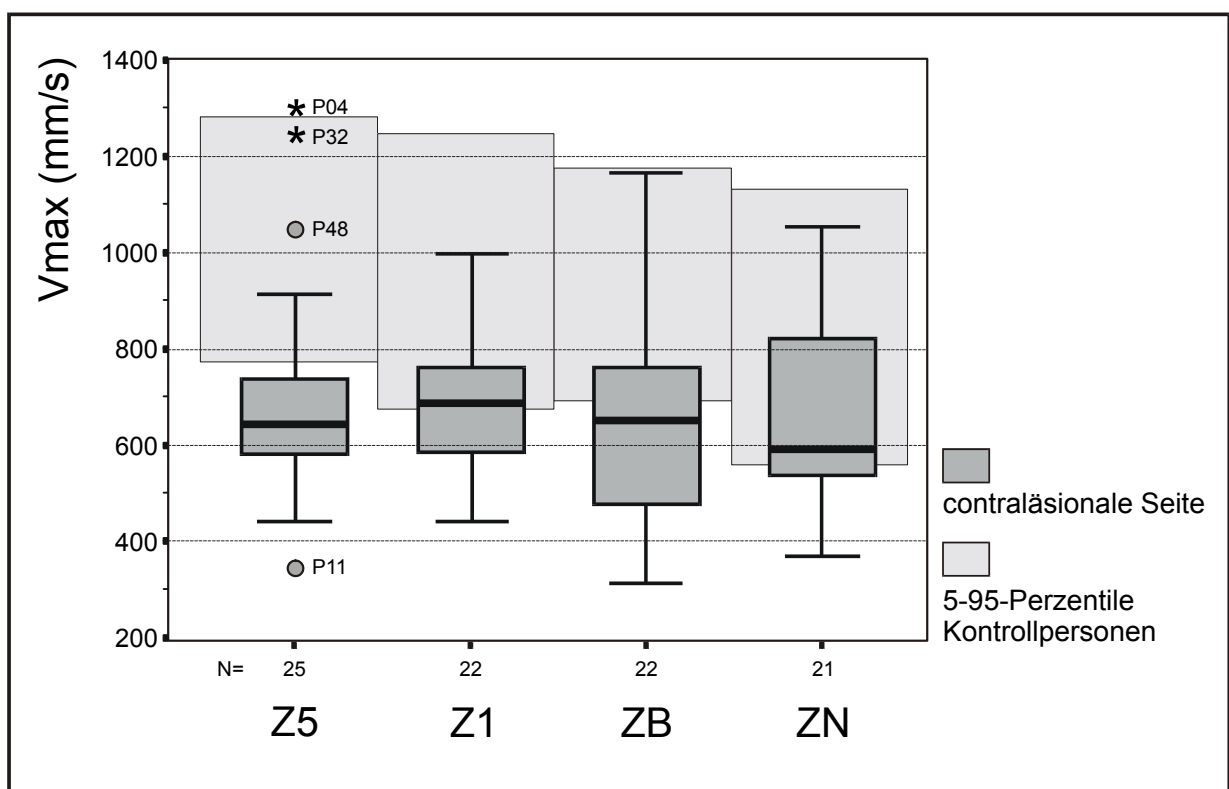


## Maximalgeschwindigkeit Vmax

Die Patienten erreichten in der Aufgabe Z5 in der Mehrzahl geringere durchschnittlichen Maximalgeschwindigkeiten als die Kontrollen, nur wenige wiesen normale Geschwindigkeiten (Abb. 3.4.3, mittlerer Z-Wert Vmax-z = -1.6) auf. Bei den Aufgaben Z1 und ZB lagen die Patientenleistungen häufiger im Normbereich, aber auch hier waren etwa die Hälfte der Patienten langsamer als die Kontrollen. Tatsächlich bestand kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den drei Aufgaben Z5, Z1 und ZB (Tab. 3.4.1, Seite 75).

Am wenigsten unterschieden sich die Geschwindigkeiten von Patienten zu Kontrollen bei der Zielbewegung zur Nase (ZN). Hier lagen mehr als die Hälfte der Patientenleistungen im Normbereich. Dies drückte sich auch in einem signifikanten Unterschied zu den drei anderen Zeigeaufgaben aus (Tab. 3.4.1, Seite 75).

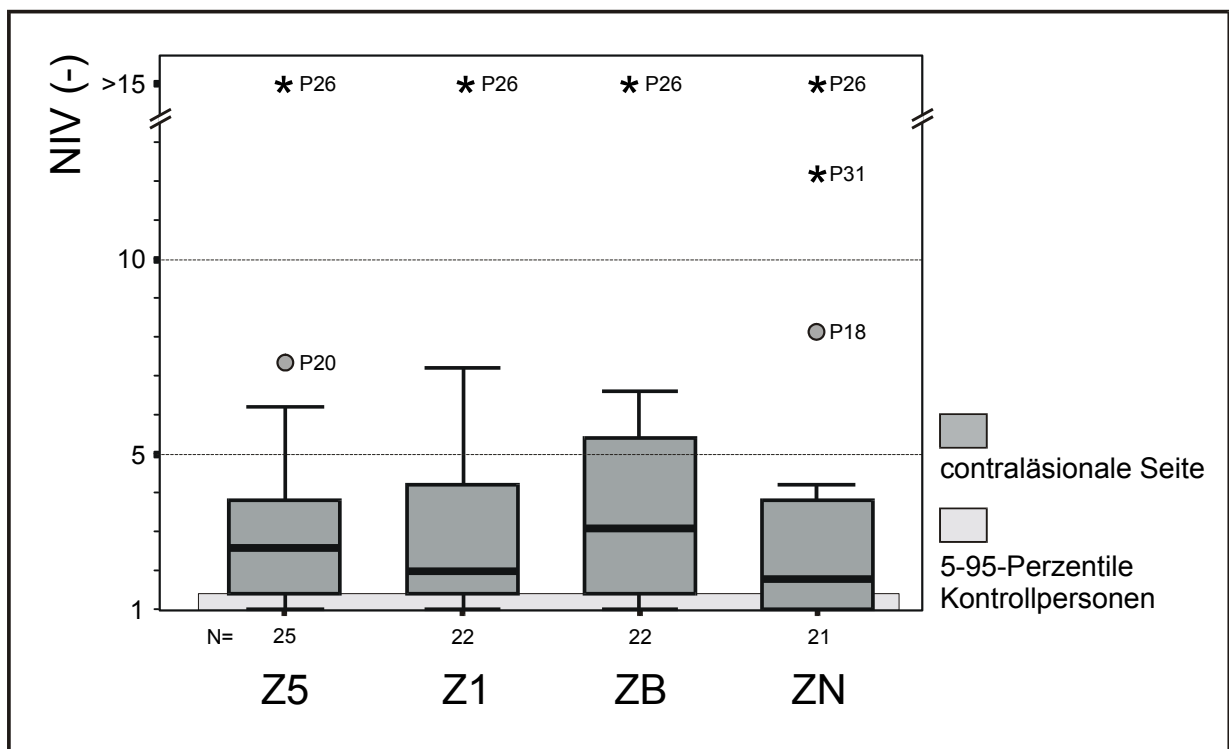
**Abb. 3.4.3:** Maximalgeschwindigkeit Vmax bei den vier Variationen der Zielaufgabe



## Geschwindigkeitswechsel

Bei allen vier Aufgaben zeigten die Patienten in etwa  $\frac{3}{4}$  der Fälle Leistungen, die außerhalb des Normbereiches lagen (Abb. 3.4.4). Es lässt sich kein größerer Unterschied zwischen den Aufgaben erkennen, tendenziell scheint wiederum die Aufgabe ZN am wenigsten gestört gewesen zu sein. Einige Patienten zeigten deutlich vergrößerte NIV-Werte, der Patient P26 durchgehend Extremwerte.

**Abb. 3.4.4:** Geschwindigkeitswechsel NIV bei den vier Variationen der Zielaufgabe



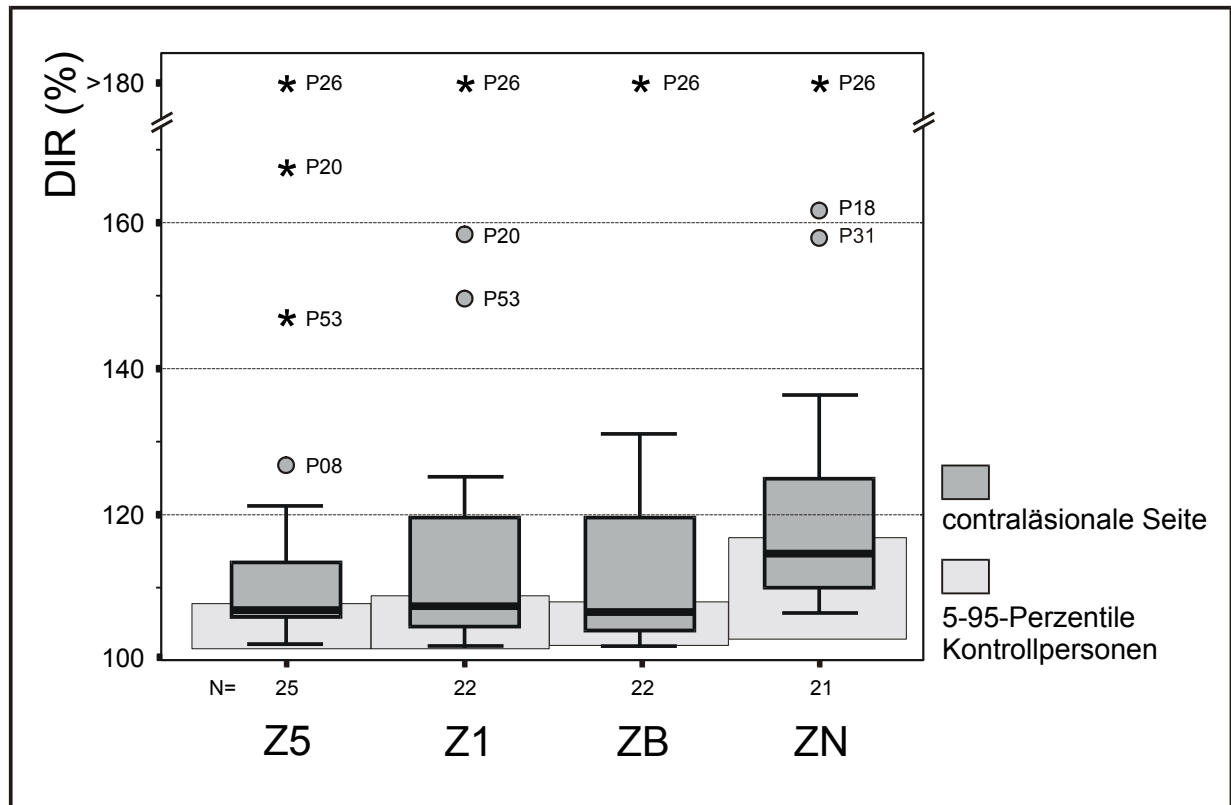
## Direktheit

Die Direktheit DIR errechnet sich aus dem Quotienten des tatsächlich zurückgelegten Weges  $\Delta S$  und der Distanz  $\Delta D$  zwischen Start- und Zielpunkt. Eine Direktheit von 100% bedeutet, dass das Ziel auf ganz geradlinigem Weg erreicht wird.

In allen vier Aufgaben lagen die Leistungen der Patienten in knapp der Hälfte der Fälle oberhalb des Normbereiches (mittlerer Z-Wert DIR-z = 6.0, **Abb. 3.4.5**) der Kontrollen. Zwischen den Aufgaben bestanden keine statistisch signifikanten Unterschiede, obwohl die Leistung in der Aufgabe ZN im Vergleich mit den Kontrollpersonen besser erschien als in den übrigen Aufgaben (Tab. 3.4.1, Seite 75).

Der Patient P26 zeigte in allen vier Aufgaben sehr hohe DIR-Werte, die Patienten P53 und P20 in den Aufgaben Z5 und Z1. Die zwei Patienten P31 und P18 zeigten besonders in der Aufgabe ZN hohe DIR-Werte.

**Abb. 3.4.5:** Direktheit DIR bei den vier Variationen der Zielaufgabe

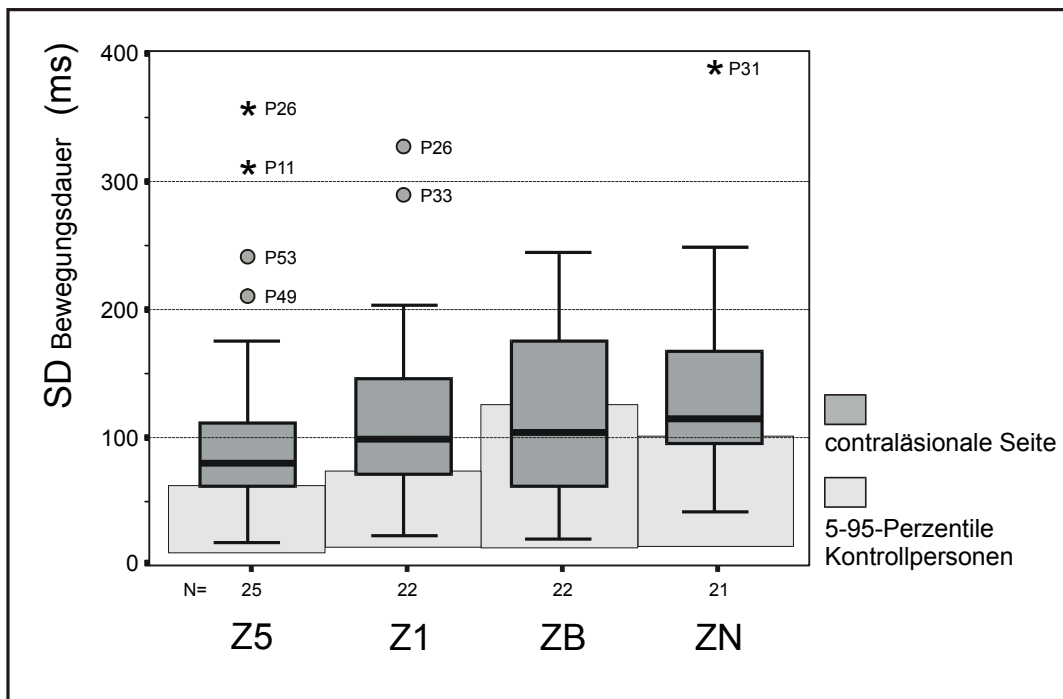


### Zeitliche und räumliche Variabilität

In Übereinstimmung mit den meisten Studien zu Zielbewegungen wurde die Standardabweichung der Bewegungsdauer  $SD(MT)$  zur Beschreibung der Variabilität der Bewegungsdauer über die fünf Durchgänge einer Aufgabe verwendet. Auch für die Variabilität der Direktheit wurde die Standardabweichung  $SD(DIR)$  gewählt. Die statistische Überprüfung mit den Variationskoeffizienten der jeweiligen Parameter ergab identische Ergebnisse.

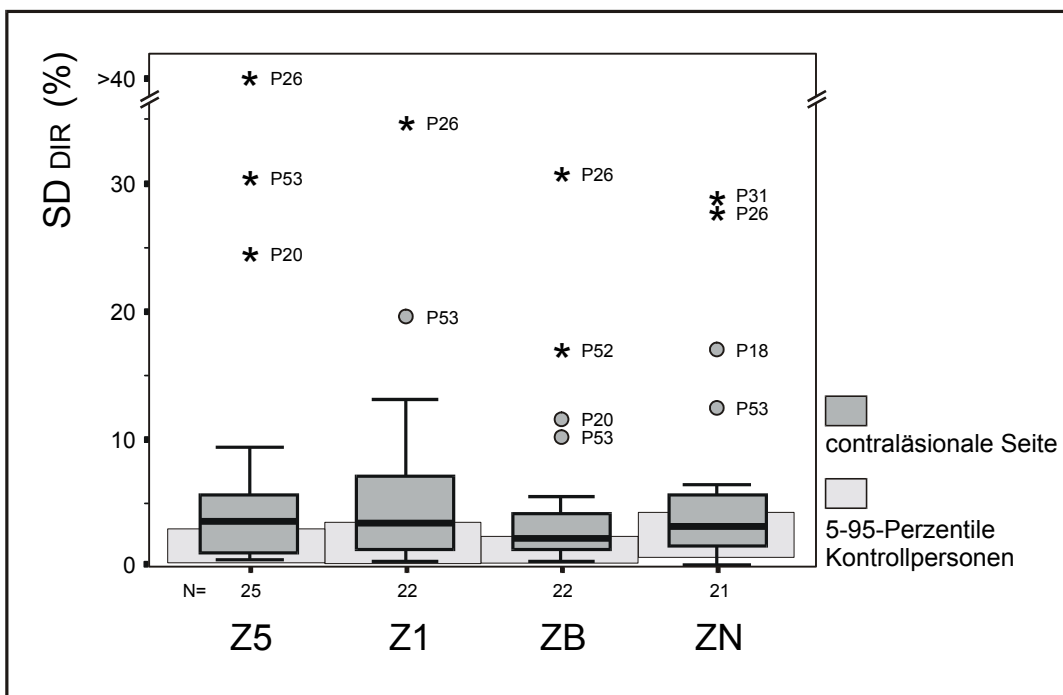
Bei den Patienten war die Variabilität der Bewegungsdauer in allen vier Aufgaben gegenüber den Kontrollen erhöht, in der Aufgabe ZB in der Tendenz am wenigsten, es ließen sich aber keine signifikanten Unterschiede nachweisen (mittlerer Z-Wert  $SD(MT)-z = 3.5$ ; Abb. 3.4.6, Tab. 3.4.1, Seite 75). Einzelne Patienten wiesen nur in einer der drei Aufgaben hohe  $SD(MT)$ -Werte auf, P26 in zwei der Aufgaben.

**Abb. 3.4.6:** Standardabweichung der Bewegungsdauer bei den vier Zeigebewegungen



Die Variabilität der Direktheit war bei allen vier Aufgaben erhöht, tendenziell in den Aufgaben ZB und ZN weniger. Wieder ließen sich aber keine signifikanten Unterschiede nachweisen (mittlerer Z-Wert SD(DIR)-z = 4.4; Abb. 3.4.7, Tab. 3.4.1, Seite 75).

**Abb. 3.4.7:** Standardabweichung der Direktheit bei den vier Zeigebewegungen



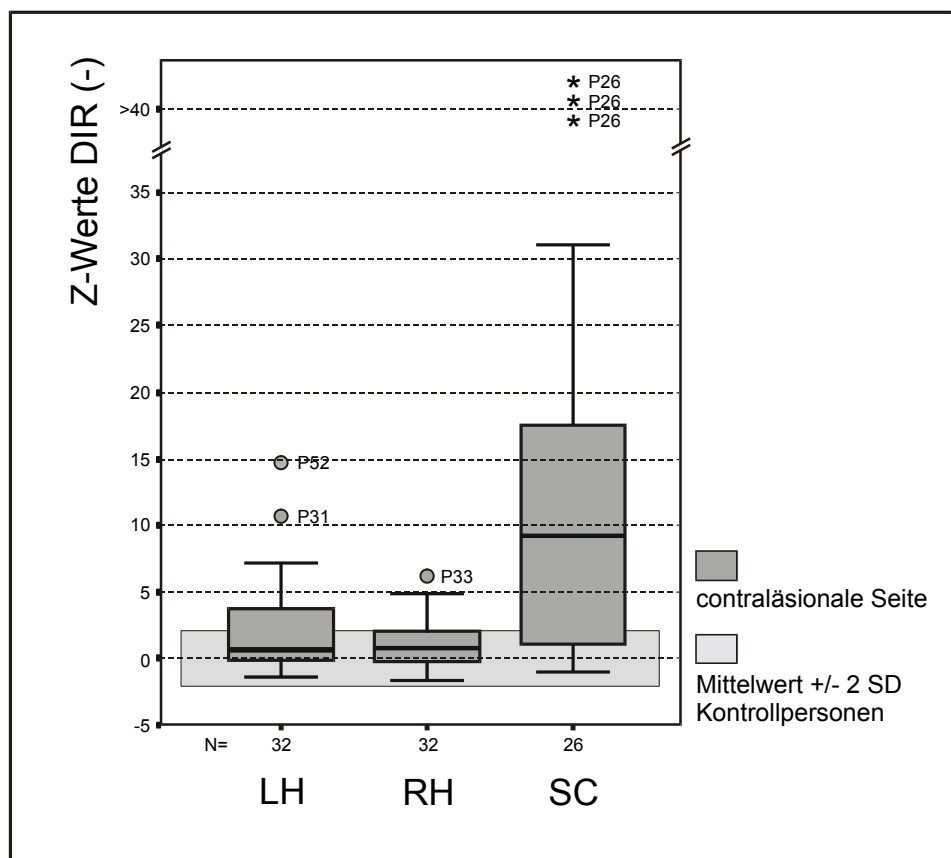
### 3.4.2 Vergleich der Gruppen (LH, RH, SC)

Die Gruppe SC unterschied sich von der Gruppen LH und RH in mehreren Parametern (Tab. 3.4.1, Seite 75). Die Patienten der Gruppe SC zeigten hoch signifikant höhere Werte bei der Direktheit DIR (Abb. 3.4.8), eine höhere Variabilität der Direktheit SD(DIR) und eine höhere Variabilität der Bewegungsdauer SD(MT). Die Gruppe LH und die Gruppe RH unterschieden sich nicht signifikant.

Bei der graphischen Betrachtung der Daten fällt auf, dass die Gruppe SC sehr durch die extremen Werte des Patienten P26 dominiert wurde. Bei der Überprüfung der Varianzanalyse nach Ausschluss dieses Patienten zeigte sich, dass in den Parametern DIR und SD(DIR) unverändert hohe statistische Unterschiede zwischen den Gruppen bestanden (SC > LH und RH;  $F_{2,89} = 13.8$   $p > 0.001$  bzw.  $F_{2,89} = 7.7$   $p > 0.001$ ), lediglich für die Variabilität der Bewegungsdauer fand sich kein Gruppenunterschied mehr.

Es gab keine Interaktionen zwischen den Faktoren „Aufgabe“ und „Gruppe“.

**Abb. 3.4.8:** Gruppenvergleich der Direktheit (DIR) anhand der Z-Werte bei den Zeigebewegungen



**Tab. 3.4.1:** Varianzanalyse (ANOVA) der Patientenleistungen bei den schnellen Wechselbewegungen, unterteilt in Aufgaben und Gruppen: Mittelwerte der Z-Werte, Ergebnis der Varianzanalyse, Post-hoc-Vergleich (Student-Newman-Keuls) und Interaktion zwischen Aufgabe und Gruppe.

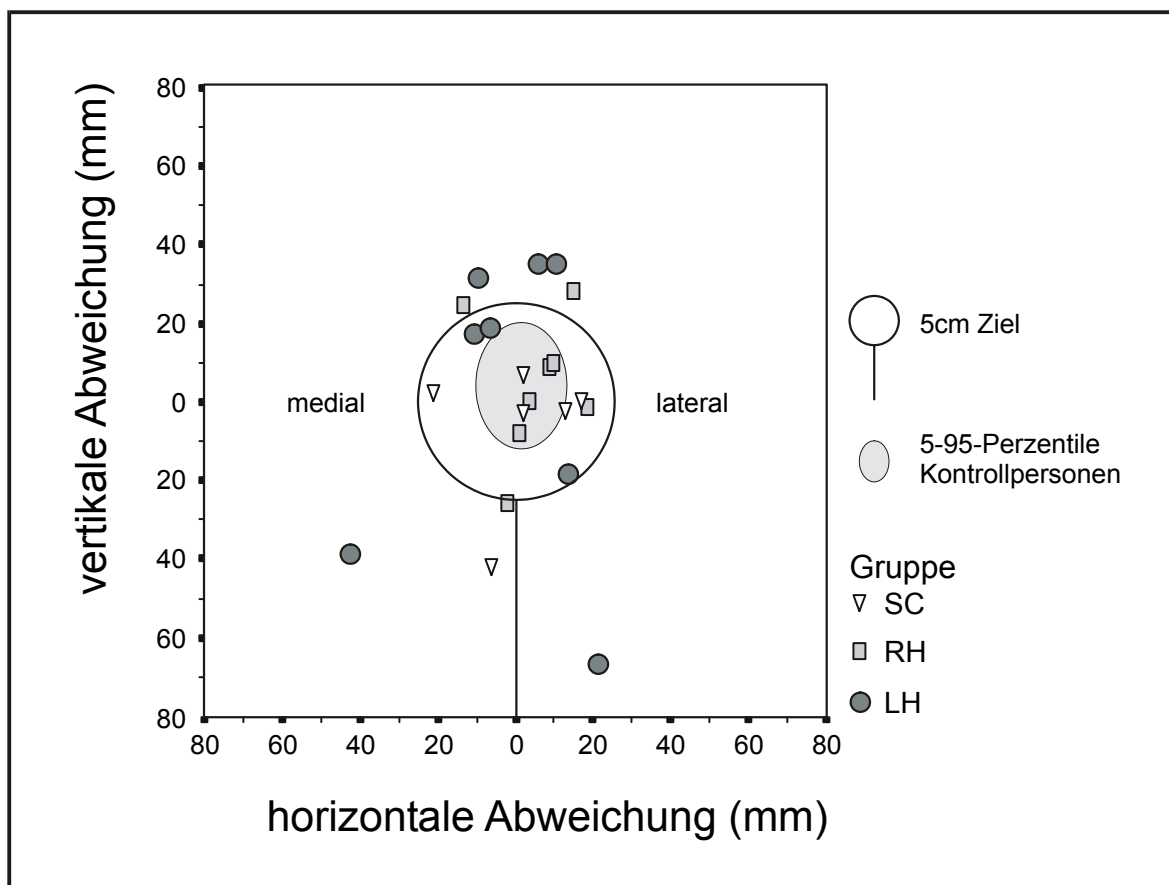
contraläsionale bzw. mehr betroffene Seite	Zielbewegungen							
	Aufgabe				Gruppe			Interaktion (Aufg./Gruppe)
	Z5 (n=25)	Z1 (n=22)	ZB (n=22)	ZN (n=21)	LH (n=32)	RH (n=32)	SC (n=26)	
<b>MT-z</b>	5.0	4.9	4.0	5.2	4.1	3.8	6.9	-
ANOVA	-				(F <sub>2,89</sub> = 2.9 (p = 0.060)) [SC > LH]			
<b>Vmax-z</b>	-1.9	-1.7	-1.8	-0.8	-1.2	-1.7	-1.8	-
ANOVA	F <sub>3,89</sub> = 3.4 (p = 0.022) [ZN > Z5, Z1, ZB]				-			
<b>DIR-z</b>	7.4	6.0	7.5	3.0	2.0	1.1	17.10	-
ANOVA	-				F <sub>2,89</sub> = 10.6 (p < 0.001) [SC > LH, RH]			
<b>SD(MT)-z</b>	4.3	3.8	2.8	3.2	3.4	2.5	5.0	-
ANOVA	-				F <sub>2,89</sub> = 3.3 (p = 0.043) [SC > RH]			
<b>SD(DIR)-z</b>	5.4	5.1	3.3	3.9	2.6	1.1	10.8	-
ANOVA	-				F <sub>2,89</sub> = 12.2 (p < 0.001) [SC > LH, RH]			

### 3.4.3 Genauigkeit bei Aufgabe ZB

#### Abweichung in der Frontalebene

Die acht Patienten der Gruppe LH waren ungenauer als 5-95% der Kontrollen, fünf davon wichen deutlicher vom Ziel ab (Abb. 3.4.9). Die zwei größten Abweichungen waren nach unten bzw. unten-medial gerichtet. Von den acht Patienten der Gruppe RH waren nur vier ungenauer als 5-95% der Kontrollen, die Abweichungen vom Ziel waren dabei nicht sehr groß. Von sechs Patienten der Gruppe SC waren drei ungenauer als 5-95% der Kontrollen, aber nur einer wich deutlicher vom Ziel ab (nach unten). In keiner der Gruppen ließ sich eine einheitliche Tendenz in der Richtung der Abweichung erkennen. Die drei Gruppen zeigten keinen signifikanten Unterschied in der Abweichung in der Frontalebene  $\Delta$ (frontal), tendenziell scheint die Gruppe RH etwas genauer zu gewesen sein (Tab. 3.4.2, Seite 79)

**Abb. 3.4.9:** Genauigkeit der Zeigebewegung ZB („blind“) in der Frontalebene ( $\Delta z$  und  $\Delta x$ ): durchschnittliche Abweichung der Patienten nach oben und unten bzw. lateral und medial. Die Abbildung berücksichtigt, ob die Bewegung mit rechts (LH und SC) oder links (RH und SC) ausgeführt wurde



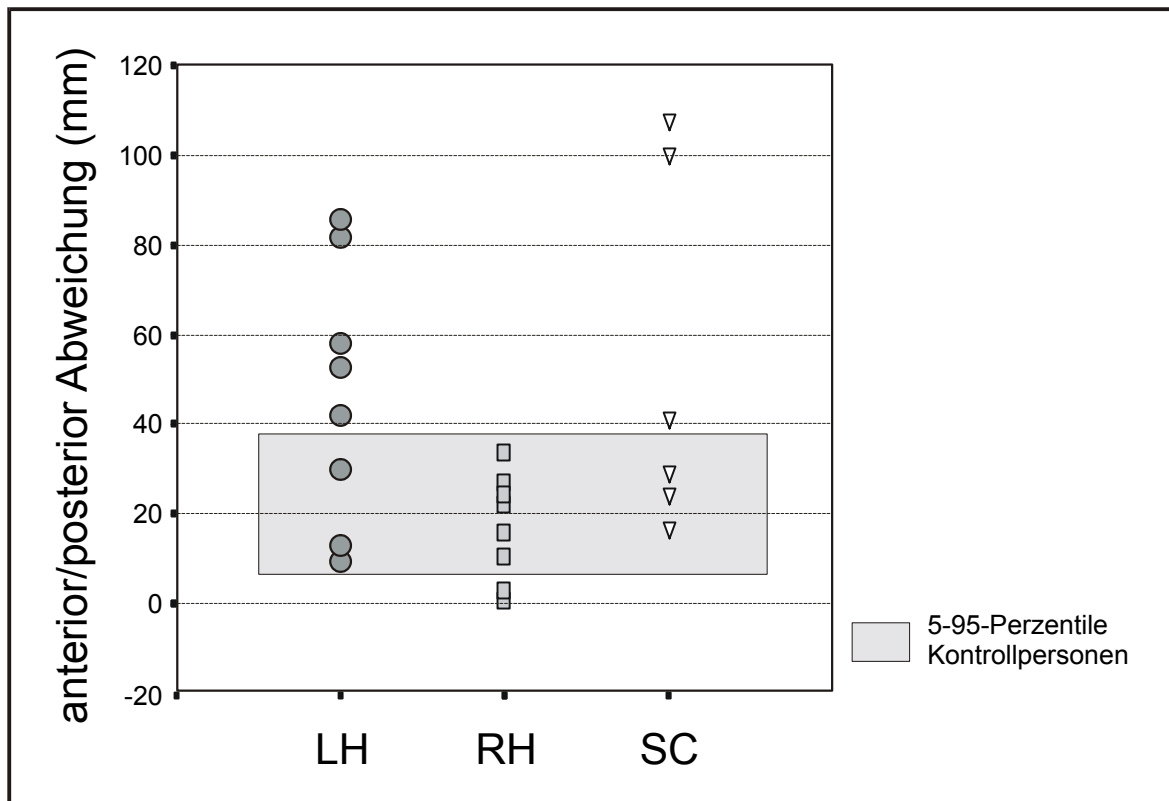


### Abweichung in der Tiefe

Neunzig Prozent der Kontrollpersonen (5-95-Perzentile) machten eine Bewegung die durchschnittlich 8 bis 39 mm zu lang war (d.h. das Ziel kippte geringfügig). Noch mehr in die anteriore Richtung verschoben endete die Bewegung bei fünf von acht Patienten der Gruppe LH, bei keinem der Gruppe RH und drei der Gruppe SC (Abb. 3.4.10).

Obwohl bei der Gruppe SC die höchsten Abweichungen nach anterior registriert wurden, unterschieden sich nur die beiden Gruppen LH und RH signifikant von einander (Tab. 3.4.2, Seite 79; vgl. Abb. 3.4.10).

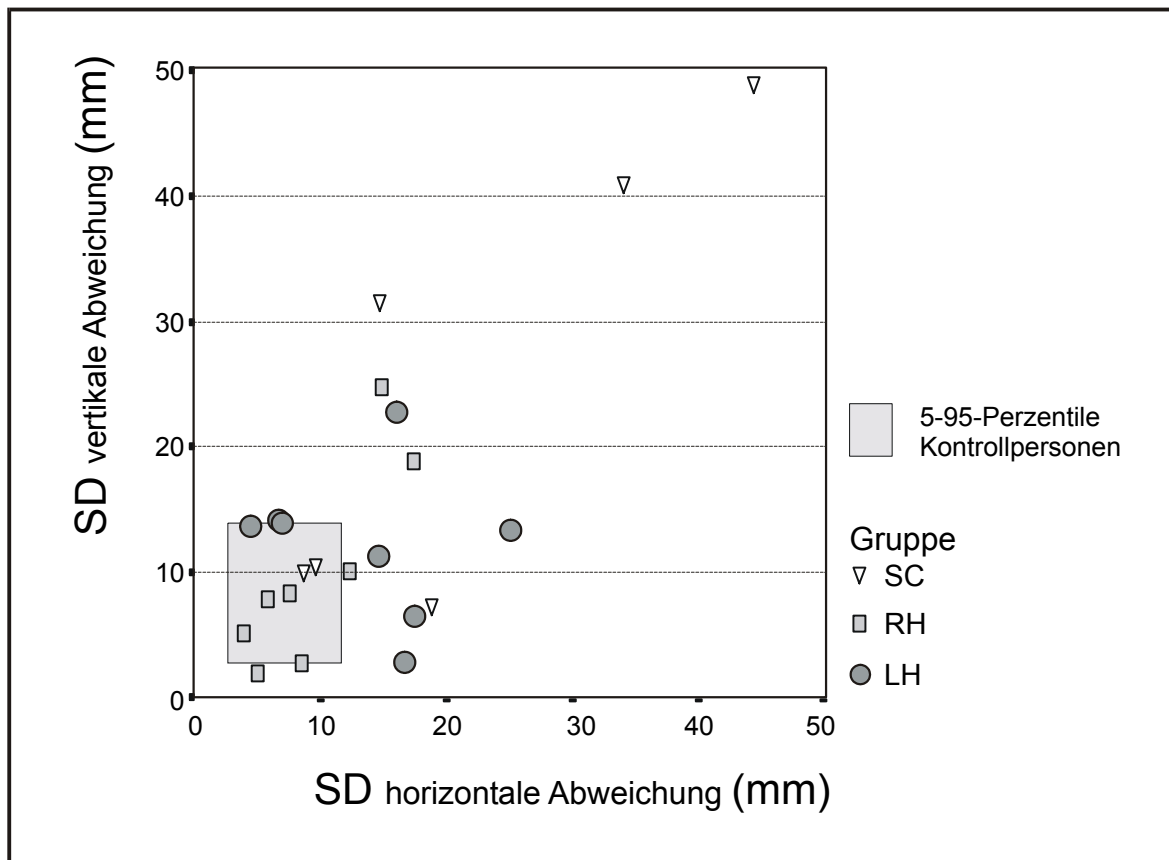
**Abb. 3.4.10:** Genauigkeit der Zeigebewegung ZB in der Tiefe: durchschnittliche Abweichung der Patienten. Abweichung < 0 bedeutet Bewegung war zu kurz, >0 Bewegung schoss über das Ziel hinaus.



### Variabilität der Genauigkeit in der Frontalebene

In allen Raumrichtungen war die Variabilität der Genauigkeit bei Patienten erhöht (vgl. Tab. 3.4.2; Abb. 3.4.11). Am deutlichsten war die Erhöhung bei der Gruppe SC, statistisch signifikant unterschied sie sich jedoch nur in der vertikalen Dimension von den Gruppen LH und RH (Tab. 3.4.2).

**Abb. 3.4.11:** Variabilität der Genauigkeit der Zeigebewegung ZB in der Frontalebene: Standardabweichung der Abweichung in der vertikalen Achse und Standardabweichung der Abweichung in der horizontalen Achse.



**Tab. 3.4.2:** Varianzanalyse (ANOVA) der Patientenleistungen bei der Zielbewegung ZB (Genauigkeitsparameter) unterteilt in Gruppen: Mittelwerte der Z-Werte, Ergebnis der Varianzanalyse, Post-hoc-Vergleich (Student-Newman-Keuls)

<b>Zielbewegung ZB („blind“)</b>							
contraläsionale bzw. mehr betroffene Seite	<b>Gruppe</b>			contraläsionale bzw. mehr betroffene Seite	<b>Gruppe</b>		
	<b>LH</b> (n=8)	<b>RH</b> (n=8)	<b>SC</b> (n=6)		<b>LH</b> (n=8)	<b>RH</b> (n=8)	<b>SC</b> (n=6)
<b><math>\Delta(\text{frontal})\text{-z}</math></b>	3.2	1.7	3.7	<b><math>\text{SD}[\Delta x(\text{lat.})\text{-z}]</math></b>	2.3	1.0	5.0
ANOVA				ANOVA			
<b><math>\Delta x(\text{lateral})\text{-z}</math></b>	-0.5	0.4	-0.1	<b><math>\text{SD}[\Delta z(\text{sup.})\text{-z}]</math></b>	1.4	0.7	5.1
ANOVA				ANOVA	(F <sub>2,21</sub> = 3.5 (p = 0.052) [SC > LH, RH])		
<b><math>\Delta z(\text{superior})\text{-z}</math></b>	-1.8	-1.6	-2.6	<b><math>\text{SD}[\Delta y(\text{ant.})\text{-z}]</math></b>	3.3	0.5	3.3
ANOVA				ANOVA			
<b><math>\Delta y(\text{anterior})\text{-z}</math></b>	4.0	1.3	4.6				
ANOVA	F <sub>2,21</sub> = 3.6 (p = 0.049) [RH < LH]						

**Tab. 3.4.3:** „Zielbewegungen“, contraläsionale (LH und RH) bzw. mehr betroffene (SC) Seite: Mittelwerte, Mediane, SD und durchschnittliche Z-Werte für ausgewählte Parameter, nach Aufgaben und Gruppen unterteilt (vgl. auch Tab. 3.1.2).

Contraläsionale bzw. mehr betroffene Seite		Zielbewegungen											
		Z5			Z1			ZB			ZN		
		LH (n=9)	RH (n=9)	SC (n=7)	LH (n=7)	RH (n=8)	SC (n=7)	LH (n=8)	RH (n=8)	SC (n=6)	LH (n=8)	RH (n=7)	SC (n=6)
<b>MT (ms):</b>	Mittelwert	972.5	954.4	1229.8	1038.8	1193.8	1349.7	1140.1	1254.2	1362.0	1190.3	932.6	1142.2
	Median	917.2	987.4	931.3	1132.6	1122.3	1267.6	1099.7	1188.9	1118.6	939.9	947.4	985.0
	SD	429.4	311.7	591.7	266.3	368.7	715.5	335.1	421.4	832.7	589.5	174.9	473.2
	Z-Wert	4.0	3.7	8.0	3.0	4.2	7.7	3.0	3.7	5.7	6.2	3.7	5.7
<b>Vmax (mm/s):</b>	Mittelwert	783.5	678.3	630.5	742.2	650.8	692.9	690.0	610.4	674.5	671.3	674.0	642.6
	Median	717.3	686.9	603.3	679.1	647.9	723.3	683.9	605.2	704.8	666.2	655.5	565.8
	SD	314.4	182.6	110.1	168.1	135.0	164.5	245.2	209.2	169.5	185.7	208.4	251.7
	Z-Wert	-1.3	-2.0	-2.4	-1.3	-1.9	-1.9	-1.5	-2.0	-1.8	-0.8	-0.8	-1.0
<b>NIV (-):</b>	Mittelwert	2.4	2.2	6.3	1.8	2.8	6.8	2.4	3.3	7.4	3.3	1.7	6.0
	Median	2.0	2.2	5.0	1.4	2.0	4.6	2.0	2.5	5.1	1.6	1.0	4.0
	SD	1.7	1.2	6.0	0.8	2.1	8.0	1.4	2.4	8.4	3.8	0.9	6.2
<b>DIR (%):</b>	Mittelwert	109.6	107.4	154.3	107.5	109.0	149.6	107.6	108.1	141.9	119.9	112.6	138.6
	Median	107.0	106.2	126.9	105.7	109.3	125.3	104.4	106.7	128.5	113.6	111.2	130.6
	SD	7.0	3.7	76.5	6.8	5.8	64.3	8.0	5.2	49.9	16.9	5.8	31.1
	Z-Wert	2.3	1.4	21.7	0.9	0.9	17.0	2.5	1.4	22.5	2.3	0.7	6.4
<b>SD(MT) (ms):</b>	Mittelwert	115.4	75.2	156.7	94.4	116.8	140.1	120.3	93.2	217.4	150.8	115.4	136.5
	Median	79.8	73.3	111.0	74.3	109.6	88.2	79.4	87.5	161.6	127.7	106.9	129.3
	SD	93.9	45.0	104.1	65.9	81.4	91.6	77.2	50.0	196.6	108.0	43.8	68.9
	Z-Wert	4.5	2.4	6.6	2.7	3.7	4.8	2.2	1.4	5.2	3.8	2.5	3.2
<b>SD(DIR) (%):</b>	Mittelwert	3.6	2.7	17.0	3.2	2.5	12.3	3.6	2.4	10.3	6.8	2.4	11.2
	Median	1.8	1.8	3.9	2.8	2.2	7.6	1.6	2.1	7.2	3.9	1.7	9.0
	SD	3.1	2.0	20.0	2.4	1.8	11.7	5.5	1.6	10.8	9.1	1.6	10.0
	Z-Wert	2.2	1.4	14.5	2.2	1.4	12.1	2.1	1.1	7.7	4.0	0.2	7.9

### 3.5 Vergleich der Aufgabentypen

Um die unterschiedlichen Aufgabentypen miteinander zu vergleichen, wurden zunächst die beiden Patientengruppen LH und RH zu einer großen Gruppe zusammengefasst (Patienten mit Hemiparesen) und getrennt von der Gruppe SC (Patienten mit ataktischen Bewegungsstörungen) betrachtet. Die drei großen Aufgabentypen waren erstens die „elementaren Bewegungen“ (ES, EE, ED, EH), zweitens die schnellen Wechselbewegungen (SD, SH, SZ) und drittens die „Zielbewegungen“ (Z5, Z1, ZB, ZN). Die Sägebewegung KS wurde hierbei nicht miteinbezogen, denn es hatte sich gezeigt, dass sich die Ergebnisse für diese Bewegung von den Einzelbewegungen ES und EE nicht wesentlich unterscheiden (vgl. Kap. 3.2).

Für den Vergleich wurden für jeden Patienten zuerst die mittleren Z-Werte der Parameter über die einzelnen Bewegungen für die drei Aufgabentypen („elementare Bewegungen“, „Schnelle Wechsel“ und „Zielbewegungen“) berechnet. Anschließend wurden für die Bewegungsparameter der Mittelwert aller Patienten in den drei Aufgabentypen berechnet (Abb. 3.5.1 und Abb. 3.5.2).

Die Abb. 3.5.1 zeigt die mittleren Z-Werte bei den Aufgabentypen für die Gruppe der hemiparetischen Patienten. Das Vorzeichen der Z-Werte wurde teilweise invertiert, so dass positive Z-Werte immer schlechtere Leistungen wiedergeben.

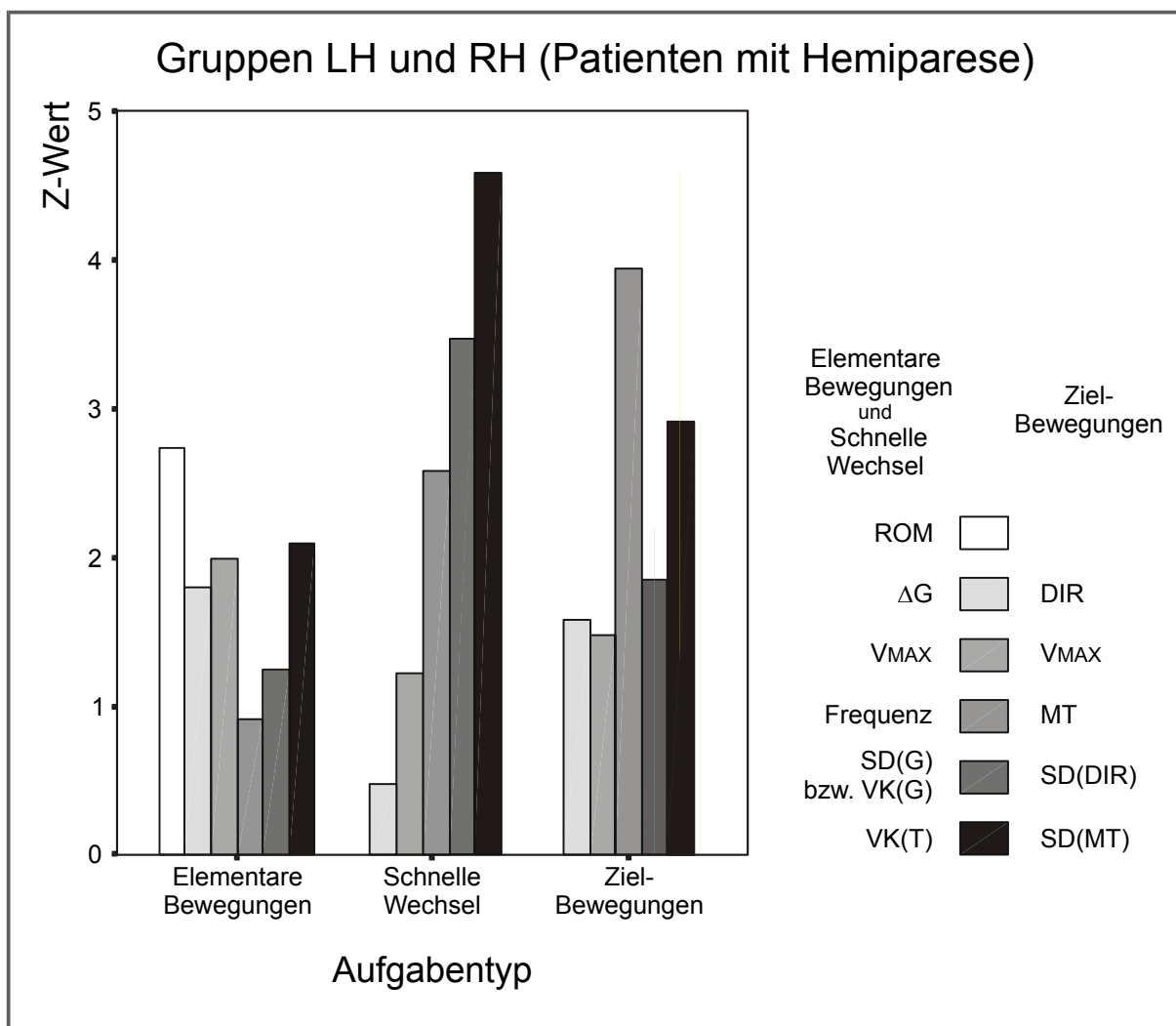
Bei den „elementaren Bewegungen“ machten die hemiparetischen Patienten im Vergleich zu den Kontrollpersonen deutlich kleinere Bewegungen mit einer niedrigeren Frequenz und einer reduzierten Maximalgeschwindigkeit. Sowohl in der Amplitudenvariabilität als auch noch deutlicher in der Bewegungsdauervariabilität waren die Patienten variabler als die Kontrollen. Am deutlichsten wichen sie im maximalen Gelenkspielraum von normalen Leistungen ab. Hier ist der ROM im Schnitt 2.8 Standardabweichungen vom Median der Leistung der Kontrollen entfernt.

Bei den schnellen Wechselbewegungen machten die Patienten mit Hemiparese nur geringfügig kleinere Bewegungen als die Kontrollen. Deutlicher wichen die Maximalgeschwindigkeit und vor allem die Frequenz von den Kontrollen ab. Die größten Z-Werte traten jedoch in der Amplitudenvariabilität und Bewegungsdauervariabilität auf,

hier lag die durchschnittliche Leistung mehr als 3 bzw. 4 Standardabweichungen über dem Mittelwert der Kontrollen.

Bei den „Zielbewegungen“ wich die durchschnittliche Bewegungsdauer mit fast 4 Standardabweichungen am deutlichsten von normalen Leistungen ab. Auch die Variabilität der Bewegungsdauer war sehr ausgeprägt (durchschnittlicher Z-Wert fast 3). Von ähnlicher Größenordnung war die Abweichung von normalen Leistungen in den Parametern Direktheit, Maximalgeschwindigkeit und Variabilität der Direktheit.

**Abb. 3.5.1:** Mittlere Z-Werte bei den Aufgabentypen „Elementare Bewegungen“ (ES; EE, ED, EH), „Schnelle Wechsel“ (SD, SH, SZ) und „Zielbewegungen“ (Z5, Z1, ZB, ZN). Betrachtet wurden nur die Patienten mit Hemiparesen (Gruppen LH und RH).



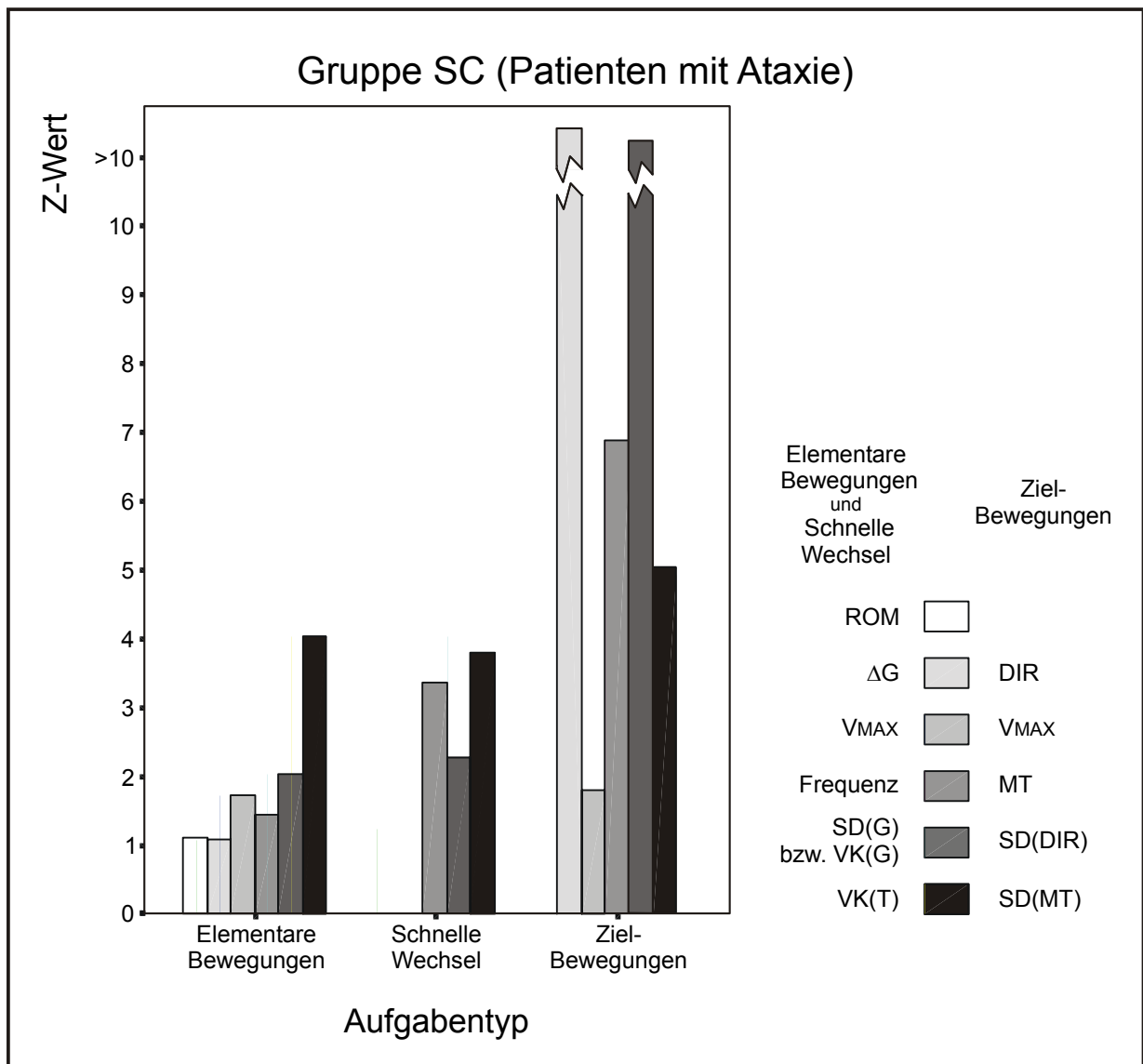
Die Abb. 3.5.2 zeigt die mittleren Z-Werte bei den Aufgabentypen „elementare Bewegungen“, „schnelle Wechsel“ und „Zielbewegungen“ für die Gruppe der Patienten mit ataktischen Bewegungsstörungen.

Auch die Patienten mit ataktischen Bewegungsstörungen produzierten bei den „elementaren Bewegungen“ kleinere Bewegungen mit einer niedrigeren Frequenz und einer reduzierten Maximalgeschwindigkeit im Vergleich zu Kontrollen. Allerdings war der Unterschied nicht so ausgeprägt wie bei den hemiparetischen Patienten. Deutlich außerhalb des Normbereiches waren die Patienten vor allem in der Bewegungsdauervariabilität, weniger in der Amplitudenvariabilität. Die maximalen Gelenkwinkel ROM waren im Vergleich zu den Kontrollen nur um eine Standardabweichung verringert, während dieser Parameter bei den hemiparetischen Patienten am deutlichsten betroffen war.

Bei den schnellen Wechselbewegungen machten die Patienten mit ataktischen Störungen größere Bewegungen als die Kontrollen (entsprechender Balken in Abb. 3.5.2 daher nicht sichtbar), mit annähernd gleichen Maximalgeschwindigkeiten. Deutlich schlechter als die Kontrollen waren die Patienten jedoch in der Frequenz sowie in der Amplituden- und Bewegungsdauervariabilität.

Extreme Unterschiede zu Kontrollleistungen wiesen die Patienten bei den „Zielbewegungen“ auf. Am deutlichsten waren die Differenzen in den Parametern Direktheit und Variabilität der Direktheit. Aber auch die Bewegungsdauer und die Variabilität der Bewegungsdauer waren deutlich gegenüber den Kontrollen erhöht. Am wenigsten drückte sich der Unterschied in den erreichten Maximalgeschwindigkeiten aus.

**Abb. 3.5.2:** Mittlere Z-Werte bei den Aufgabentypen „Elementare Bewegungen“ (ES; EE, ED, EH), „Schnelle Wechsel“ (SD, SH, SZ) und „Zielbewegungen“ (Z5, Z1, ZB, ZN). Betrachtet wurden nur die Patienten mit ataktischen Bewegungsstörungen (Gruppe SC).



### Vergleich der Patienten

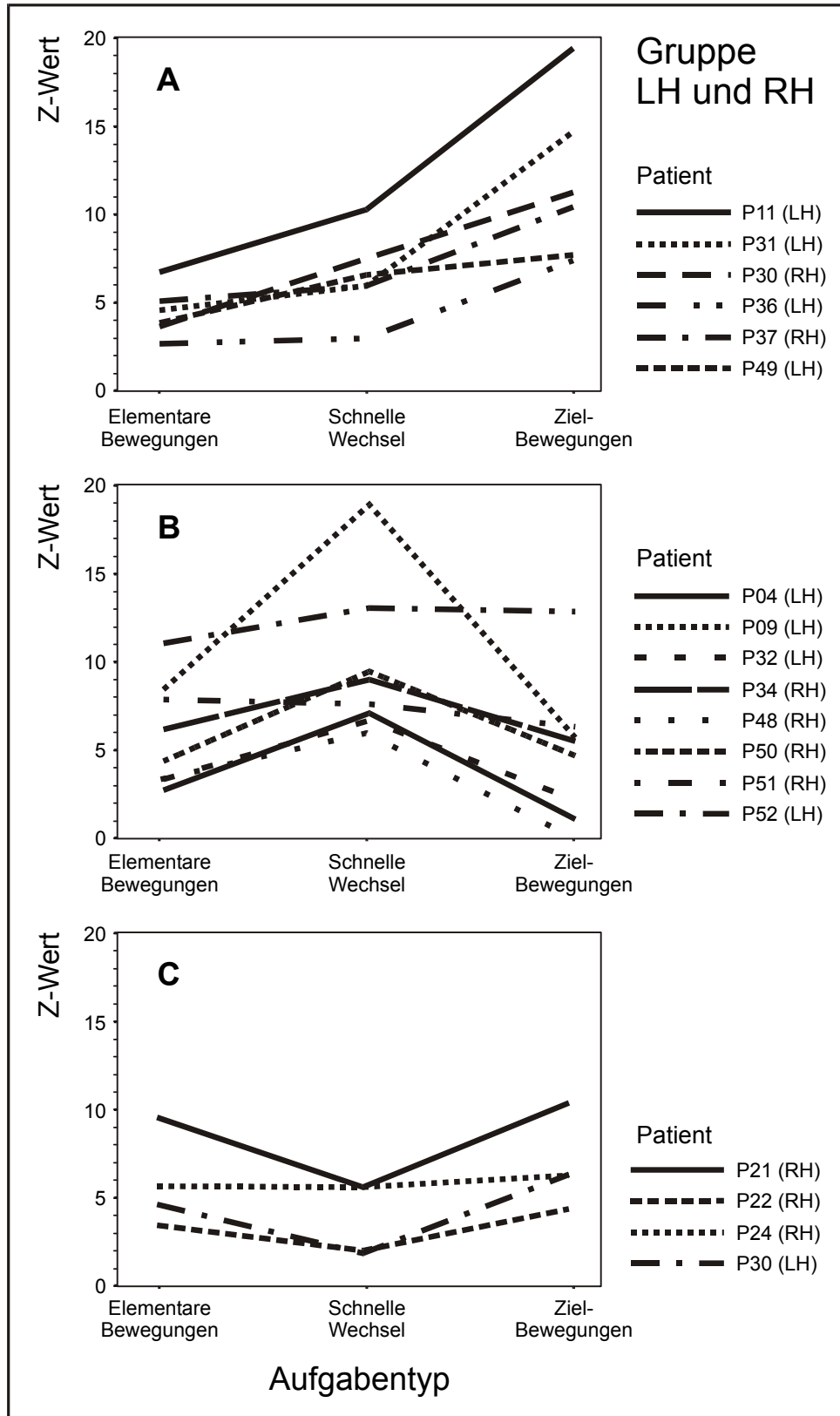
Um die Aufgabenleistung innerhalb der Patienten miteinander zu vergleichen, wurde individuell für jeden Aufgabentyp die Summe aus dem schlechtesten Z-Wert bei den „klassischen“ Bewegungsparametern  $\Delta G$  bzw. DIR, Frequenz bzw. MT und VMAX und dem schlechteren der beiden Variabilitätsmaße SD(G) bzw. VK(G) bzw. SD (DIR) und VK(T) bzw. SD(MT) gebildet (Abb. 3.5.3 und Abb. 3.5.4). Verbindet man diese drei Werte erhält man ein Profil für den Patienten, das zeigt welche Aufgabentypen bei ihm mehr gestört waren als die anderen.



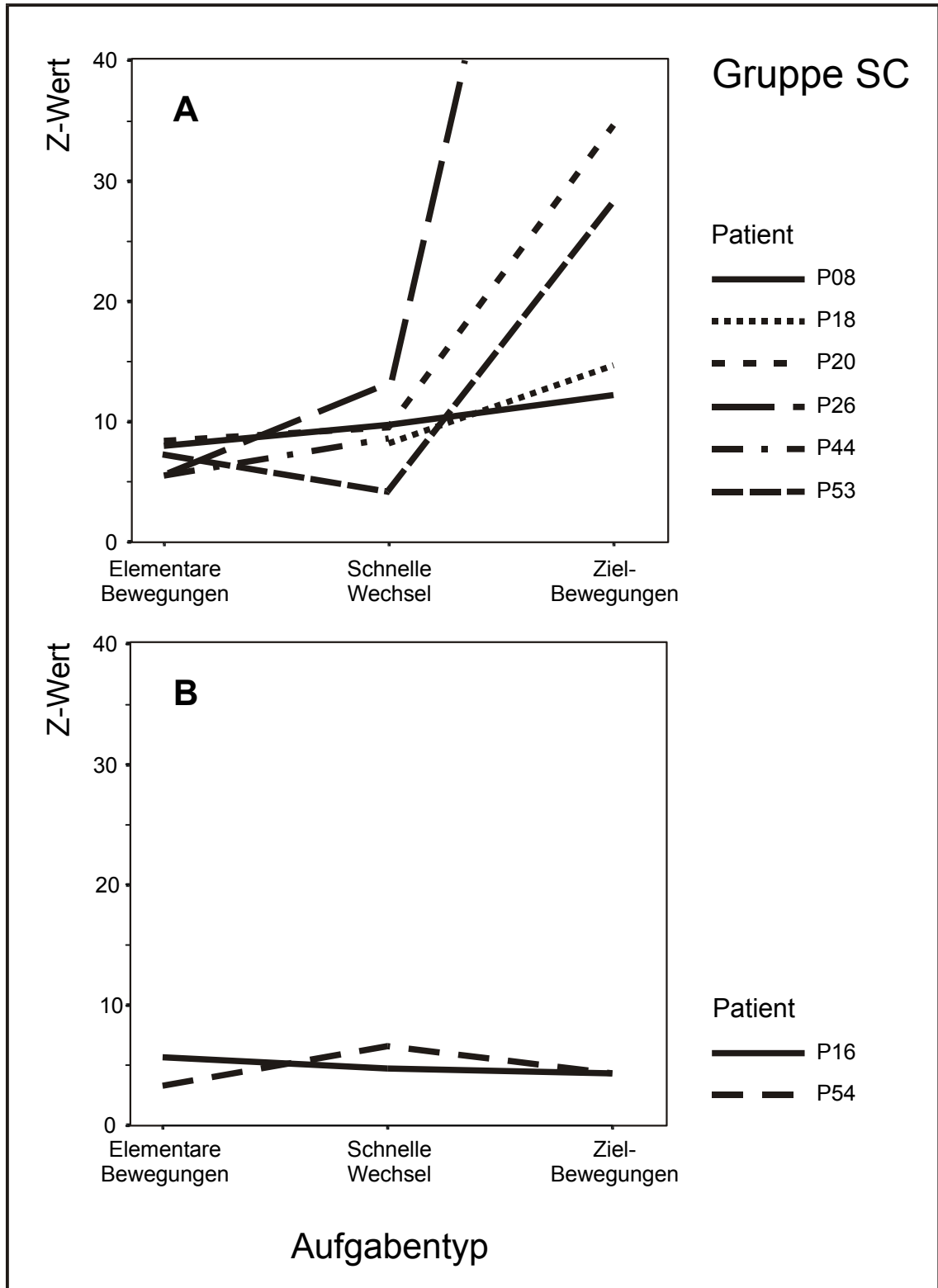
Bei den hemiparetischen Patienten ließen sich drei größere Gruppen erkennen. Sechs Patienten hatten die geringsten Z-Werte bei den „elementaren Bewegungen“ und die höchsten bei den „Zielbewegungen“, die schnellen Wechsel lagen dazwischen (Abb. 3.5.3 A). Acht Patienten wiesen die höchsten Z-Werte bei den Aufgaben „schnelle Wechsel“ auf, die anderen beiden Aufgabentypen waren weniger betroffen. (Abb. 3.5.3 B) und vier Patienten hatten in allen drei Aufgabentypen etwa gleiche Z-Werte, wobei die schnellen Wechsel am wenigsten betroffen waren (Abb. 3.5.3 C).

Bei den Patienten mit den ataktischen Bewegungsstörungen gab es im wesentlichen zwei Verteilungstypen. Sechs Patienten zeigten die größten Z-Werte bei den „Zielbewegungen“ (Abb. 3.5.4 A). Zwei Patienten hatten in allen drei Aufgabentypen gleich hohe Z-Werte (Abb. 3.5.4 B), wobei diese Patienten insgesamt nur moderat erhöhte Z-Werte aufwiesen, also vergleichsweise gering gestörte Bewegungen zeigten.

**Abb. 3.5.3:** Unterschiedliche Störungsprofile (A, B, C) der Patienten mit Hemiparese bei den drei Aufgabentypen: Bei jedem Aufgabentyp wurde die Summen aus dem schlechtesten Z-Wert von DG [DIR], Frequenz [MT] und VMAX und dem schlechteren der Z-Werte bei SD(G) [SD(DIR)] und VK(T) [VK(MT)] gebildet (in eckigen Klammern die Parameter bei den „Zielbewegungen“).



**Abb. 3.5.4:** Unterschiedliche Störungsprofile (A, B) der Patienten mit ataktischen Bewegungsstörungen bei den drei Aufgabentypen: Bei jedem Aufgabentyp wurde die Summen aus dem schlechtesten Z-Wert von DG [DIR], Frequenz [MT] und VMAX und dem schlechteren der Z-Werte bei SD(G) [SD(DIR)] und VK(T) [VK(MT)] gebildet (in eckigen Klammern die Parameter bei den „Zielbewegungen“). Definition der Profile im Text.



## 4 Diskussion

Im Rahmen der Rehabilitation und genauen Diagnostik motorischer Störungen stellen Verfahren kontinuierlicher Bewegungsaufzeichnung einen entscheidenden Fortschritt dar. Sie ermöglichen die objektive Beobachtung und Messung sich dem bloßen Auge oder einfachen Zeitmessungen entziehender Zusammenhänge. Die Untersuchungsergebnisse der kinematischen Analysen bei motorischen Störungen der oberen Extremität sollen im folgenden diskutiert werden.

### 4.1 Hauptergebnisse

Die Leistungen von Schlaganfall-Patienten bei Arm- und Handbewegungen konnten durch die Bewegungsmessungen und die Analyse der resultierenden kinematischen Parameter quantitativ und qualitativ erfasst werden. Durch den Vergleich mit Leistungen von gesunden Kontrollpersonen konnten sie eindeutig als pathologisch abgegrenzt werden. Somit erwies sich das Bewegungsmesssystem als gut geeignet, die klinisch offensichtlichen Defizite quantitativ und qualitativ zu beschreiben.

Es stellte sich heraus, dass bei den verschiedenen Aufgabentypen jeweils unterschiedliche kinematische Parameter gut geeignet waren, die pathologische Leistung zu charakterisieren und zu quantifizieren. Dabei waren zeitliche Kennwerte (z.B. Frequenz, Bewegungsdauer, Bewegungsdauervariabilität) sensitiver, als rein räumliche Kennwerte (z.B. Amplitude). Komplexe Parameter wie z.B. die Variabilität von Bewegungsdauer oder Bewegungsamplitude, die nur über derartige Bewegungsmessungen erhoben werden können, waren dabei Parametern überlegen, die auch über einfachere Messmethoden ermittelt werden können, wie z.B. die Frequenz einer Bewegung.

Die verschiedenen kinematischen Parameter waren bei pathologischen Bewegungen zum Teil unabhängig voneinander und in unterschiedlichem Ausmaß betroffen. Es gab z.B. keine Korrelationen zwischen den Bewegungsdauervariabilitäten und den Bewegungsamplitudenvariabilitäten, d.h. Patienten mit einer hohen Bewegungsdauervariabilität wiesen nicht unbedingt auch eine hohe Bewegungsamplitudenvariabilität auf. Dies weist daraufhin, dass es sich hierbei um verschiedene Aspekte einer Bewegung handelt, die unterschiedlich stark verändert sein können. Sie müssen somit getrennt voneinander betrachtet werden.

Einzelne Aufgaben waren schwieriger als andere und hatten daher auf die Leistung von Patienten unterschiedliche Auswirkungen. Die einfacheren Bewegungen der Gruppe der „elementaren Bewegungen“ zeigten eine geringere Beeinträchtigung als die komplexen Bewegungen der Gruppe „Zielbewegungen“. Eine höhere Anforderung führte also zu einer überproportional stärkeren Beeinträchtigung der Bewegungsausführung.

Die klinisch unterschiedlichen Störungen Ataxie und Parese konnten auch durch die Bewegungsmessung klar voneinander differenziert werden. Dabei wurden Parameter gefunden, die dafür besonders gut geeignet waren, während andere Parameter dafür nur bedingt oder gar nicht herangezogen werden konnten. Innerhalb einer Gruppe gab es jedoch große interindividuelle Unterschiede. Für die grobe klinische Klassifikation „Hemiparese“ wurde in dieser Arbeit gezeigt, dass sich die individuellen Störungsmuster gravierend unterscheiden. Es ließen sich jedoch Hinweise darauf finden, dass Untergruppen mit ähnlichem Störungsmuster gebildet werden können.

Insgesamt erwiesen sich die Bewegungsmessungen mit dem verwendeten Ultraschallsystem als eine einfach anzuwendende Methode, mit der objektive Daten erhoben werden können. Somit kann das Ausmaß einer Bewegungsstörung quantitativ erfasst werden. Dies ermöglicht eine genaue Dokumentation, die einen Vergleich zwischen Patienten möglich macht und zu einer Verlaufsbeobachtung bei einem Patienten geeignet ist. Angesichts der Objektivität ist diese Methode der einfachen klinischen Beschreibung durch einen Untersucher deutlich überlegen.

In den folgenden Abschnitten werden die Ergebnisse im Einzelnen betrachtet.

## **4.2 Vergleich von Patientenleistungen bei unterschiedlichen Bewegungsaufgaben mit Leistungen von gesunden Kontrollen**

### **Elementare Bewegungen**

Die „elementaren Bewegungen“ umfassten die Einzelgelenkbewegungen in Schulter (ES), Ellbogen (EE) und Handgelenk (EH) sowie die Pro- und Supination (ED). Geprüft wurden der maximale aktive Gelenkspielraum (ROM) sowie repetitive Bewegungen, die flüssig und mit einer natürlichen Geschwindigkeit ausgeführt werden sollten.

**Die Leistungen der Patienten unterschieden sich im Schnitt eindeutig von den Leistungen der gesunden Kontrollen.**

Der Parameter ROM (maximaler Gelenkspielraum) war dabei der Parameter, der die größten Abweichungen in der Leistung zwischen Patienten und Kontrollen aufwies, d.h. viele der Patienten hatten ROM-Werte, die als deutlich pathologisch zu werten waren. Dies findet seinen Ausdruck in den Z-Werten, die bei ROM am höchsten waren (zur Definition des Z-Wertes siehe Kapitel 2.5.2). Nur in einer Aufgabe (ED) lag der durchschnittliche Z-Wert unterhalb der Grenze von -2.

Auch in den Parametern der repetitiven Bewegungen (Amplitude, Frequenz, Maximalgeschwindigkeit, NIV, Variabilitätsmaße) waren die Patientenleistungen eingeschränkt. Die Parameter Amplitude, Frequenz und Maximalgeschwindigkeit waren nur bedingt bei der Betrachtung der Patientenleistung verwertbar, da sie möglicherweise unbeabsichtigt durch eine im Vergleich zu den Kontrollpersonen unterschiedliche Instruktion zur Bewegungsausführung beeinflusst wurden. Die Patienten dieser Studie wurden vermutlich vor allem bei der Aufgabe ES zu geringeren Bewegungsamplituden angeleitet. Damit ergaben sich aus den niedrigeren Amplituden der Bewegung auch niedrigere Winkelgeschwindigkeiten. Durch die kleinere Bewegung konnten die Patienten daher vergleichsweise hohe Frequenzen erreichen. Damit könnte der Unterschied einer pathologischen Leistung zu einer normalen Bewegung bei den Frequenzen künstlich verringert worden sein, während er bei den Maximalgeschwindigkeiten künstlich erhöht wäre (vgl. Tab. 3.1.1).

Die Anzahl der Geschwindigkeitswechsel (NIV), die die Glattheit der Bewegung charakterisieren, war in allen vier Aufgaben erhöht. Die maximale Anzahl an Geschwindigkeitswechseln bei Normalpersonen lag in Abhängigkeit von der Aufgabe zwischen 1,3 bis 2. Fast immer lagen mehr als die Hälfte der Patienten außerhalb dieses Bereiches, also zeigt auch der NIV-Wert pathologische Leistungen an. Aufgrund des „Bodeneffektes“ bei NIV können keine Z-Werte berechnet werden (NIV ist kein annähernd normalverteilter Wert, da ein NIV-Wert von 1 nicht unterschritten werden kann und deutlich mehr als die Hälfte der Kontrollen einen idealen NIV-Wert von 1 aufwiesen, vgl. Kap. 1.4). Damit eignet sich der Parameter nur bedingt zu einer Analyse, da wichtige statistische Berechnungen nicht durchgeführt werden können, insbesondere ein Vergleich über die Aufgaben hinweg erschwert ist.

Die räumliche und zeitliche Variabilität waren in einer ähnlichen Größenordnung wie die Parameter Frequenz, Maximalgeschwindigkeit oder NIV betroffen (vgl. Tab. 3.1.1, Seite 46). Die Variabilitätsmaße bei den „elementaren Bewegungen“ der Patienten waren in Richtung einer pathologisch gestörten Leistung verschoben, wobei sich die Patienten in der Bewegungsdauer variabler zeigten als bei den Amplituden.

Bei allen Parametern der „elementaren Bewegungen“ waren die durchschnittlichen Z-Werte in Richtung einer pathologischen Leistung verschoben, jedoch lag der durchschnittliche Z-Wert nur selten außerhalb von 2 bzw. -2, der Grenze zwischen einer noch normalen und einer pathologischen Leistung. Es lassen zwei mögliche Ursachen diskutieren. Bei den Bewegungen vom Typ der „elementaren Bewegungen“ sind diese Parameter nicht immer sensitiv genug, um eine pathologische Leistung klar als solche abzutrennen. Andererseits mag es sein, dass der durchschnittliche Patient in der Lage war, eine nur relativ gering gestörte Bewegung bei diesen Aufgaben zu produzieren. Dazu muss aber gesagt werden, dass die Patientengruppen sehr heterogen waren, es also Patienten mit geringen motorischen Beeinträchtigungen und Patienten mit ausgeprägten motorischen Störungen gab. Bei einem Patienten mit starker Beeinträchtigung waren die kinematische Parameter auch deutlich verändert, d.h. der Z-Wert lag weit außerhalb der Grenze von 2 bzw. -2.

Zusammenfassend kann gesagt werden: Für die „elementaren Bewegungen“ waren der Parameter ROM sowie die Variabilitätsmaße Amplitudenvariabilität und Bewegungsdauervariabilität am besten geeignet, pathologische Leistungen von

normalen zu unterscheiden. Amplitude und Frequenz waren aufgrund ihrer Instrukti-  
onsabhängigkeit, die Geschwindigkeitswechsel aufgrund der schwierigen statistischen  
Verwertbarkeit weniger geeignet.

### **Die Leistungen in den einzelnen Aufgaben waren ähnlich stark betroffen und es gab nur wenige Unterschiede**

Bei allen vier Aufgaben ES, EE, ED, EH traten die größten durchschnittlichen Z-Werte in den Parametern ROM und Bewegungsdauervariabilität VK(T) auf. Einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Aufgaben gab es für die Parameter Amplitude, Frequenz, Maximalgeschwindigkeit und Bewegungsdauervariabilität. In der Aufgabe EE war die Bewegungsdauervariabilität deutlich gegenüber den anderen Aufgaben erhöht (Tab. 3.1.1, Seite 46). Warum diese Aufgabe in diesem Parameter stärker betroffen ist, kann nicht eindeutig geklärt werden. In den Parametern Amplitude, Frequenz und Maximalgeschwindigkeit traten statistische Unterschiede zwischen der Aufgabe ES und den anderen drei Aufgaben auf. Wie oben erläutert, dürfte es sich jedoch dabei größtenteils um den Effekt eines Instruktionsfehlers handeln.

Man kann festhalten, dass alle vier Aufgaben klar betroffen waren. Eine pathologische Leistung in einer Aufgabe lässt sich aus den resultierenden kinematischen Parametern ablesen. Die unterschiedlichen Bewegungen der vier Aufgaben haben dabei keine differenzierenden Effekte auf die Abweichung der Gesamtleistung der Patienten gegenüber der Norm. Das Ausmaß der Störung war in allen vier Aufgaben vergleichbar groß, d.h. keine der vier Aufgaben stellte für die Patienten eine wesentlich höhere Schwierigkeit als die anderen Aufgaben dar. Es muss jedoch betont werden, dass hierbei keine Aussage über einen individuellen Patienten möglich sind. Hier kann das Störungsmuster der vier Aufgaben ganz unterschiedlich sein. So können hier einzelne Aufgaben wenig, andere stark betroffen sein(vgl. Abb. 3.1.8, Seite 41).

Die vier Aufgaben unterschieden sich darin, welche Muskeln und Gelenke an der Bewegung beteiligt waren. Wie in der Einleitung erwähnt, sind typischerweise proximale Muskelgruppen von einer Parese stärker betroffen als distale (vgl. Poeck & Hacke 1998). Mit den Ergebnissen dieser Untersuchung kann dies nicht eindeutig belegt werden. Es ließen sich keine klaren signifikanten Unterschiede zwischen den proximalen Bewegungen in Schulter und Ellbogen (ES und EE) sowie der distalen im Handge-



lenk (EH) nachweisen (vgl. Tab. 3.1.1 und Tab. 3.1.2). Dafür gibt es die folgende Erklärungsmöglichkeit: Aus der klinischen Beobachtung ist bekannt, dass vor allem die feine Willkürmuskulatur der Hand und Finger betroffen ist. In dieser Untersuchung sind die Fingerbewegungen nicht berücksichtigt worden. Man kann also spekulieren, dass sich ein Unterschied gefunden hätte, wären außer den Bewegungen in Schulter, Ellbogen und Handgelenk noch Fingerbewegungen untersucht worden. Die Bewegungen der Finger im Rahmen der Tappingbewegung SZ lassen sich hierbei leider nicht heranziehen, da das Anforderungsprofil wesentlich unterschiedlich zu dem der „elementaren Bewegungen“ war.

### **Durch die Analyse unterschiedlicher kinematischer Parameter können bei einer Bewegung verschiedene Teilaspekte betrachtet werden**

Trotz der möglichen Beeinflussung des Parameters Amplitude durch unterschiedliches Anleiten zur Durchführung fiel auf, dass die Amplituden der Bewegungen bei allen vier Aufgaben reduziert waren. An den eingeschränkten ROM-Werten sieht man, dass der maximale Bewegungsspielraum in den entsprechenden Gelenken bei Patienten jeweils deutlich herabgesetzt war. Bei den repetitiven Bewegungen wurde instruiert, dass die Bewegung etwa den halben maximalen Bewegungsspielraum beinhalten sollte. Da dieser bei Patienten schon reduziert war, scheint es eine logische Folge, dass es auch die Amplituden der repetitiven Bewegungen“ sind, die Patienten also ebenfalls einen Bewegungsspielraum benutzten, der einen mittleren Bereich ihres maximalen Bewegungsspielraumes abdeckte. Auf diese Weise wurden Extrembereiche vermieden, die möglicherweise besonders hohe Anforderungen an das gestörte motorische System darstellen. Somit wäre auch die erniedrigte Amplitude der Bewegungsausführung ein Zeichen eines pathologischen Defizits.

Trotzdem ist dieser Parameter aufgrund seiner starken Beeinflussbarkeit relativ ungeeignet, die repetitive Bewegung und die Störung der repetitiven Bewegung zu beschreiben. Der Parameter Maximalgeschwindigkeit korreliert in hohem Maße mit der Amplitude der Bewegung. In diesem Fall ergibt er daher kaum zusätzliche Information über die Störung der Bewegung. Auch die Frequenz der Bewegung ist ein Parameter, der durch die Instruktion beeinflusst wird. Aber auch an den leicht reduzierten Fre-

quenzen zeigt sich, dass durch die pathologische Störung das Defizit nicht soweit ausgeglichen werden kann, dass gar kein Unterschied zu den Kontrollen auftritt.

Diskret größere Abweichungen zu den Kontrollleistungen fielen bei den Variabilitätsmaßen auf, die somit eine Störung des Bewegungsablaufes bei den repetitiven Bewegungen am sensitivsten erfassen konnten. Zudem war aufgefallen, dass die Amplitudenvariabilitäten nicht mit den Bewegungsdauervariabilitäten korrelierten. Es lässt sich daher festhalten, dass die räumliche und die zeitliche Variabilität der Bewegungszyklen einer repetitiven Bewegung unabhängig von einander gestört sein kann. Es handelt sich somit um zwei verschiedene Aspekte der Bewegungswiederholung, die auch getrennt voneinander betrachtet werden müssen.

Interessanterweise waren bei den maximalen Gelenkspielräumen höhere Z-Werte aufgetreten als in den kinematischen Parametern, die die repetitive Bewegung beschreiben. Man könnte dies als Hinweis werten, dass die motorische Beeinträchtigung bei Patienten vor allem in den Extreimbereichen von Bewegungen besonders deutlich wird, während sie in einem mittlerem Bewegungsbereich besser kompensiert werden kann und daher weniger starke Unterschiede zu normalen Leistungen auftreten.

## **Koordinationsaufgabe KS**

Als eigener Aufgabentyp wurde die Koordinationsaufgabe KS („Sägebewegung“) betrachtet. Im wesentlichen ist sie eine Kombination aus den beiden „elementaren Bewegungen“ ES und EE. Zusätzlich mussten hier Ellbogen und Schulter in exakter Koordination bewegt werden, damit die gewünschte „Sägebewegung“ resultierte.

Die durch die Instruktion vorgegebene Amplitude der Bewegung konnte von fast allen Patienten umgesetzt werden (vgl. Abb. 3.2.2, Seite 50), jedoch war die erreichte Frequenz deutlich niedriger als bei Kontrollen. Der durchschnittliche Z-Wert lag nahe der Grenze von  $-2$ , so dass hier ein deutliches Defizit der Patienten auffällt. In gleicher Größenordnung war die Maximalgeschwindigkeit gegenüber Kontrollen erniedrigt (vgl. Tab. 3.2.1, Seite 56).

Als Maß für eine gestörten Koordination zwischen Schulter und Ellbogen diene das Amplitudenverhältnis  $\Delta GS/\Delta GE$ . Ein Großteil der Patienten zeigte normale  $\Delta GS/\Delta GE$ -

Werte, etwa  $\frac{1}{4}$  der Patienten jedoch erhöhte Werte, die eine Störung der Koordination anzeigen. Bei diesen Patienten war die proximaler gelegene Schulterbewegung deutlich weniger betroffen als die Ellbogenbewegung, d.h. obwohl die Schulter eine Bewegung durchführte, war die koordinierte Bewegung im Ellbogen reduziert oder sie fehlte. (vgl. Abb. 3.2.3, Seite 51). Resultat war eine nach oben orientierte Bewegung des Handgelenkes.

Die Bewegungsdauervariabilität und die Amplitudenvariabilität der Handgelenksbewegung waren Parameter, die noch geringfügig höhere Z-Werten als die Frequenz und die Maximalgeschwindigkeit aufwiesen. Somit zeigten sie einen Unterschied zwischen pathologischer und normaler Leistung am empfindlichsten an (vgl. Tab. 3.2.1, Seite 56).

Beim Vergleich zwischen den Einzelbewegungen ES und ES und den Teilbewegungen in Schulter und Ellbogen der Aufgabe KS wurden statistische signifikante Unterschiede gefunden (vgl. Tab. 3.2.1, Seite 56). Die Amplitude der Schulterbewegung war deutlich kleiner bei der Einzelgelenksbewegung als im Rahmen der Sägebewegung. Wie erwähnt korrelieren die Maximalgeschwindigkeiten und Frequenzen stark mit der Amplitude, so dass es nicht verwunderlich ist, dass auch diese beiden Parameter signifikante Unterschiede zwischen der Koordinationsaufgabe und der Einzelgelenksbewegung zeigten. Da die Amplitude sehr durch die Instruktion zu beeinflussen ist, sind diese Unterschiede nur sehr vorsichtig zu werten, möglicherweise sind sie sogar nur künstlich. Die beiden Ellbogenbewegungen unterschieden sich nur in einem Parameter, der Bewegungsdauervariabilität. Hier waren die Patienten variabler bei der Einzelbewegung im Ellbogengelenk.

Es ist nicht unwahrscheinlich, dass die gefundenen statistischen Unterschiede zwischen den Aufgaben ES und KS in erster Linie artifiziell waren. Damit wäre es egal, ob die Bewegung im Rahmen der Einzelgelenksbewegung oder innerhalb der Koordinationsaufgabe durchgeführt wird, weil sich keine stärkere Betroffenheit durch die vermeintlich schwierigere Koordinationsaufgabe zeigte. Letztendlich bedeutet dies, dass keine zusätzliche Information aus dieser Kombinationsaufgabe erschlossen werden kann. Die Vermutung, dass diese Aufgabe „komplexer“ sei und damit stärker beeinträchtigt sein wird, hat sich also bestätigt. Als Konsequenz kann im Rahmen von

Routineuntersuchungen die kombinierte Untersuchung der beiden Gelenke ausreichen, um trotzdem beide Gelenke „unabhängig“ voneinander zu analysieren.

## **Schnelle Wechselbewegungen**

Die schnellen Wechselbewegungen sollten mit Maximalgeschwindigkeit durchgeführt werden, wobei die Diadochokineseprüfung (SD) schnellstmögliche Pro- und Supination im Unterarm, das Hand- und Zeigefingertapping (SH, SZ) schnelle Flexions- und Extensionsbewegungen im Handgelenk bzw. im MCP-Gelenk des Zeigefingers erforderten. Da diese Aufgaben eine maximale Anforderungen an das motorische System stellten, wurde erwartet, dass die Leistungen der Patienten sich hier stärker von den Kontrollleistungen unterscheiden als bei den „elementaren Bewegungen“.

### **Die Leistungen der Patienten unterschieden sich im Schnitt noch deutlicher von den Leistungen der gesunden Kontrollen als bei den „elementaren Bewegungen“**

Die Patienten erreichten im Schnitt deutlich gegenüber der Norm erniedrigte Frequenzen und wiesen dabei stark erhöhte Variabilitätsmaße auf. Die höchsten Z-Werte traten bei der Bewegungsdauervariabilität auf (durchschnittliche Z-Werte: SZ = 4.0, SH = 4.8, SD = 4.2, Tab. 3.3.2, Seite 67), leicht niedrigere bei der Amplitudenvariabilität (durchschnittliche Z-Werte: SZ = 2.9, SH = 3.1, SD = 3.2) und noch etwas geringere bei der Frequenz (durchschnittliche Z-Werte: SZ = -2.6, SH = -3.6, SD = -2.3). Beide Variabilitätsmaße waren also sensitiver auf pathologische Leistungen als die Frequenz, einem in Klinik und Studien häufig verwendeten Parameter bei Tappingaufgaben (z.B. Notermans et al. 1994; Haaland & Harrington 1996; Winstein & Pohl 1995).

Bei allen drei Parametern lag die durchschnittliche Leistung weit außerhalb der Grenzen normaler Leistungen. Dieses Ergebnis entspricht der Hypothese, dass diese Aufgaben anspruchsvoller sind als die Aufgaben der „elementaren Bewegungen“ und daher Defizite bei der Bewegungsdurchführung deutlicher zu Tage treten.

Auch die Geschwindigkeitswechsel waren deutlich erhöht gegenüber den Kontrollen. Während die Kontrollpersonen im Schnitt den Idealwert von 1.0 erreichten, traten in

allen drei Aufgaben bei mehr als der Hälfte der Patienten höhere Werte auf. Wie bereits mehrfach erwähnt, ist der Nachteil des Parameter NIV, dass hier keine Z-Werte errechnet werden können und somit statistische Vergleiche zwischen den Aufgaben nur schwer möglich sind.

So gut wie keinen Unterschied zwischen Patienten und Kontrollen gab es bei der Amplitude der Bewegung. Auch in den Maximalgeschwindigkeiten unterschieden sich die Patientenleistungen nur wenig von Kontrollleistungen. Wie bei allen anderen Aufgaben war die Korrelation dieser beiden Parameter hoch.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass die Variabilitätsmaße bei diesen Aufgaben die sensitivsten Parameter zur Erfassung einer pathologischen Leistung waren. Etwas weniger sensitiv war die Frequenz. Wie bei den „elementaren Bewegungen“ korrelierten die räumlichen und zeitlichen Variabilitätsmaße nicht miteinander, so dass es sich um getrennte Aspekte der Bewegung handelte. Der für Aufgaben dieser Art sehr oft verwendete Parameter Frequenz ist gut geeignet, Defizite zu erfassen, jedoch mit geringerer Sensitivität als die Variabilitätsmaße. Sein Vorteil ist, dass er auch mit sehr einfachen Methoden messbar ist, also keine aufwendigen kinematischen Analysen erfordert.

### **Die Leistungen in den drei Aufgabenvariationen zeigten nur geringe Unterschiede**

Auch bei den drei „schnellen Wechselbewegungen“ waren unterschiedlich weit proximale Muskelgruppen beteiligt. Bei der Pro- und Supinationsbewegung sind im Vergleich zu Zeigefingertapping und Handgelenktapping zudem deutlich mehr Muskelgruppen beteiligt und die Innervation von agonistischen und antagonistischen Muskeln daher komplexer. Eine Untersuchung an gesunden Probanden zeigte, dass dies auch Konsequenzen auf die resultierenden kinematischen Parameter der unterschiedlichen Bewegungen hat (Hermsdörfer, Marquardt et al. 1999).

Statistisch signifikante Unterschiede fanden sich für die Parameter Amplitude, Maximalgeschwindigkeit und Frequenz. Bei der Handtappingbewegung machten die Patienten größere Bewegungen im Vergleich zur Norm als bei den anderen beiden Bewegungen. Es muss aber beachtet werden, dass sich die Patientenleistungen in diesem

Parameter bei allen drei Aufgaben nicht von der Leistung gesunder Kontrollen unterschieden. Die Amplitude dieser drei Bewegungen war also ein völlig ungeeigneter Parameter, um eine Störung zu erfassen, während sie bei den „elementaren Bewegungen“ Hinweise auf eine Störung lieferte. Wiederum korrelierte die Maximalgeschwindigkeit sehr eng mit der Amplitude. Auffallend war jedoch, dass es bei der Maximalgeschwindigkeit im Vergleich zu der Amplitude eine deutlichere Tendenz zu einer nicht normalen Leistung gab. Dies galt vor allem für die Aufgabe SD, der Pro- und Supinationsbewegung.

Die beiden Parameter der Variabilität, die Amplitudenvariabilität und die Bewegungsdauervariabilität, waren die sensitivsten Parameter, d.h. die Parameter mit den höchsten Z-Werten. Vergleicht man die Ergebnisse von allen drei Aufgaben, so fanden sich zwischen den Variabilitätsmaßen keine statistischen Unterschiede. Die Z-Werte lagen in gleicher Größenordnung weit außerhalb des Normbereiches.

Ein ebenfalls sehr sensitiver Parameter war die Frequenz. Hier gab es einen Unterschied zwischen der Aufgabe SH und den beiden anderen Aufgaben. Die Aufgabe SH zeigte hier die höchsten Z-Werte (durchschnittlicher Z-Wert = -3.6, Tab. 3.3.2, Seite 67). Aber auch die anderen beiden Aufgaben waren deutlich betroffen (Z-Werte -2.3 und -2.6).

Wie bei den „elementaren Bewegungen“ lässt sich anhand der in der vorliegenden Arbeit erhobenen Daten nicht klar belegen, dass das Ausmaß der Störung bei einer distalen Bewegung höher war als bei einer proximalen. Möglicherweise wurde das durch die höhere Komplexität der Pro- und Supination bewirkt. Die zu erwartende stärkere Betroffenheit der distalen Bewegungen wurde dadurch ausgeglichen.

Insgesamt waren die Patientenleistungen bei diesen drei Aufgaben deutlich stärker betroffen als bei den „elementaren Bewegungen“ (vgl. auch Abb. 3.5.1, Seite 82 und Abb. 3.5.2, Seite 84). Auch dies lässt sich als Beleg dafür werten, dass sich im Extrembereich einer Bewegung (hier die maximale Geschwindigkeit) die Patientenleistungen deutlicher von den Kontrollleistungen unterscheiden.

## Zielbewegungen

Als typische visuomotorische Leistung wurden Zielbewegungen untersucht. Es gab eine Grundaufgabe (Z5) und drei Variationen der Zielcharakteristika: Größe des Zieles, Verfügbarkeit von visuellem Feedback, unterschiedliches Bezugssystem Körper statt Raum. Die vier Zielaufgaben wurden im Rahmen der Untersuchung als die Aufgaben mit der höchsten Komplexität angesehen. Diese hohe Anforderung sollte sich demnach in besonders deutlichen Unterschieden zwischen Patientenleistung und Kontrollleistungen widerspiegeln.

### **Die Leistungen der Patienten unterschieden sich stark von den Leistungen der Kontrollen**

Die Bewegungsdauer von Patienten war in allen vier Variationen der Zielaufgaben deutlich gegenüber der von Kontrollpersonen erhöht. Die durchschnittlichen Z-Werte lagen mit 4.0 bis 5.2 weit außerhalb des Normbereiches und zeigten damit an, dass die Leistungen bei den Zielaufgaben massiv betroffen waren (vgl. Tab. 3.4.1, Seite 75).

Die bei den „Zielbewegungen“ erreichten Maximalgeschwindigkeiten waren niedriger als bei Kontrollen, jedoch war dieser Unterschied bei weitem nicht so deutlich wie bei den Bewegungsdauern (mittlere Z-Werte -0.8 bis -1.9). Bei der Aufgabe ZN (Ziel Nase) erreichten sogar die meisten Patienten normale Maximalgeschwindigkeiten. Insgesamt ist also der Parameter Maximalgeschwindigkeit viel weniger sensitiv als die Bewegungsdauer.

Die Geschwindigkeitswechsel waren ebenfalls deutlich erhöht gegenüber Kontrollen. Während bei Kontrollen nahezu ausschließlich eingipflige Geschwindigkeitsverläufe („single-peak“, NIV = 1) auftreten, wiesen die Bewegungen bei Patienten im Schnitt 2 bis 3 Geschwindigkeitswechsel auf, bei vielen Patienten waren es noch deutlich mehr. Leider besteht das Problem, dass keine Z-Werte für diesen Parameter berechnet werden können (vgl. 4.1, „Elementare Bewegungen“, Seite 91).

Der Unterschied zwischen Patienten und Kontrollen bei der Direktheit DIR, ein Maß für die Geradlinigkeit der Bewegung, war ähnlich deutlich wie bei der Bewegungsdauer.

er (Z-Werte 3.0 bis 7.4). Im Unterschied zur Bewegungsdauer war jedoch die Direktheit bei den klinischen Gruppen sehr unterschiedlich. Während DIR bei den Gruppen LH und RH nur vergleichsweise wenig erhöht war (durchschnittlicher Z-Wert = 2.3 bzw. 1.4), war DIR bei der Gruppe SC massiv erhöht (Z-Wert = 21.7, vgl. Tab. 3.4.1, Seite 75). Damit eignete sich dieser Parameter vor allem zur Unterscheidung der Patientengruppen (siehe Kap. 4.3) weniger zur Differenzierung zwischen pathologischer und normaler Leistung.

Die zeitliche Variabilität (Bewegungsdauervariabilität) und räumliche Variabilität (Variabilität der Direktheit) waren Parameter, die in einer ähnlichen Größenordnung wie die Bewegungsdauer und Direktheit betroffen waren (Z-Werte 2.8 bis 4.3 bzw. 3.3 bis 5.4). Wobei bei der Variabilität der Direktheit wiederum das Problem zu beachten ist, dass die Gruppe der Ataxiepatienten massiv erhöhte Werte aufwies, im Gegensatz zu den moderaten Erhöhungen bei den anderen beiden Gruppen (vgl. Tab. 3.4.1, Seite 75).

Insgesamt eigneten sich damit als sensitivste Parameter die Bewegungsdauer und die Bewegungsdauervariabilität. Mit Einschränkungen konnten dafür die Direktheit und die Variabilität der Direktheit herangezogen werden, die vor allem zur Charakterisierung der pathologischen Leistung bei Ataxiepatienten (siehe Kap. 4.3) geeignet waren. Die Maximalgeschwindigkeit war ein weniger brauchbarer Parameter, eine pathologische Leistung zu beschreiben.

### **Es gab kaum Auswirkungen der Aufgabenvariationen auf die Leistung der Patienten**

Bei den „Zielbewegungen“ handelte es sich um die Aufgaben mit der höchsten Anforderung an die Genauigkeit in der Ausführung der Bewegung. Es gab eine Grundaufgabe und drei Variationen dieser Aufgabe. Wie sich bei gesunden Kontrollen erwiesen hatte, waren durch die Variationen unterschiedlich hohe Anforderungen vorhanden, die sich auf die kinematischen Parameter auswirkten (z.B. in Form von verlängerten Bewegungsdauern). Dies entspricht der sogenannten „Fitts-Law“ (Fitts 1954), dass nämlich die Bewegungszeit logarithmisch mit Zielentfernung und/oder Zielgröße ansteigt. Diese Theorie konnte in zahlreichen Untersuchungen an gesunden Probanden bestätigt werden (Soechting 1984; Marteniuk et al. 1987). Die Annahme war nun, dass



diese veränderten Anforderungen die Leistung der Patienten unterschiedlich stark beeinflussten.

Die erste Variation der Zielbewegungsaufgabe (kleines Ziel) mit einer zusätzlichen Erhöhung an die Genauigkeitsanforderung zeigte keine stärkeren Auswirkung auf die Patienten als auf die Kontrollen. Wie auch bei den gesunden Kontrollpersonen erhöhte sich auch bei Patienten die durchschnittliche Bewegungsdauer, jedoch nicht in einem höheren Ausmaß als bei den Kontrollen (vgl. Tab. 3.4.1, Seite 75). Möglicherweise wies bereits die Grundaufgabe schon eine so hohe Präzisionsanforderung auf, dass die weitere Verkleinerung des Ziels keine Rolle spielte. Dies galt sowohl für die Patienten mit Hemiparese wie auch für die Patienten mit ataktischen Störungen.

Auch bei der Variation der Zeigeaufgabe ohne visuelles Feedback konnten in keiner der Gruppen statistisch relevanten Unterschiede gefunden werden. Die Vermutung, dass bei zentralen ataktischen Bewegungsstörungen das Ausschalten der visuellen Kontrolle eine Verbesserung der motorischen Leistung bewirkt (Beppu et al. 1987; Sanes et al. 1988; Morrice et al. 1990), ließ sich damit durch diese Studie nicht bestätigen.

In der letzten Variation wurden zusätzlich zu dem Ausschalten visuellen Feedbacks das Koordinatensystem des Zieles verändert (intern statt extern). Wiederum konnten keine statistisch relevanten Unterschiede zu den Leistungen bei der Grundaufgabe gefunden werden. Die tendenziell größere Geradlinigkeit der Bewegung, die vor allem durch die Patienten der Ataxiegruppe bedingt ist, muss sehr vorsichtig interpretiert werden. Bei einer genauen Analyse der Versuchsdurchgänge hatte sich gezeigt, dass die Grundparameter (Entfernung von Start und Ziel) sehr stark von denen in der Kontrollgruppe abwichen. Es ist zu vermuten, dass hier die Instruktion (Sitzposition und Art der Bewegungsausführung) eine starke Rolle gespielt hat. Ob bei den ataktischen Bewegungsstörungen tatsächlich eine Verbesserung der motorischen Leistung durch das unterschiedliche Koordinatensystem vorlag, muss durch weitergehende Versuche geklärt werden.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die Variationen der Aufgabe entgegen den Erwartungen keine messbare zusätzliche Auswirkung auf die Patientenleistungen zeigten. Aus dem Vergleich der „elementaren Bewegungen“ mit den „schnellen Wech-

seln“ hatte sich die Vermutung ergeben, dass eine Bewegung mit einer extremen Anforderung gegenüber einer weniger ausgeprägten Anforderung überproportional stark betroffen ist. Es mag sein, dass solch ein Effekt bei den Zielaufgaben nicht nachweisbar war, da bereits die Basisaufgabe eine derartige extreme Anforderung darstellte.

### **Vergleich der drei Aufgabentypen („elementare Bewegungen“, „Schnelle Wechsel“ und „Zielbewegungen“)**

Zuletzt sollen die drei großen Aufgabentypen verglichen werden (vgl. Kap. 3.5, Seite 81). Da sich die beiden Patientengruppen (Paresen und Ataxie) deutlich voneinander unterscheiden (siehe Kap. 4.3) wurde diese Betrachtung für beide Gruppen getrennt vorgenommen. Dabei wurden bei jedem Patienten zuerst mittlere Z-Werte der Parameter für die einzelnen Bewegungen der drei Aufgabentypen berechnet und anschließend die Mittelwerte dieser Z-Werte für alle Patienten einer klinischen Gruppe.

Für die Gruppe der Patienten mit Paresen lässt sich dabei feststellen, dass der Aufgabentypus „elementare Bewegungen“ am wenigsten betroffen war. Im Gegensatz dazu waren die Aufgabentypen „schnelle Wechsel“ und „Zielbewegungen“ stärker betroffen, und zwar in ähnlicher Größenordnung (vgl. Abb. 3.5.1, Seite 82). Dies entspricht der Annahme, dass diese Aufgaben eine höhere Anforderung an die Patienten stellten und somit zu überproportional starker Beeinträchtigung der Bewegungsausführung führten.

Auch bei der Gruppe der Patienten mit einer Ataxie sind die „elementaren Bewegungen“ am geringsten betroffen. Die Aufgaben der „schnellen Wechsel“ waren etwas stärker betroffen, jedoch zeigte sich in den „Zielbewegungen“ ein massiver Unterschied zwischen den Patientenleistungen und den Leistungen der Kontrollpersonen (vgl. Abb. 3.5.2, Seite 84). Diese Ergebnisse stehen im Einklang mit der weitverbreiteten Annahme, dass Abnormalitäten der kinematischen Charakteristika bei Ataxien durch schnelle Bewegungen stärker betont werden als durch langsame Bewegungen (z.B. Hore et al. 1993M; Massaquoi & Hallet 1996; Topka et al. 1998). Zusätzlich ist bei den „Zielaufgaben“ eine hohe Anforderung an die räumliche Genauigkeit der Bewegungsausführung vorhanden, die eine ständige Abgleichung von visuellem Feed-

back und Motorik erfordert. Genau dafür ist bei einer Ataxie eine besonders große Störung zu erwarten.

Für die Aufgabentypen kann festgestellt werden: Je anspruchsvoller („komplexer“) eine Aufgabe war, desto größer war der Unterschied zwischen einer Patientenleistung und der Leistung einer gesunden Kontrollperson. Der Grad der Betroffenheit hing also von der Schwierigkeit einer Aufgabe ab. Für die Variationen eines Aufgabentypus konnte dies nicht klar belegt werden.

### **4.3 Vergleich der Leistungen von Patienten mit einer Parese und Patienten mit einer ataktischen Störung**

Die im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Patienten hatten unterschiedliche Störungen des motorischen Systems. Im wesentlichen können sie in zwei große Gruppen eingeteilt werden, den Patienten mit einer Parese der oberen Extremität (LH und RH) und denen mit einer ataktischen Bewegungsstörung (SC). Die Erwartung war, dass die kinematischen Bewegungsanalysen geeignet sind, diese unterschiedliche Bewegungsstörungen voneinander abzugrenzen. Es sollten die Aufgaben und kinematischen Parameter gefunden werden, die dafür am besten geeignet sind. Dabei stellte sich auch die Frage, welche Unterschiede bzw. Gemeinsamkeiten die kinematischen Parameter bei Patienten mit gleichem klinischen Schädigungsmuster aufweisen.

Einschränkend muss erwähnt werden, dass die Patienten dieser Studie stark unterschiedliche Ausmaße an motorischer Beeinträchtigung aufwiesen und die einzelnen Untergruppen sehr heterogen bezüglich Ätiologie, Größe der Läsion und klinischer Defizite waren. Naturgemäß können daher Aussagen bezüglich der Korrelation von Läsion und resultierenden kinematischen Bewegungscharakteristika nur Tendenzen beschreiben. Um genauere Analysen zu diesem Themenkomplex vornehmen zu können, sind weitere, auf konkrete Fragestellungen eingeeengte Untersuchungen an homogeneren Patientenkollektiven notwendig. Die Ergebnisse dieser Arbeit sollen lediglich eine erste Grundlage dazu liefern.

## **Elementare Bewegungen**

Hier ließen sich nur wenige Unterschiede zwischen den beiden Patientengruppen (Ataxie vs. Parese) erkennen. Signifikant größer waren die maximalen Gelenkspielräume sowie die Amplitude bei den repetitiven Bewegungen der Ataxiepatienten (vgl. Tab. 3.1.1, Seite 46). Dies lässt sich gut damit erklären, dass bei diesen Patienten nicht eine die Bewegung limitierende Parese der Muskulatur im Vordergrund steht. In den dynamischen Bewegungsparametern hingegen ließen sich kaum Unterschiede abgrenzen. Lediglich die Bewegungsdauervariabilität der Ataxiepatienten war signifikant erhöht.

Insgesamt unterschieden sich die beiden Gruppen (Parese/Ataxie) deutlich von Kontrollen, jedoch nur wenig untereinander. Die Anforderungen bei den „elementaren Bewegungen“ waren nicht sehr komplex und mit niedriger Anforderung an eine räumliche Genauigkeit. Nach den Hypothesen, dass sich sowohl Bewegungen mit höheren Geschwindigkeiten (Hore et al. 1993; Massaquoi & Hallet 1996; Topka et al. 1998) wie auch Bewegungen mit einer hohen Präzisionsanforderung (Morrice et al. 1990) nachteilig auf eine ataktische Bewegung auswirkt, ist dies nicht unerwartet. Es sollte sich daher die motorische Leistung von Ataxiepatienten vor allem in den anderen beiden Aufgabengruppen („Schnelle Wechsel“ und „Zielbewegungen“) deutlicher von denen der Patienten mit Paresen unterscheiden.

## **Schnelle Wechselbewegungen**

Auch diese Aufgaben waren durch eine niedrige Anforderung an Genauigkeit gekennzeichnet. Sie unterschieden sich von den „elementaren Bewegungen“ dadurch, dass eine maximale Leistung in der Geschwindigkeit gefordert wurde. Aus den kinematischen Parametern lassen sich wenig Unterschiede zwischen der Ataxiegruppe und den Patienten mit Parese erkennen (vgl. Tab. 3.3.1, Seite 66). Signifikant größer waren die Amplituden der Bewegungen bei den Ataxiepatienten. Eine direkte Folge davon war der Unterschied bei den erreichten Maximalgeschwindigkeiten aufgrund der

hohen Korrelation zwischen Amplitude und Maximalgeschwindigkeit. In den sensitivsten Parametern zur Unterscheidung zwischen pathologischen und normalen Bewegungen, der Frequenz und den Variabilitätsmaßen, konnten dagegen keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

Somit lässt sich festhalten, dass sich die beiden Aufgabenkomplexe „elementare Bewegungen“ und „schnelle Wechselbewegungen“ nur wenig zur Abgrenzung der klinisch offensichtlichen, unterschiedlichen Bewegungsstörung eigneten. Einigermaßen gut ließ sich der Unterschied im Parameter ROM erkennen, dem maximalen Gelenkspielraum. Die Vermutung, dass die höhere Geschwindigkeit, mit der die „schnellen Wechselbewegungen“ durchgeführt wurden, sich nachteilig auf die ataktischen Bewegungen auswirkt, kann man dadurch bestätigt sehen, dass die Abweichungen der Patientenleistungen zu den Kontrollen deutlicher ausgeprägt waren als bei den „elementaren Bewegungen“. Jedoch war dieser Effekt auch bei den Patienten mit Paresen zu beobachten, so dass sich hier keine Unterschiede zwischen den beiden Patientengruppen ergaben.

## **Zielbewegungen**

Hierbei handelte es sich um die Bewegungen, die das höchste Maß an räumlicher Genauigkeit erforderten. Im Einklang mit der Hypothese, dass sich diese erhöhte Kontrollanforderung besonders nachteilig auf eine ataktische Bewegungsstörung auswirkt (Morrice et al. 1990), war eine gegenüber den Patienten mit Paresen deutlich stärker beeinträchtigte Leistung der Ataxiepatienten zu beobachten (vgl. Tab. 3.4.1, Seite 5). Dies war sowohl an dem Parameter Bewegungsdauer, wie auch besonders deutlich an dem Parameter Direktheit (bzw. Variabilität der Direktheit) zu erkennen. Für die ataktischen Bewegungsstörungen war dieser Parameter erheblich sensitiver als die Bewegungsdauer, die hingegen bei den paretischen Bewegungsstörungen am sensitivsten war (vgl. Abb. 3.5.1 und Abb. 3.5.2). Während die Bewegungsdauer auch durch andere Methoden erfasst werden kann, ist die Direktheit ein Parameter, der sich allein durch die kontinuierliche Bewegungsmessung bestimmen lässt. Sie ist ein objektiver Parameter und kann besonders gut das Ausmaß der Dysmetrie erfassen. Nachdem genau dafür bisher keine etablierten Messmethoden existieren, ist hier ein entscheidender Vorteil zu sehen.

## **Geschwindigkeitssymmetrie**

Bei zentralen Läsionen tritt neben den Paresen auch die spastische Tonuserhöhung der Muskulatur auf. Wie in der Einleitung erwähnt, betrifft diese spastische Tonuserhöhung vor allem die der Schwerkraft entgegenwirkenden Muskeln, im Arm die Beugemuskulatur. Dieses Phänomen wird als „Flexorspastik“ bezeichnet. Auch die Parese scheint die Beugemuskulatur stärker zu betreffen. Zu erwähnen ist allerdings, dass diese Verteilung der Parese in einer Studie nicht nachvollzogen werden konnte (Colebatch et al. 1986).

Als Ausdruck dieser charakteristischen Verteilung der Spastik und Parese hätte man bei den vier Aufgaben der „elementaren Bewegungen“ erwarten können, dass die Teilbewegung in Flexionsrichtung leichter und damit schneller ausgeführt werden können als in Extensionsrichtung. Das Resultat wäre eine deutlich veränderte Geschwindigkeitssymmetrie zugunsten der Bewegung in Flexionsrichtung gewesen. Die Analyse der Geschwindigkeitssymmetrie erbrachte jedoch nicht das erwartete Ergebnis. Die Geschwindigkeitssymmetrie V-Sym war nur bei einzelnen Patienten deutlich abweichend, im Schnitt jedoch kaum unterschiedlich von den Kontrollen. Somit scheint keine Bewegungsrichtung generell gegenüber der anderen beeinträchtigt gewesen zu sein. Auch in der Koordinationsaufgabe KS konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Patienten und Kontrollen gefunden werden.

Im Gegensatz zu den „elementaren Bewegungen“ ist bei den Aufgaben SH und SZ des Aufgabentypus „schnelle Wechsel“ ein deutlicher Unterschied zwischen den V-Sym-Werten von Patienten und Kontrollen zu sehen. Ein großer Anteil der Patienten zeigte eine Verschiebung zugunsten der Palmarflexion. D.h. dass die Geschwindigkeit der Palmarflexion, der Bewegungsrichtung mit der Schwerkraft, deutlich größer war als die der Dorsalextension, der Bewegungsrichtung entgegen der Schwerkraft. Dies könnte darauf beruhen, dass es den Patienten schwer fiel, Hand bzw. Finger gegen die Schwerkraft zu bewegen, während sie in umgekehrter Richtung Hand bzw. Finger nur „fallen zu lassen“ brauchten. Allerdings haben Hand und Finger eine geringe Masse und bei der Aufgabe EE, die ebenfalls mit oder entgegen der Schwerkraft durchgeführt wurde, war keine entsprechende Geschwindigkeitssymmetrie gefunden worden.

Möglicherweise ist hier tatsächlich die erwähnte „Flexorspastik“ mit stärkerer Beeinträchtigung der Extensoren im Vergleich zu Flexoren ausschlaggebend für die abweichenden V-Sym-Werte.

In der Einleitung wurde erwähnt, dass die Spastik bei langsamen Bewegungen fast fehlen kann, während sie bei schnellen Bewegungen stark zunimmt. Die beiden Aufgaben SH und SZ waren mit maximaler Geschwindigkeit durchgeführt worden und bei ihnen fanden sich von der Norm abweichende Geschwindigkeitssymmetriewerte. Es wäre nun interessant, ob sich bei den Bewegungen in Schulter und Arm auch abweichende Geschwindigkeitssymmetriewerte finden lassen, wenn diese Aufgaben mit maximaler Geschwindigkeit ausgeführt werden. Eine derartige Untersuchung lässt eine weiteren Aufschluss über die Verteilung von Paresen und Spastik erwarten.

#### **4.4 Vergleich der Bewegungscharakteristika innerhalb einer Gruppe mit gleichem klinischen Störungsbild**

Durch die kinematischen Analysen sollte herausgefunden werden, welche Unterschiede und Gemeinsamkeiten bei Patienten mit gleichem klinischen Schädigungsmuster vorhanden waren. Dabei wurde erwartet, dass man innerhalb einer klinischen Gruppe unterschiedliche Störungsmuster finden kann. Einschränkend muss auch hier darauf hingewiesen werden, dass das Patientenkollektiv sehr unterschiedlich war, so dass die Aussagen, die hier getroffen werden können, nur einen ersten Hinweis geben. Um diese Fragestellung genauer zu beantworten, müsste wahrscheinlich eine größere, homogenere Stichprobe untersucht werden.

Die Mittelwertsdarstellungen in den Abb. 3.5.1 auf Seite 82 und Abb. 3.5.2 auf Seite 84 zeigten für die beide Patientengruppen, Patienten mit Paresen und Patienten mit Ataxien, dass die Aufgabentypen „elementare Bewegungen“ am wenigsten stark betroffen waren. Bei den Patienten mit Paresen waren die „schnellen Wechsel“ und „Zielbewegungen“ in etwa gleichem Ausmaß betroffen. Hingegen war bei den Ataxiepatienten vor allem der Aufgabentypus „Zielbewegungen“ massiv betroffen (vgl. Seiten 82 und 84). Es ergibt sich nun die Frage, inwieweit dies in der jeweiligen Patientengruppe repräsentativ für die Einzelleistungen eines Patienten war.

Diese Frage hätte z.B. erhebliche Bedeutung für eine Therapieplanung: Bei einem eher konstanten Muster wären innerhalb einer Patientengruppe die gleichen Defizite zu therapieren. Eine hohe Variabilität der Muster würde dagegen bedeuten, dass für jeden Patienten eine individuelle Therapie mit gezielter Förderung spezifischer Leistungen zusammengestellt werden müsste. Zur Beantwortung dieser Frage wurden die einzelnen Patientenleistungen einer klinischen Gruppe auf individueller Ebene betrachtet (Abb. 3.5.4 und 3.5.5, Seiten 86 und 87).

Bei den hemiparetischen Patienten ließen sich drei größere Untergruppen erkennen, bei denen jeweils unterschiedliche Aufgabentypen am stärksten betroffen waren (vgl. Abb. 3.5.4, Seite 86). Dies zeigt, dass nicht von einer Homogenität innerhalb der Gruppe ausgegangen werden darf. Während bei einigen Patienten vor allem ein Defizit bei den schnellen Wechselbewegungen, also bei Geschwindigkeitsaspekten und den distalen Bewegungen, zu erkennen war, waren bei anderen Patienten vor allem die „Zielbewegungen“ betroffen. Offensichtlich lag also bei Letzteren nicht eine Form genereller Verlangsamung vor, vielmehr schien die visuomotorische Koordination, d.h. die Abstimmung der motorischen Ausführung mit den räumlichen Anforderungen des Zieles gestört zu sein. Angesichts der leider meist nur ungenauen Angaben über den Läsionsort der Patienten und der zum Teil fehlenden Computertomografiebildern, aus denen dieser hätte ermittelt werden können, ist hier eine Aussage über die Korrelation von Schädigungsort und Schädigungsmuster nicht möglich. Auch eine Korrelation zwischen der Seite der Schädigung und dem Bewegungsmuster ließ sich nicht erkennen.

Bei den Patienten der Ataxiegruppe waren vor allem die „Zielbewegungen“ stark betroffen, wobei dies aufgrund der hohen Präzisionsanforderung auch erwartet worden war. Trotzdem zeigen zwei Patienten eine relativ gleichmäßige Störung in allen drei Aufgabentypen, so dass auch hier vermutet werden muss, dass von keiner absolute Homogenität in der Störung der kinematischen Charakteristika bei Ataxien ausgegangen werden darf (vgl. Abb. 3.5.5, Seite 87).

Derartige Beobachtungen legen die Vermutung nahe, dass sich Untergruppen mit vergleichbaren Störungscharakteristika bilden lassen. Für diese Untergruppen kann dann nach einer Korrelation der kinematischen Störungscharakteristika mit der genaueren Lokalisation der Hirnschädigung gesucht werden. Es lässt sich jedoch vermuten, dass



ten, dass auch bei genauer Kenntnis der geschädigten Strukturen auf eine individuelle kinematische Analyse nicht verzichtet werden. Für die grobe klinische Klassifikation der Hemiparese konnte in dieser Studie gezeigt werden, dass sich die individuellen Störungsmuster gravierend unterscheiden können.

Wie in der Einleitung beschrieben, gibt es eine Reihe von Hinweisen darauf, dass die Schädigungsmuster bei einseitigen Hirnläsionen abhängig von der betroffenen Seite sind. Eine Reihe von Studien zeigt, dass z.B. Zielbewegungen oder Greifbewegungen der ipsiläsionalen Seite in Abhängigkeit der Schädigungsseite unterschiedliche Veränderungen der kinematischen Charakteristika aufweisen (Colebatch & Gandevia 1989; Haaland 1989; Winstein & Pohl 1995; Pohl et al. 1997; Hermsdörfer, Ulrich et al. 1999). Wenn dem so ist, dann lässt sich auch für die contraläsionale Seite erwarten, dass sich diese Effekte zusätzlich zu den Veränderungen der Kinematik auswirken, die durch die Parese bedingt ist.

In den Untersuchungsergebnissen dieser Arbeit ließen sich jedoch so gut wie keine Unterschiede zwischen den beiden Gruppen LH und RH nachweisen. Lediglich eine Tendenz zu etwas genaueren Zielbewegungen bei rechtsseitig geschädigten Patienten konnte vermutet werden (vgl. Tab. 3.4.2, Seite 79). Dieses Ergebnis steht allerdings im Widerspruch zu den Ergebnissen anderer Untersuchungen, bei denen Zielbewegungen mit hohen Präzisionsanforderungen besonders bei rechtshirrig geschädigten Patienten gestört waren (Haaland 1989; Winstein & Pohl 1995; Pohl et al. 1997). Das Fehlen eines derartigen Befundes liegt möglicherweise daran, dass die Zielposition bei der Aufgabe ZB nicht wie in den genannten Untersuchungen variiert wurde.

Die Tatsache, dass wenig statistisch signifikante Unterschiede zwischen den rechts- und linkshirrig geschädigten Patienten gefunden wurde, kann unter anderem darauf beruhen, dass eine zu geringe Zahl an Patienten untersucht worden war. Zusätzlich waren die Unterschiede zwischen den beiden Gruppen in den oben zitierten Untersuchungen vor allem in sehr genauen Betrachtungen der Kinematik beobachtet worden. So waren bei den Geschwindigkeitsprofilen die Akzelerations- und Dezelerationsphasen unterschiedlich betroffen. Eine derartige Detailanalyse war in der vorliegenden Studie nicht vorgenommen worden. Außerdem waren diese Untersuchungen an der ipsiläsionalen Seite vorgenommen worden. Die feinen Unterschiede, die dabei

sichtbar wurden, mögen durch die großen Veränderungen der Kinematik, die durch die Parese der contraläsionalen Seite bedingt werden, überdeckt und damit nicht messbar gewesen sein.

## **4.5 Methodenkritik**

Dreidimensionale Bewegungsmessungen wurden in der Vergangenheit bereits erfolgreich zur Analyse von Bewegungen bei gesunden Probanden eingesetzt. Für Bewegungsstörungen der oberen Extremität existieren bisher nur sehr wenige größere Patientenuntersuchungen. Diese Arbeit konnte zeigen, dass ein erfolgreicher Einsatz auch hier gewährleistet ist.

Im Vergleich zu früheren videobasierten Messmethoden bestehen für das Ultraschallsystem eindeutige technische Vorteile. Die Kalibrierung und die Aufzeichnung der Rohdaten ist deutlich einfacher. Die Ultraschallsender sind klein und leicht und behindern die Bewegung nicht. Leuchtdioden können sehr heiß werden und dadurch eine weitere Messung verhindern. Insgesamt sind die Versuche leicht durchzuführen und erfordern nur ein begrenztes technisches Verständnis. Die Untersuchungen können daher von geschultem Personal durchgeführt werden.

Durch den begrenzten Abstand des Messaufnehmers von den Ultraschallsendern sowie möglicher Ausfälle der Signal-Übertragung aufgrund Hindernisse zwischen Sender und Empfänger bestehen Einschränkungen. Dies ließ sich jedoch gut durch eine entsprechende Versuchsanordnung kompensieren. Datenausfälle und Artefakte traten daher in vertretbarem Rahmen auf. Datenfehler wegen defekter Sender konnten bereits während der Aufzeichnung erkannt und somit sofort durch einen Austausch des Senders beseitigt werden.

Inwieweit die Messungen objektiv sind, also unabhängig vom Untersucher, kann aufgrund dieser Arbeit nicht beurteilt werden. Gewisse Probleme liegen in der Anleitung zur Bewegungsausführung, durch die Artefakte entstehen können. Eine Schulung der Untersucher ist daher notwendig. Außerdem sollten Objektivitäts-Studien durchgeführt werden. Aussagen zur Reliabilität der Messungen, also die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse, können durch diese Arbeit nicht getroffen werden, da keine Wiederho-

lungsmessungen durchgeführt wurden. Allerdings hatte sich in der Untersuchung der Kontrollpersonen eine hohe Reliabilität angedeutet. Die Bestätigung dieses Ergebnisses für Patientenuntersuchungen steht aus.

Das größte Problem liegt in der Auswertung der Daten. Man erhält eine große Rohdatenmenge, die zunächst in kinematische Parameter umgerechnet werden muss. Anschließend ist eine zum Teil komplexe statistische Auswertung erforderlich. Durch automatisierte Auswertungen kann eine Vereinfachung erfolgen, jedoch sind gerade komplexe Parameter schwierig zu interpretieren und erfordern daher eine genaue Einsicht in die zugrunde liegenden mathematischen Berechnungen. Zudem gibt es bisher nur wenige Vergleichsdaten, so dass weitere umfangreiche Studien vor einem weiteren klinischen Einsatz erforderlich sind. Eine abschließende Bewertung wieviel relevante Information durch die Methode erhoben werden kann, ist daher noch nicht möglich.

Die Untersuchungen sind für den Patienten nicht belastend und können in einem Zeitraum unter einer halben Stunde durchgeführt werden.

Insgesamt lassen sich keine Einwände gegen eine breite Anwendung dieses Messsystems erkennen.

#### **4.6 Einsatz von kinematischen Bewegungsmessungen in Klinik und Forschung**

Diese Arbeit sollte überprüfen, ob kinematische Messungen für einen klinischen Einsatz zur Untersuchung motorischer Defizite geeignet sind. Dabei sollen die Erkenntnisse dieser Untersuchung die erste Grundlage für die weitergehende Anwendung kinematischer Bewegungsanalysen sein.

Festzuhalten ist, dass sich sowohl der technische Aufwand als auch der Zeitbedarf, den diese Untersuchungen erfordern, in einem vertretbaren Rahmen für eine klinische Anwendung hält. Die Untersuchung der oberen Extremität einer Körperhälfte war problemlos in einer Stunde durchzuführen. Zieht man auch noch Konsequenzen aus den Ergebnissen dieser Studie, so kann der Zeitbedarf zusätzlich deutlich verringert werden. Man kann auf einige der Variationen der Aufgaben verzichten, ohne dadurch

einen wesentlichen Verlust an Information in Kauf zu nehmen (z.B. Weglassen der Aufgabe KS und der Variationen der Zielaufgaben. Es ist davon auszugehen, dass sich die technischen Methoden weiter verbessern werden und somit eine einfache Gewinnung von qualitativ guten Messergebnissen problemlos möglich sein wird. Dies bedeutet, dass die Untersuchung ohne weiteres durch geschultes Assistenzpersonal vorgenommen werden kann. Die anschließende Auswertung der Daten ist durch computergestützte Systeme relativ leicht vorzunehmen und teilweise automatisiert durchführbar.

Wie viel Zeit die Auswertung einer einzelnen Messung letztendlich erfordert, kann noch nicht abschließend beurteilt werden, da im Rahmen dieser Studie natürlich zusätzlich eine Vielzahl Parameter ausgewertet wurden, die sich als später unbrauchbar oder uninteressant erwiesen. Das Ausmaß an Automatisierung bei der Analyse der Parameter lässt sich jedoch noch deutlich steigern. Konzentriert man sich zusätzlich auf die nach den Ergebnissen dieser Arbeit wichtigsten kinematischen Parameter, so wird auch der Zeitbedarf der Auswertung in einem annehmbaren Bereich liegen.

Kinematische Analysen sind tatsächlich ein Gewinn in der Analyse von Bewegungsstörungen. Wie sich in dieser Studie gezeigt hat, gibt es kinematische Parameter, die sich nicht über andere Methoden erheben lassen. So waren z.B. die Variabilitätsmaße in allen der untersuchten Aufgaben sehr sensitiv bei der Abgrenzung von pathologischen Defiziten. Der Parameter Direktheit konnte bei Ataxiepatienten einen wertvollen Beitrag dazu leisten, das Ausmaß der Dysmetrie und Hypermetrie zu erfassen und zu dokumentieren.

Insgesamt sind kinematische Messungen ein hervorragend geeignetes Mittel, um Bewegungsstörungen detailliert zu erfassen und sollten gerade im Bereich von Verlaufskontrollen sowie zur Dokumentation von Therapiestudien und Therapieergebnissen einen wichtigen Beitrag leisten können. Im Rahmen wissenschaftlicher Untersuchungen dienen sie zur genauen Messung einzelner Teilaspekte von Bewegungen, die mit anderen Methoden nicht oder nur sehr schwer erfasst werden könnten. Wie sich gezeigt hat, können einzelne Bewegungsaspekte analysiert werden, weil sie ihren Ausdruck in entsprechenden Bewegungsparametern fanden.

## 5 Zusammenfassung

Störungen der Funktion der oberen Extremität gehören zu den häufigsten Folgen von Schlaganfällen. Die genaue Definition von „motorischen Funktionen“ bereitet Schwierigkeiten, da keine allgemein akzeptierte Taxonomie motorischer Leistungen existiert. Alle bisherigen Ansätze zur Klassifikation von Bewegungen bedienen sich theoretischer Konstrukte, die einer experimentellen Überprüfung nur schwer zugänglich sind. Dank der technischen Entwicklungen der letzten Jahre, ist es möglich geworden, Bewegungen dreidimensional zu registrieren und kinematische Aspekte zu analysieren. Dadurch können normale Bewegungen und gestörte Bewegungen in bisher nicht untersuchten Teilaspekten der Kinematik betrachtet werden.

In der vorliegenden Arbeit wurden 26 Patienten untersucht, die Störungen der oberen Extremität nach Schlaganfällen hatten. Dabei gab es zwei Gruppen mit Paresen der oberen Extremität, eine mit der Läsion in der rechten Hemisphäre und die andere mit der Läsion in der linken Hemisphäre, sowie eine Gruppe mit ataktischen Bewegungsstörungen, bei der die Läsion im Stammhirn/Kleinhirn lag. Die Untersuchung bestand aus einem Set von zwölf Aufgaben, das aus Gruppen mit unterschiedlichen Bewegungstypen bestand. Dabei gab es den Aufgabentyp „elementare Bewegungen“ mit Einzelgelenkbewegungen in Schulter, Ellbogen und Handgelenk sowie die Pro- und Supination. Geprüft wurden der maximale aktive Gelenkspielraum sowie repetitive Bewegungen, die flüssig und mit einer natürlichen Geschwindigkeit ausgeführt werden sollten. Die „schnellen Wechselbewegungen“ sollten mit Maximalgeschwindigkeit durchgeführt werden, wobei die Diadochokineseprüfung schnellstmögliche Pro- und Supination im Unterarm, das Hand- und Zeigefingertapping schnelle Flexions- und Extensionsbewegungen im Handgelenk bzw. MCP-Gelenk des Zeigefingers erforderten. Bei den „Zielbewegungen“ gab es eine Grundaufgabe und drei Variationen der Zielcharakteristika. Jeweils eine möglichst genaue und flüssige Bewegung vom Startpunkt bis zum Erreichen des Zieles wurde hier gefordert.

Damit wurden viele unterschiedliche Bewegungsaspekte abgedeckt, wie z.B. Genauigkeit, Schnelligkeit oder Koordination. Durch die Analyse von unterschiedlichen Bewegungsparametern konnten darüber hinaus auch innerhalb einer Bewegung unterschiedliche Aspekte differenziert werden.

Um die Patientenleistung von der Leistung gesunder Kontrollen abzugrenzen, wurden zum Vergleich die Ergebnisse einer Untersuchung gesunder Probanden herangezogen, die unter identischen Bedingungen durchgeführt worden war. Zur Abgrenzung zwischen normaler und gestörter Leistung konnten dabei sogenannte Z-Werte berechnet werden. Diese beschreiben den Abstand einer Patientenleistung (Y) von dem Mittelwert (M) der Leistungen gesunder Kontrollpersonen ausgedrückt in Standardabweichungen (SD) der Verteilung der Kontrollen ( $Z = [Y-M]/SD$ ). So können erstens der Abstand einer pathologischen Leistung von normalen Leistungen quantifiziert und anschaulich beschrieben werden, zweitens unterschiedliche Aufgabentypen, für die sich ganz unterschiedliche Kennwerte ergeben, verglichen werden und drittens kann innerhalb einer Aufgabe der kinematische Parameter gefunden werden, der die Leistung am sensitivsten beschreibt.

Es wurde gezeigt, dass die klinisch erkennbaren Defizite genauestens erfassbar waren und anhand von kinematischen Parametern quantifiziert werden konnten. Unterschiedlichen Bewegungsaspekte waren durch verschiedene Parameter voneinander zu unterscheiden und sie waren zum Teil unabhängig verändert. Bei den beiden großen Patientengruppen „Parese“ und „Ataxie“ waren die Bewegungsaspekte nicht gleichermaßen betroffen und sie zeigten bei den verschiedenen Aufgabentypen klare Unterschiede im Ausmaß der Störung.

In den Parametern, die eine Aufgabe jeweils am sensitivsten erfassten, lagen die Z-Werte meist weit jenseits der Grenze zur Norm. Im Mittel waren also bei den Patienten in allen Aufgaben klare Defizite bei der Bewegungsausführung vorhanden. Innerhalb eines Aufgabentyps variierten dabei die kinematischen Parameter deutlich, d.h. dass nicht alle Aspekte einer Aufgabe im gleichen Maß betroffen waren. In den meisten Fällen besaßen zeitliche Kennwerte (z.B. Frequenz, Bewegungsdauer) höhere Z-Werte, d.h. sie waren sensitiver, als rein räumliche Kennwerte (z.B. Amplitude). Zum zweiten wurde deutlich, dass auch die Variabilitätsmaße hohe Z-Werte aufweisen, also dass die Bewegungen nicht nur in Zeitdauer, Geschwindigkeit, Weglängen etc. verändert waren, sondern dass auch die Wiederholgenauigkeit deutlich eingeschränkt war. Auch in der Variabilität war der zeitliche Aspekt meist mehr gestört als der räumliche.

Manche der Parameter (z.B. die Frequenz bei Tappingaufgaben, oder die Bewegungsdauer bei Zeigeaufgaben) können auch durch andere Verfahren erhoben werden, aber andere sind nur durch kinematische Analysen berechenbar (wie die Variabilitätsmaße oder die Direktheit bei den „Zielbewegungen“) und diese zeigten sich als sensitiver als die bisher gebräuchlichen. Es lässt sich also festhalten, dass durch die kinematischen Analysen neue Parameter betrachtet werden können, die zudem eine höhere Sensitivität in der Erfassung pathologisch gestörter Bewegungen haben.

Beim Vergleich der Aufgabentypen waren die „elementaren Bewegungen“ zwar am wenigsten betroffen, aber auch hier traten deutliche Defizite auf. In der Gruppe der Patienten mit Hemisphärenläsionen (Paresen) waren die „Zielbewegungen“ etwa gleich stark betroffen wie die „schnellen Wechselbewegungen“. Ein ganz anderes Bild ergab sich allerdings für die Gruppe der Patienten mit Läsionen des Stamm- und Kleinhirns (Ataxien). Hier waren die „Zielbewegungen“ um ein Vielfaches stärker betroffen als die anderen Bewegungstypen.

Es wurde geprüft, ob Patienten mit vergleichbarer Ätiologie auch ähnliche Störungsmuster in den verschiedenen Aufgaben hatten. Die Ergebnisse zeigten, dass nicht von einer Homogenität innerhalb der Gruppe ausgegangen werden darf. Gleichzeitig gab es jedoch Hinweise, dass sich Untergruppen mit vergleichbaren Störungscharakteristika bilden lassen. Für die grobe klinische Klassifikation der Hemiparese wurde in dieser Arbeit gezeigt, dass sich die individuellen Störungsmuster gravierend unterscheiden können.

Die kinematischen Analysen der Bewegungen der oberen Extremität sind eine einfach anzuwendende Methode, die eine Vielfalt neuer Aspekte in der Untersuchung von motorischen Defiziten erbringen. Sie sind ein gutes Instrument, um diese Leistungen zu dokumentieren und in ihren Teilaspekten zu analysieren. Sie können vielfältig eingesetzt werden: im Rahmen wissenschaftlicher Fragestellungen, zur Verlaufskontrolle während der Therapie und damit zur Überprüfung unterschiedlicher Therapieformen. Es wäre also wünschenswert, dass die kinematischen Analysen einen festen Stellenwert in der Diagnostik, Therapie und wissenschaftlichen Untersuchung motorischer Störungen erlangen.

## 6 Literaturverzeichnis

- (1) **Abend, W.**, Bizzi, E., Morasso, P. (1982) Human arm trajectory formation. *Brain*, 105: 331-348.
- (2) **Ashworth, B.** (1964) Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis. *Practitioner*, 192: 540-542.
- (3) **Atkeson, C.G.**, Hollerbach, J.M. (1985) Kinematic features of unrestrained vertical arm movements. *Journal of Neurosciences*, 5: 2318-2330.
- (4) **Beppu, H.**, Nagaoka, M., Tanaka, R. (1987) Analysis of cerebellar motor disorders by visually-guided elbow tracking movements. *Brain* 110: 1-18.
- (5) **Bernhardt, J.**, Bate P.J., Matyas T.A. (1998) Accuracy of observational kinematic assessment of upper-limb movements. *Phys Therapy*, 78: 259-270.
- (6) **Bobath, B.** (1976) *Abnorme Haltungsreflexe bei Gehirnschäden*. Thieme Verlag, Stuttgart.
- (7) **British Medical Research Council**, (1976) *Aids to the examination of the peripheral nervous system*. Memorandum No. 45. London: Her Majesty's Stationary Office.
- (8) **Clark, M.A.**, Merians, A.S., Kothari, A., Poizner, H., Macauley, B., Roth, L.J.G. Heulmann, K.M. (1994) Spatial planning deficits in limb apraxia. *Brain*, 117: 1093-1106.
- (9) **Colebatch, J.G.**, Gandevia, S.C., Spira, P.J. (1986) Voluntary muscle strength in hemiparesis: distribution of weakness at the elbow. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*; 49: 1019-1024.
- (10) **Colebatch, J.G. & Gandevia, S.C.** (1989), The distribution of muscular weakness in upper motor neuron lesions affecting the arm. *Brain*, 112: 749-763.
- (11) **Conrad, B.**, Benecke, R., Meinck, H.M. (1984) Qualitative und quantitative Aspekte der spastischen Bewegungsstörung der unteren Extremitäten. In: Conrad B, Benecke R, Bauer HJ (Hrsg.): *Die klinische Wertung der Spastizität*. Schattauer Verlag, Stuttgart, New York, 73-85.



- (12) **Duus, P.** (1990) Neurologisch-topische Diagnostik, 5. überarbeitete Auflage, Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York 1990.
- (13) **Fitts, P.M.** (1954) The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, 47, 381-391.
- (14) **Flash, T. & Hogan N.** (1985) The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *Journal of Neuroscience*, Vol. 5, No.7, 1688-1703.
- (15) **Fries, W.,** de Langen (1988) Rehabilitation kortikaler Funktionen. In: Diener H.C. (Hrsg): Therapie und Verlauf neurologischer Erkrankungen. Kohlhammer, Stuttgart, Berlin, Köln, Mainz, 228.
- (16) **Fries, W.,** Beck, B., Freivogel, S. (1999) Rehabilitation von Störungen der Willkürmotorik. In: Frommelt P., Grötzbach H. (Hrsg.): Neurorehabilitation: Grundlagen, Praxis, Dokumentation. Blackwell-Wissenschaftsverlag, Berlin, Wien 1999, 149-183.
- (17) **Frommelt, P.** (1999) Schlaganfallrehabilitation. In: Neurorehabilitation: Grundlagen, Praxis, Dokumentation. Frommelt P., Grötzbach H. (Hrsg.) Blackwell-Wissenschaftsverlag Berlin, Wien 1999, 149-183.
- (18) **Georgopoulos, A.P.,** Caminiti, R., Kalaska J.F., Massey J.T. (1982) On the relations between the direction of two-dimensional arm movements and cell discharge in primate motor cortex. *Journal of Neuroscience*, 2, pp 1527-1537.
- (19) **Haaland, K.Y.** (1989) The role of hemisphere in closed loop movements. *Brain and Cognition*, 9: pp 158-180.
- (20) **Haaland, K.Y. & Harrington, D.L.** (1989) Hemispheric control of the initial and corrective components of aiming movements. *Neuropsychologia*, 27, 961-969.
- (21) **Haaland, K.Y. & Harrington, D.L.** (1996) Clinical implications of ipsilateral motor deficits after unilateral hemispheric damage. *Facts and Research in Gerontology (Supplement: Stroke)*.

- (22) **Hässler, B. & Mall, W.** (1995) Schlaganfallversorgung in Rheinland-Pfalz, Teil 2: Analyse von Behandlungsverläufen. Institut für Gesundheits- und Sozialforschung, Berlin.
- (23) **Hermsdörfer, J., Mai, N., Rudroff, G., Münsinger, M.** (1994) Untersuchung zerebraler Handfunktionen. Ein Vorschlag zur standardisierten Durchführung. EKN Materialien für die Rehabilitation. Borgmann, Dortmund.
- (24) **Hermsdörfer, J., Mai, N., Marquardt, C., Wack, S.** (1996) Dreidimensionale Bewegungsmessung zur Analyse der Handfunktion. EKN-Report, 1/96, Entwicklungsgruppe Klinische Neuropsychologie, Krankenhaus München-Bogenhausen.
- (25) **Hermsdörfer, J., Mai, N., Spatt, J., Marquardt, Veltkamp, R., Goldenberg, G.** (1996) Kinematic analysis of movement imitation in apraxia. *Brain*: 119: 1575-1586.
- (26) **Hermsdörfer, J., Marquardt, C., Wack, S., Mai, N.** (1999) Comparative Analysis of diadochokinetic movements. *Journal of Electromyography und Kinesiology*, 9: 283-295.
- (27) **Hermsdörfer, J., Ulrich, S., Marquardt, C., Goldenberg, G., Mai, N.** (1999) Prehension with the ipsilesional hand after unilateral brain damage. In: *Cortex*, 35: 139-161.
- (28) **Hermsdörfer, J. & Hagmann S.** (1999) . In: Frommelt P., Grötzbach H. (Hrsg.): *Neurorehabilitation: Grundlagen, Praxis, Dokumentation.* Blackwell-Wissenschaftsverlag, Berlin, Wien 1999, 149-183.
- (29) **Hermsdörfer, J.** (2002), *Bewegungsmessung zur Analyse von Handfunktionen. Vorschlag einer standardisierten Untersuchung.* EKN - Beiträge für die Rehabilitation, ISBN 3-8311-3076-0, München.
- (30) **Hore, J., Wild, B., Diener H.C.** (1993) Cerebellar dysmetria at the elbow, wrist and fingers. *Journal of Neurophysiology*, 65: 563-571.
- (31) **Jackson, J.H.** (1873) On the anatomical and physiological localisation of movement in the brain. In: Taylor J (Hrsg.) *Selected writings of John Hughlings Jackson.* Basic Books, New York (1873/1958).

- (32) **Kaminski, T.R. & Gentile, A.M.** (1989) A kinematic comparison of single and multijoint pointing movements. *Experimental Brain Research*, 78: 547-556.
- (33) **Kaminski, T.R., Bock, C., Gentile, A.M.** (1995) The coordination between trunk and arm motion during pointing movements. *Experimental Brain Research*, 106: 457-466.
- (34) **Lance, J.W.** (1980) Pathophysiology of spasticity and clinical experience with Baclofen. In: Feldman RG, Young RR, Koella WP (Hrsg.): *Spasticity: Disordered motor control*. Year Book Medical Publishers, Chicago, London, pp.185-203.
- (35) **Liebenstund, I.** (1998) Physiotherapie bei Ataxien, Gleichgewichtsstörungen und Schwindel. In: *Physiotherapie: Taschenlehrbuch in 14 Bänden, Band 11: Neurologie, Psychiatrie*. Hüter-Becker, A., Schewe H., Heipertz W. (Hrsg.) Thieme, Stuttgart, New York.
- (36) **Lincoln, N., Leadbitter, D.** (1979) Assessment of motor function in stroke patients. *Physiotherapy* 65, 48-51.
- (37) **MacKenzie, C.L., Marteniuk, R.G., Dugas, C. Liske, D., Eickmeir, B.** (1987) Three-dimensional movement trajectories in Fitt's task: Implications for control. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 39A: 629-647.
- (38) **Mai, N. & Marquardt, C.** (1995) Analyse und Therapie motorischer Schreibstörungen. In: Jänke L, Heuer H (Hrsg.): *Interdisziplinäre Bewegungsforschung*, Düsseldorf, *Psychologische Beiträge*, 37: 538-582.
- (39) **Marquardt, C., Hermsdörfer, J., Mai, N.** (1994) 3DA – Three-dimensional motion analysis. *Operating Manual*. München.
- (40) **Marquardt, C. & Mai, N.** (1994) A computational procedure for movement analysis in handwriting. *Journal of Neuroscience Methods*, 52, 39-5.
- (41) **Massaquoi, S.G. & Hallet M.** (1996) Kinematics of initiating a two-joint arm movement in patients with cerebellar ataxia. *Canadian Journal of Neurology*, 23: 3-14.
- (42) **Masur, H.** (1995) *Skalen und Scores in der Neurologie: Quantifizierung neurologischer Defizite in Forschung und Praxis*. Thieme, Stuttgart.

- (43) **Marteniuk, R. G.**, MacKenzie, C. L., Jeannerod, M., Athenes, S., Dugas, C. (1987) Constraints on Human Arm Movement Trajectories. *Canadian Journal of Psychology*, 41 (3), 365-378.
- (44) **Milner, T.E. & Ijaz, M.M.** (1990) The effect of accuracy constraints on three-dimensional movement kinematics. *Neuroscience*, 35: 365-374.
- (45) **Morasso, P.** (1981) Spatial control of arm movements. *Experimental Brain research*, 42, 223-227.
- (46) **Morrice, B.L.**, Becker, W. J., Hoffer, J. A., Lee, R. G. (1990) Manual tracking performance in patients with cerebellar incoordination: Effects of mechanical loading. *Le Journal Canadien des Sciences Neurologiques*, 17: 275-285.
- (47) **Notermans, N.C.**, van Dijk, G.W., van der Graaf, Y., van Gijn, J., Wokke, J.H.J. (1994) Measuring ataxia: quantification base on the standard neurological examination. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, No. 57: 22 - 26.
- (48) **Philips, C.G.** (1986) Movement of the hand. In (The Sherrington lectures 17): Liverpool, University Press 1986.
- (49) **Poeck, K. & Hacke, W.** (1998), *Neurologie*, 10. Auflage. Springer, Berlin, Heidelberg, New York 1998.
- (50) **Pohl, P.S.**, Winstein, C.J., Onla-Or, S. (1997) Sensory-motor control in the ipsilateral upper extremity after stroke. *Neurorehabilitation*, 9, 57-69.
- (51) **Poizner, H.**, Clark, M.A., Merians, A.S., Macauley, B., Rothi, L.J.G., Heilmann, K.M. (1995) Joint coordination deficits in limb apraxia. *Brain*, 118: 227-242.
- (52) **Roy, E.A.**, Kalbfleisch, L., Elliott, D. (1994) Kinematic aspects of manual asymmetries in visual aiming movements. *Brain Cogn*, 24:2: 289-295.
- (53) **Rand, M.K.**, Shimansky, Y., Stelmach, G.E., Bracha, V., Bloedel, J.R. (2000) Effects of accuracy constraints on reach-to-grasp movements in cerebellar patients. *Experimental Brain Research*, 135: 179-188.
- (54) **Sanes, J.N.**, LeWitt, P.A., Mauritz, K.H. (1988). Visual and mechanical control of postural and kinematic tremor in cerebellar system disorder. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 51: 207-234.

- (55) **Soechting, J.F.** (1984) Effect of target size on spatial and temporal characteristics of a pointing movement in man. *Experimental Brain research*, 54, 121-132.
- (56) **Spijkers, W.** (1995) Visuelle Verarbeitungszeit und die Kontrolle manueller Zielbewegungen. In: Jänke L, Heuer H (Hrsg.): *Psychologische Beiträge*. PABST Science Publishers, Lengerich (1995), 297-311.
- (57) **Springer, S.P. & Deutsch, G.** (Hrsg.) (1995) *Linkes – Rechtes Gehirn*. Spektrum, Akademischer Verlag; Heidelberg; Berlin; Oxford
- (58) **Stetson, R.H. & McDill, J.A.** (1923) Mechanism of the different types of movement. *Psychological Monographs (Psychological Review Publications)*, 32: 18-40.
- (59) **Swaine B.R. & Sullivan S.J.** (1993), Reliability of the scores fro the finger-to-nose test in adults with traumatic brain injury. *Phys Ther.*, 73: 71-78.
- (60) **Topka, H.,** Konzczak J., Dichgans, J. (1998) Coordination of multi-joint arm movements in cerebellar ataxia: Analysis of hand and angular kinematics. *Experimental Brain Research*, 119: 483-492.
- (61) **Vojta, V.** (1976) *Die cerebrale Bewegungsstörung im Säuglingsalter*. Enke, Stuttgart.
- (62) **Wessel, K.,** Hermsdörfer, J., Deger, K., Herzog, Th., Huss, G.P., Kömpf, D., Mai, N., Schimrigk, K., Wittkämpfer, A., Ziegler, W. (1995) Double-blind crossover study with levorotatory form of hydroxytryptophan in patients with degenerative cerebellar diseases. In: *Archives of Neurology*, Volume 52, May 1995, 451-455.
- (63) **Winstein, C.J. & Pohl, P.S.** (1995) Effects on unilateral brain damage on the control of goal-directed hand movements. *Experimental Brain Research*, 105, 163-174.
- (64) **zebris Medizintechnik GmbH,** CMS 50/100: Technische Daten und Bedienungsanleitung, 1992. Isny: zebris Medizintechnik GmbH.

## **Lebenslauf**

Hannes Blankenfeld  
Paul-Heyse-Str. 21  
80336 München

geb. am 11.6.1972 in München

### **Schulbildung:**

1978 – 1982	Grundschule Germering
1982	Spitzweg-Gymnasium Germering
1983 – 1988	Gymnasium Deutsche Schule Brüssel
1988 – 1991	Spitzweg-Gymnasium Germering, Abitur

### **Studium:**

1992 – 1993	Studium der Biochemie an der Universität Tübingen
1993 – 1999	Studium der Humanmedizin an der LMU München
12 / 1999	3. Staatsexamen

### **Beruf:**

6 / 2000 – 11 / 2001	Arzt im Praktikum in der 4. medizinischen Abteilung des Krankenhaus München-Bogenhausen, Prof. K. Helmke (Rheumatologie/Immunologie)
seit 4/02	Assistenzarzt in der 3. medizinischen Abteilung des Krankenhaus München-Bogenhausen, Prof. Dr. P.M. Schumm-Draeger (Rheumatologie/Immunologie)

### **Wissenschaftliche Arbeit:**

Seit 1997	Promotion bei Herrn Prof. Dr. Mai in der Entwicklungsgruppe Klinische Neuropsychologie des Krankenhaus München- Bogenhausen; Betreuer nach dem Tod von Prof. Mai: Prof. Dr. G. Hamann
-----------	--