

Neurologische Klinik und Poliklinik der
Technischen Universität München
Klinikum rechts der Isar
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. B. Conrad)

**Motorische Lerneffekte
als Einflussgrößen auf computerisierte Bewegungsmessung**

Elisabeth Pinker

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität
München zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Medizin
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. A. Weindl, Ph.D.
2. Univ.-Prof. Dr. M. Halle

Die Dissertation wurde am 04.02.2004 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 29.09.2004 angenommen.

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG.....	5
2	STAND DER FORSCHUNG	8
2.1	Theorien zum motorischen Lernen allgemein	8
2.2	Motorisches Lernen beeinträchtigende Variablen	11
2.2.1	Lernprozessinhärente Variablen.....	11
2.2.2	Variablen außerhalb des Lernprozesses	16
2.2.2.1	Erkrankungen.....	16
2.2.2.2	Alter.....	22
2.2.2.3	Gehirnläsionen.....	26
2.2.2.4	Händigkeit.....	32
2.2.2.5	Geschlecht.....	34
3	METHODE	35
3.1	Beschreibung des verwendeten Computerprogramms.....	35
3.1.1	Software.....	35
3.1.2	Rechner und übrige Peripherie.....	36
3.2	Erläuterung der Testaufgaben und des Aufnahmeprogramms	36
3.2.1	Pursuit Tracking.....	36
3.2.1.1	Bewegungen mit nur horizontaler Komponente	37
3.2.1.2	Bewegungen mit horizontaler und vertikaler Komponente.....	38
3.2.1.2.1	Das Sinusmuster.....	38
3.2.1.2.2	Das Zick-Zack-Muster.....	38
3.2.1.2.3	Das Sägezahnmuster.....	39
3.2.2	Ballistische Bewegungen	39
3.2.3	Komplexe sequentielle Bewegungen	40
3.2.4	Tapping.....	40
3.3	Raum, Raumausstattung und sonstige Umgebung.....	41
3.4	Charakteristik der Versuchspersonen.....	41
3.5	Versuchsdurchführung.....	42

4	ERGEBNISSE	44
4.1	Allgemeines zur Versuchsdurchführung	44
4.1.1	Motivation.....	44
4.1.2	Personenspezifische Faktoren	44
4.2	Erläuterung des statistischen Verfahrens bzw. des analytischen Vorgehens und der graphischen Darstellungen der daraus gewonnenen Daten.....	45
4.2.1	Analyse der Rohdaten	45
4.2.2	Erklärung der berechneten Parameter.....	46
4.2.2.1	Parameter bei den Pursuit Tracking Aufgaben.....	46
4.2.2.2	Parameter bei den ballistischen Aufgaben	47
4.2.2.3	Parameter bei den komplexen sequentiellen Aufgaben.....	48
4.2.2.4	Parameter bei der Tappingaufgabe	48
4.2.3	Statistische Methodik.....	48
4.3	Beschreibung des Lernverhaltens im Verlauf der Sitzungen für die drei gebildeten Gruppen bei den einzelnen standardisierten Parametern	50
4.3.1	Lernverhalten bei den Pursuit Tracking Aufgaben.....	51
4.3.2	Lernverhalten bei den ballistischen Aufgaben	56
4.3.3	Lernverhalten bei den komplexen sequentiellen Aufgaben	58
4.3.4	Lernverhalten bei den Tappingaufgaben	59
4.3.5	Überblick über das Lernverhalten der drei Gruppen insgesamt	62
4.3.5.1	Graphischer Überblick	62
4.3.5.2	Statistische Auswertung.....	71
4.3.6	Differenzierung des Lernverhaltens nach rechter und linker Hand.....	73
4.3.6.1	Graphische Auswertung.....	73
4.3.6.2	Statistische Auswertung.....	83
5	DISKUSSION.....	84
5.1	Diskussion des Einflusses von personenspezifischen Faktoren	84
5.1.1	Charakterzüge	84
5.1.2	Kondition und Motivation	85
5.2	Diskussion des Lerneffekts der drei Gruppen insgesamt	85

5.2.1	Diskussion des Lerneffekts in Abhängigkeit von der Erkrankung.....	85
5.2.2	Diskussion des Lerneffekts in Abhängigkeit vom Alter	89
5.2.3	Diskussion des Lerneffekts in Abhängigkeit von Gehirnläsionen	96
5.2.4	Diskussion des Lerneffekts in Abhängigkeit vom Geschlecht.....	101
5.2.5	Diskussion des Lerneffekts von rechter und linker Hand.....	102
5.2.6	Diskussion des Lerneffekts im Verlauf über alle Sitzungen.....	107
5.2.6.1	Tapping.....	107
5.2.6.2	Tracking	108
5.2.6.3	Ballistische Bewegungen	110
6	ZUSAMMENFASSUNG	112
7	ANHANG.....	115
7.1	Tabellen	115
7.2	Formeln und Kurzdefinitionen der analysierten Parameter.....	123
8	LITERATURVERZEICHNIS	126
9	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	142
	DANKSAGUNG.....	143

1 EINLEITUNG

In der Therapie und Rehabilitation kognitiver Störungen nach Hirnschädigung rückt der Einsatz von Mikrocomputern immer mehr in den Vordergrund.

Anfangs (Ende der 70er Jahre) wurden bei mehr zur Unterhaltung als zu Therapiezwecken gedachten Videospiele bereits Augen-Hand-Koordination, Reaktionsgeschwindigkeit und Konzentration trainiert (Schönle et al., 1987, S. 106).

„Seit 1981 werden Computer und speziell dafür entwickelte sogenannte ‚Hirnleistungstrainings‘ in Rehabilitationskliniken verwendet.“ (Bodenburg und Technow, 1992, S. 255). Therapieverläufe können damit in Form von Lernkurven dargestellt werden (Bodenburg und Technow, 1992, S. 265).

1987 berichteten Finlayson et al. (1987, S. 188) über eine Fallstudie, bei der eine Frau, die durch einen Autounfall eine schwere Kopfverletzung mit 19 Tage anhaltender Bewusstlosigkeit und anschließender dreimonatiger posttraumatischer Amnesie erlitt, mit einem Computerprogramm untersucht wurde, das unter anderem eine komplexe Reaktionszeitaufgabe sowie eine Trackingaufgabe enthielt. Insgesamt wurden signifikante Verbesserungen in der Ausführung der Aufgaben über die Trainingszeit beobachtet: Vor und nach der Durchführung des Computerprogramms gemachte neuropsychologische Untersuchungen zeigten, dass sich z. B. auch Problemlösestrategien, geistige Flexibilität und psychomotorische Fähigkeiten verbesserten, unabhängig vom spontanen Heilungsverlauf. Es wurde aber auch darauf hingewiesen, dass Parameter wie das Alter, Zeit seit dem Unfall, Art, Ort und Ausmaß der Hirnschädigung, motivationale und emotionale Faktoren, prämorbid Fähigkeiten und andere Umweltfaktoren das Ergebnis beeinflussen können.

Die quantitative Erfassung von Bewegungsstörungen bei neurologischen Erkrankungen ist entscheidend zur Beurteilung des Therapieverlaufs.

Deswegen hat man bereits eine Reihe von instrumentellen Messmethoden entwickelt, um damit den klinischen Verlauf einer Erkrankung objektiv besser beurteilen zu können. Die Objektivität ist von Vorteil, da Störmomente durch subjektive Einschätzung des Krankheitsverlaufs (systematisches „Erhoffen“ einer Besserung bei Therapie, vermehrtes Rauschen durch Tagesschwankungen des Beobachters etc.) vermieden werden. Um jedoch reliable Messungen zu erhalten, bedarf es nicht nur der Gewinnung von objektiven Daten, sondern müssen auch

verschiedene Faktoren berücksichtigt werden, die diese Daten beeinflusst haben könnten.

Einer dieser Einflüsse auf den messbaren therapeutischen Effekt beruht auf der Wiederholung von Tests und dem dabei auftretenden Lerneffekt. Letzterer wird häufig vernachlässigt, obwohl eine Fülle von Literatur existiert, die sich mit Änderungen der Ausführung motorischer Bewegungen aufgrund auftretender Lerneffekte befasst. Adams gibt dazu einen historischen Überblick (Adams, 1987, S. 41 - 74).

Lernen ist ganz allgemein definiert als „eine Reihe von Prozessen, die mit Übung oder Erfahrung verbunden sind und zu relativ permanenten Veränderungen in der Fähigkeit zu antworten führen“ (Schmidt, 1988, S. 346). „Fertigkeiten entwickeln sich nicht durch Übung der Fertigkeit an sich, sondern eher durch Übung stetiger Komponenten der Fertigkeit“ meinten Schneider et al. (1984, S. 2).

Leonard et al. beschrieben die Lernphasen beim Erwerb einer motorischen Fertigkeit (1988, S. 88/89), wobei sie Glencross (1977, S. 14 - 29) und Mackenzie et al. (1985, S. 313 - 337) zitierten. In den ersten Lernphasen sei danach die Ausführung gewöhnlich von langsamen, ruckartigen Bewegungen gekennzeichnet. Diese Ungeschicklichkeit spiegle wider, wie sich der Organismus auf visuelles und kinästhetisches Feedback bei der Führung jeder Bewegung verlasse. Im Laufe der Übung würden Abfolge und Zeiteinteilung von Bewegungen von direkter visueller Kontrolle übergehen zu einer Form interner Kontrolle, die weiter visuelle und kinästhetische Informationen nutze (zitiert wurde Pew, 1966, S.764 - 771), die sich aber nicht mehr ständig auf Feedback beziehen müsse.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es festzustellen, inwieweit Übung die Ergebnisse der Bewegungsmessung beeinflusste, die mit Hilfe eines von Machetanz et al. (1993 a,b) entwickelten Computerprogramms zur Erfassung motorischer Handbewegungsstörungen gewonnen werden können. Des Weiteren untersuchten wir, welche Konsequenzen daraus für die Anwendung des Tests im klinischen Alltag entstehen.

Wir beobachteten drei Versuchspersonengruppen: Gruppe eins bestand aus gesunden jungen Personen, Gruppe zwei aus gesunden älteren Versuchspersonen und Gruppe drei aus kranken älteren Personen.

Das Lernverhalten dieser Gruppen sollte analysiert werden, indem folgende Fragestellungen bearbeitet wurden:

Wie unterscheidet sich die Ausgangsleistung der drei Gruppen?

Hat es überhaupt einen Lerneffekt gegeben?

Ist der Lerngewinn von Gruppe zu Gruppe unterschiedlich?

Ab welcher Untersuchungszeit finden sich keine wesentlichen Lerneffekte mehr?

Welche Rolle spielen die Faktoren Alter der Versuchsperson, Krankheit, spezifische Aufgabe bzw. Parameter, rechte/linke Hand?

2 STAND DER FORSCHUNG

2.1 Theorien zum motorischen Lernen allgemein

Wie bereits in der Einleitung erwähnt, erstellte Adams 1987 einen historischen Überblick der Lerntheorien zur Erlangung motorischer Fertigkeiten:

Hervorzuheben sind Forscher wie Thorndike (1874 - 1949), dessen Ausgangspunkt seine Überzeugung war, dass Lernen ein automatischer unbewusster Prozess sei (1935, S. 62). Seine zahlreichen Forschungen zum instrumentellen Lernen befassten sich u. a. mit dem Gesetz des Effekts (Law of Effect), das besagt, dass zum Lernen nicht nur das Wiederholen, sondern unbedingt auch die Ergebnismeldung notwendig ist. Trowbridge und Cason (1932, S. 245 - 258, zitiert bei Adams, 1987, S. 44) wiesen außerdem nach, dass quantitative Fehlerrückmeldung schnelleres Lernen ermöglicht als qualitative (wie z. B. „richtig“ oder „falsch“). Kincaid (1925, S. 34 - 53, zitiert bei Adams, 1987, S. 46) überarbeitete 24 Studien über individuelle Unterschiede beim Lernen und kam zu dem Ergebnis, dass die Versuchspersonen dazu tendierten, ihre relative Position vom Anfang über die Übungsphase hinaus zu halten. Versuchspersonen mit höherer Anfangsleistung lernten langsamer dazu. Kincaid vermutete, dass Personen mit hohen Anfangsleistungen auf einem höheren Punkt ihrer Lernkurve beginnen, und die Steigerungsraten daher geringer sind. Versuchspersonen mit geringeren Anfangsleistungen lernten zwar schneller, gelangten aber typischerweise nie an das Endniveau von Versuchspersonen mit hohem Anfangsniveau.

Reed (1931, ebenfalls hier zitiert) stimmte insofern mit Kincaid überein, dass individuelle Unterschiede beim Lernen mit zunehmender Übung konvergieren.

Perl (1933, S. 1 - 54, 1934, S. 209 - 212, beides hier zitiert) bemerkte als erste, dass die Korrelationen von Lernergebnissen mit größer werdendem zeitlichem Abstand zwischen den Versuchen sanken.

Skinner (1953) war (Adams, 1987, S. 49) der Überzeugung, dass die Verstärkung, also die Ergebnismeldung zur Förderung des Erlernens motorischer Fertigkeiten, unmittelbar erfolgen müsse. Anders als bei Tierexperimenten jedoch wird der Erwerb motorischer Fertigkeiten beim Menschen durch Verzögerung der Ergebnismeldung nicht beeinflusst.

Ein weiterer erwähnenswerter Forscher ist Fleishman (von Adams, 1987, auf S. 55 zitiert). Er stellte zusammen mit Hempel (Fleishman und Hempel, 1954, S. 239 - 252) fest, dass zu Beginn des Lernens einer motorischen Fähigkeit kognitive Faktoren dominieren können, während gegen Ende des Lernens motorische Faktoren eine größere Rolle spielen.

In der neueren Zeit trug vor allem die Sportwissenschaft zum Erforschen motorischer Lerneffekte viel bei.

Adams entwickelte 1971 die so genannte „closed-loop-Theorie“ des Lernens. Ein closed-loop-System beinhaltet (Adams, 1987, S. 58) – im Gegensatz zum open-loop-System – das Feedback über die Reaktion, über die Fehlererkennung und über die Fehlerkorrektur. Die Reaktion ist zu einem Sollwert = Referenzwert rückgekoppelt. Diskrepanzen bedeuten einen Fehler, der anschließend korrigiert wird. Es wird über visuelle und propriozeptive Reafferenzen bei der Bewegung eine so genannte „Wahrnehmungsspur“ im Gehirn zur Erinnerung und Wiedererkennung angelegt. Damit ist wesentliches Element motorischen Lernens ein Wahrnehmungsprozess. Die so genannte „Gedächtnisspur“ ist erforderlich, um die Bewegung auszulösen. Die Gedächtnisspur enthält einfache motorische Programme. Sie wählt die durchzuführende Reaktion bei gegebener Reizkonstellation aus, initiiert sie und geht damit dem Feedback und der Nutzung der Wahrnehmungsspur, welche die Bewegung nach dem Beginn reguliert, voraus.

Beim motorischen Lernen ist jedoch theoretisch nicht immer die Kenntnis des Resultats nötig. „Subjektive Verstärkung“ bedeutet Lernen ohne Kenntnis des Resultats. Entscheidend ist das erhaltene Feedback. Nimmt das Feedback über die Versuchswiederholungen zu, steigt die Leistung, unabhängig von der Kenntnis des Resultats.

Rogers fand 1974 (S. 604 - 608, von Adams, 1987, zitiert auf S. 60), dass auch die Intervalldauer nach Kenntnis des Resultats und die Komplexität letzterer zusammen die Leistung bestimmen.

Schmidt kritisierte 1975 (S. 225 – 260, übersetzt von Kaul und Zimmermann, 1990) die closed-loop-Theorie des Lernens unter anderem in zwei Punkten:

1. Es wird nicht berücksichtigt, dass Bewegungssequenzen auch ohne Hilfe von Feedback durchgeführt werden können.
2. Die Variabilität einer Reaktion, die einer veränderten Situation flexibel angepasst werden kann, bleibt außer Acht.

Schmidts Schematheorie griff diese Punkte auf. Sie basiert zum einen auf dem Konzept des motorischen Programms, zum anderen auf dem des Schemas (Adams, 1976, S. 87 - 107).

Ersteres geht davon aus, dass Bewegungen schon zentral vorprogrammiert sind und größtenteils ohne Feedback ausgeführt werden können; also eine „abstrakte Struktur, die im Gedächtnis verankert ist und durch Bewegungserfahrungen erzeugt wurde“ (Adams, 1989, S. 79). Da die Anzahl der motorischen Programme von jedem Bewegungssegment zu groß wäre, um sie alle im Gedächtnis zu speichern, konzipierte Schmidt ein generalisiertes motorisches Programm, z. B. für das Werfen eines Balles. Das motorische Schema wird durch Abstraktion von Wahrnehmungsinhalten entwickelt, das heißt, es werden Regeln aufgestellt, nach denen Bewegungen klassifiziert werden können (Adler, 1977, S. 485).

Schmidt unterscheidet in seiner Theorie das motorische Wiedergabeschema, das motorische Wiedererkennungsschema und das Fehler-Ettiketierungsschema (Adler, 1977, S. 486). Wiedergabe- und Wiedererkennungsschema abstrahieren beide die Informationen über die Ausgangsbedingungen sowie über das Ergebnis der Bewegung. Außerdem werden nach jeder Bewegung die Bewegungsspezifikationen (Geschwindigkeit, Kraft etc.) sowie die sensorischen Konsequenzen (aktuelles Feedback) gespeichert.

Die Schemabildung erfolgt nach mehreren Versuchswiederholungen durch Abstraktion der Relationen zwischen diesen Informationen. Die Stärke eines Schemas hängt also von der Zahl der Versuche und der Genauigkeit der Rückmeldung der Versuchsergebnisse ab (Adler, 1977, S. 486).

Das Wiedergabe- (Erinnerungs-)Schema stellt die Relation zu den Bewegungsspezifikationen dar, das Wiedererkennungsschema dagegen die Relation zu den sensorischen Konsequenzen, bewertet also, ob die Bewegung korrekt durchgeführt wurde.

Die Ausführung einer Bewegung kann man sich daher so vorstellen, dass zunächst das gewünschte Ergebnis spezifiziert und die Ausgangsbedingungen analysiert werden. „Aus den Relationen, die bei vergangenen Versuchen zwischen Ergebnissen und Bewegungsspezifikationen entstanden, werden neue Spezifikationen entwickelt, die ein bestimmtes motorisches Programm auswählen. Gleichzeitig wird über die Relation zwischen Ergebnis und sensorischen Konsequenzen das erwartete sensorische Feedback (extero- und interozeptiv) bestimmt. Danach kann das

motorische Programm [...] gestartet werden. Innerhalb der nächsten 200 ms läuft das Programm ab, ohne daß sensorische Rückmeldungen Einfluß ausüben könnten. Werden dann Fehler rückgemeldet, das heißt, besteht eine Diskrepanz zwischen dem aktuellen und dem erwarteten Feedback, so werden durch Änderung der Bewegungsspezifikationen Korrekturen vorgenommen [...]“ (Adler, 1977, S. 486/487).

Zu beachten ist, dass sowohl Adams' (beschränkt auf lineare Positionierungsaufgaben) als auch Schmidts Theorie einen eingeschränkten Geltungsbereich haben und somit nicht auf alle Bewegungen angewendet werden können.

Schmidt nimmt insbesondere kontinuierlich ablaufende Bewegungen, wie z. B. Trackingaufgaben, an und beschränkt sich auf nicht länger als fünf Sekunden dauernde Bewegungen, die einen definierten Ausgangs- und Endpunkt haben.

Noble et al. (1955, S. 249 - 256) stellten sich den Ablauf des Erlernens einer Trackingaufgabe so vor, dass die Person nicht direkt auf den Stimulus reagiert, sondern statt dessen eine kontinuierliche vermutete Antwort produziert, die Relation zwischen der erzeugten Bewegung und dem vorgegebenen Muster beobachtet und in periodischen Intervallen notwendige Änderungen ihrer Annahme macht. Mit anderen Worten wechselt der Proband von der Kontrolle durch äußere Information zu einer Kontrolle, die auf internen Informationen oder einem „internen Modell“ der zu erzeugenden Bewegung beruht (Kelley, 1968 und Gregory, 1970, S. 25 - 35).

2.2. Motorisches Lernen beeinträchtigende Variablen

2.2.1 Lernprozessinhärente Variablen

Nach Poole (1991, S. 531) wird motorisches Lernen von vier Faktoren beeinflusst: Vom Lernstadium, vom Aufgabentyp, vom Feedback und von der Übung.

Nach Schmidt (1988, S. 481) sind Feedback und Übung die stärksten zwei davon.

Fitts und Posner definierten 1967 (hier von Poole auf S. 532 zitiert) drei Stadien des motorischen Lernprozesses: Das kognitive, das assoziative und das autonome.

Im kognitiven Stadium versucht der Lernende die Erfordernisse der Aufgabe zu verstehen. Er ist noch unsicher, wie sie auszuführen ist, hat aber schon eine vage Idee. Die Ausübung zeigt sich in der Regel nicht konstant, da viele verschiedene Strategien ausprobiert werden. Es müssen die für die Fertigkeit relevanten Informationen herausgefunden werden (Gentile, 1972, S. 3 - 23).

Im assoziativen Stadium beginnen die Lernenden ihre Fertigkeiten zu verfeinern. Durch kontinuierliche Übung und Wiederholung werden die Bewegungen konsistenter, die Anzahl der Fehler wird weniger. Wie geübt wird, ist dabei ebenfalls entscheidend, z. B. mit Erlaubnis, Fehler machen zu dürfen oder nicht.

Edwards und Lee (1985, S. 286 - 290) zeigten, dass erstere Methode jemanden bei einer neuen Aufgabe zu besserer Leistung befähigt. Feedback sollte mit der Zeit weniger werden, um den Lernenden weniger abhängig davon zu machen und damit eigene Mechanismen der Fehleraufdeckung entwickelt werden können.

Im autonomen Stadium wird die Fertigkeit automatisiert. Sie erfordert, wenn überhaupt, nur noch geringe kognitive Prozesse, wird also auch weniger stör anfällig, und die Person kann sich gleichzeitig auf andere Aspekte konzentrieren.

Auch der Aufgabentyp beeinflusst das Lernen. Dabei spielen die räumliche und zeitliche Anordnung eine Rolle. In so genannten „geschlossenen Aufgaben“ bleiben die Umgebungsvariablen konstant, in „offenen Aufgaben“ variieren die Umgebungsfaktoren unvorhersehbar.

Einen starken Einfluss auf motorisches Lernen hat das Feedback (Bilodeau und Bilodeau, 1958, S. 379 - 383; Salmoni et al., 1984, S. 355 - 386; Schmidt, 1988). Dieses kann intrinsisch oder extrinsisch sein (Poole, 1991, S. 533). Intrinsisches Feedback bezeichnet die sensorische Information von Rezeptoren in Muskeln, Gelenken, Sehnen und Haut oder von Rezeptoren des visuellen und auditiven Systems. Es kann während oder nach einer Bewegung vorkommen. Extrinsisches Feedback ist die Information über eine externe Quelle (z. B. den Therapeuten), die das intrinsische Feedback verstärkt. Feedback wird im frühen Lernstadium dazu benutzt, Bewegungsmuster zu erzeugen oder folgende zu ändern. Feedback trägt dazu bei, die ausgeführte Bewegung mit einem Referenzwert vergleichen zu können (Adams, 1971, S. 111 - 150, Schmidt, 1975, S.225 - 260). Es gibt zwei Arten von extrinsischem Feedback: Wissen um das Ergebnis (knowledge of results) und Wissen über die Art der Bewegungsausführung (knowledge of performance) (Poole, 1991, S. 533).

Jede Art von Feedback erleichtert und beschleunigt den Lernprozess. Die Menge und Häufigkeit von Feedback wiederum werden durch den Aufgabentyp und das Lernstadium bestimmt.

Die Übung ist die zweite wichtige Variable beim motorischen Lernen (Schmidt, 1988, siehe oben).

Von Newell und Rosenbloom wurde 1981 (S. 1 - 55) gezeigt, dass eine Fähigkeit sich direkt in Bezug zur Menge der Übung verbessert.

Übung bedeutet jedoch nicht nur reine Wiederholung einer Bewegung, sondern auch die Entwicklung neuer Aktionspläne, um motorische Probleme zu lösen (Whiting, 1980, S. 545). Auch die Art einer Übung ist entscheidend: Sie kann massiert (= Ruhezeit ist kürzer als Übungszeit) oder verteilt (= Ruhezeit ist länger als Übungszeit) durchgeführt werden. Die Reihenfolge der Aufgaben kann gleich bleiben (= Blockübung) oder sich unterscheiden (= Zufalls(random)Übung). Der Vorteil von Blockübungen ist, dass sich die Ausübungen schneller verbessern, der Nachteil ist, dass die Aufmerksamkeit des Lernenden nachlässt, weil er schon weiß, was kommt (hier von Poole, 1991, zitiert: Lee und Magill, 1983, S. 730 - 746; Shea und Morgan, 1979, S. 179 - 187). Shea und Morgan fanden (1979) darüber hinaus, dass Lernen und Wiedergabe (recall) sich mehr beim Zufallsüben verbessern als bei Blockübungen.

Schließlich können sich die Bedingungen einer Aufgabe von Versuch zu Versuch ändern, was als „variables Üben“ bezeichnet wird, bleiben sie dieselben, spricht man von „konstantem Üben“. Wird unter variablen Konditionen geübt, steigert dies die Verallgemeinerungsfähigkeit für neue Situationen (Poole zitierte Shapiro und Schmidt, 1982, S. 113 - 150).

Vorhersagbare Übung (wie z. B. in einer geschlossenen Umgebung) in Blockform oder mit konstantem Wissen um das Ergebnis (knowledge of results = KR) ist zur Aneignung einer Fähigkeit von Vorteil, aber schlecht für Merkfähigkeit und Transfer. Gut für die Merkfähigkeit und den Transfer sind Übungen in unvorhersehbarem Rahmen und in zufälliger Abfolge oder mit weniger häufigen Ergebnismeldungen (KR) (Jarvis, 1994, S. 813). In den Frühstadien des Übens mag jedoch die Blockform etwas effektiver sein als das zufällige Üben, um das Wesentliche der Aufgabe zu erlernen (Jarvis zitierte auf S. 814 Shea, Kohl und Indermill, 1990, S.145 - 157).

Jarvis folgerte des Weiteren, dass die Versuchsperson eine angeeignete Fähigkeit auch ohne KR ausführen kann, da Schmidt (1988) ebenso wie Salmoni et al. (1984) feststellten, dass unter Bedingungen mit begrenzter KR der Proband gezwungen ist, sich auf andere relevante Hinweise der Aufgabe zu verlassen wie sensorisches Feedback, um seine Ausführung zu verbessern (Jarvis, 1994, S. 812).

Darüber hinaus können einzelne Komponenten = Teile einer Aufgabe geübt werden oder die Aufgabe als Ganzes. Insbesondere bei komplexen Aufgaben kann das

Üben von Teilen der Aufgabe das Lernen effizienter vorantreiben (Poole, 1991, zitierte auf S. 534 Schmidt, 1988 und Singer 1980). Der Nachteil kann sein, dass Schwierigkeiten auftreten beim Integrieren der einzelnen Teilaufgaben und bei der Zeitabstimmung insgesamt.

Eine andere Übungstechnik ist mentales Üben oder die bloße Vorstellung von der Ausübung einer Bewegung. Mentales Üben ist zwar besser als keine Übung, ist aber nicht so effektiv wie tatsächliches Üben (Poole zitierte hier auf S. 535 Feltz und Landers, 1983, S. 25 - 57 sowie Weinberg, 1979, S. 195 - 213). Kortikale Areale, die mit der speziellen Bewegung assoziiert sind, werden dabei aktiviert (Poole zitierte Decety et al., 1988, S. 33 - 38; Ingvar und Philipson, 1977, S. 230 - 237; Roland et al., 1980, S.118 - 136).

Ein empirisches „Gesetz“ des motorischen Lernens ist, dass die größten Verbesserungen in der Ausübung während der ersten Übungsversuche gefunden werden (Pollock und Lee, 1992, S. 26).

Für die vorliegende Arbeit durften wir also ähnliche Ergebnisse erwarten.

Ein klassisches Konzept bei der motorischen Kontrolle ist die Tatsache, dass schnellere Bewegungen auf Kosten abnehmender Genauigkeit am Endpunkt der Bewegung gehen (Darling und Cooke, 1987, zitierten auf S. 292 Woodworth, 1899, S. 1 - 114; Fitts 1954, S. 381 - 391; Brooks, 1979, S. 171 - 189). Darling und Cooke stellten fest, dass die Variabilität von Bewegungsbahnen mit der Übung abnimmt (Ellbogenflexion und -extension bei 10° bzw. 30° bei einer „step tracking“-Aufgabe). Schnellere Bewegungen zeigten größere Bahnvariabilität als langsamere. Die Experimente zeigten, dass die gesamte Bewegungsbahn von einfachen Gliedmaßenbewegungen vom Zentralnervensystem kontrolliert wird. Woodworth identifizierte 1899 (S. 1 - 114) als erster (zitiert von Abrams und Pratt, 1993, S. 289) zwei für sich stehende untergeordnete Bewegungen innerhalb einer einzelnen schnellen gezielten Gliedmaßenbewegung. Die erste, er nannte sie Initialimpuls, ist vor allem ballistischer Natur und vorprogrammiert. Sie treibt die Gliedmaße von der Startposition zum Ziel hin den Großteil des Weges an. Die zweite untergeordnete Bewegung, die Woodworth „laufende Kontrolle“ (current control) nannte, bezieht sich auf Feedbackinformationen, um auftretende Fehler in der untergeordneten Anfangsbewegung zu korrigieren.

Abrams und Pratt untersuchten 1993 (S. 296) die Veränderungen dieser untergeordneten Bewegungen durch Übung und fanden, dass Übung generell die Bewegungen verbessert, da die Versuchspersonen ihre Bewegungszeit (movement time) ohne Verlust an räumlicher Genauigkeit steigern konnten. Die Abnahme der Bewegungsdauer konnte gänzlich auf eine Abnahme der Bewegungsdauer der zweiten untergeordneten (korrigierenden) Bewegung zurückgeführt werden, da die erste Bewegungskomponente von der Dauer her konstant blieb oder mit mehr Übung sogar leicht zunahm. Untersucht wurden eine schnelle Armzielbewegung (und eine Handgelenksrotationsbewegung). Auf einem Videodisplay musste ein Cursor von einer Ausgangsposition so schnell wie möglich zu einer Zielposition gebracht werden, wobei Hand und vermittelnder Griff, der bewegt werden musste, von der Versuchsperson nicht eingesehen werden konnten. Die Ergebnisse zeigten deutlich, dass die Probanden relativ mehr Zeit für den vorprogrammierten, anfänglichen Teil der Bewegung investierten, als für die korrigierende, auf Feedback basierende Phase, wenn sie mehr Übung hatten (Abrams und Pratt, 1993, S. 296).

Dies kann bedeuten, dass die Versuchspersonen weniger Feedbackinformationen benötigten mit der Übung oder aber sie vielleicht besser nutzen konnten. Für Letzteres spräche in dieser Untersuchung, dass sehr wenig aktuelle Verbesserung in der ersten Bewegungskomponente gefunden wurde und der prozentuale Anteil der korrigierenden zweiten Bewegungskomponente nicht abnahm.

Eine reduzierte räumliche Variabilität der ersten und zweiten Bewegungskomponente sowie der Gesamtbewegung mit der Übung war zu erwarten (Abrams und Pratt zitierten auf S. 297 Darling und Cooke, 1987, S. 291 - 309; Georgopoulos et al., 1981, S. 725 - 743). Die Zunahme der Dauer der ersten untergeordneten Bewegung bei der schnellen Armzielbewegung ohne Änderung der Bewegungsdistanz war unerwartet. Das heißt offensichtlich, so folgerten Abrams und Pratt, dass Übung den Probanden erlaubte, mehr Zeit für die Ausübung der ersten ballistischen Bewegungskomponente aufzuwenden im Austausch gegen eine große Zeitersparnis bei der gesamten Bewegungszeit aufgrund einer Reduktion der Dauer der zweiten Bewegungskomponente. Die Reduktion der Bewegungsdauer der zweiten korrigierenden Komponente reichte aus oder war sogar mehr als genug, um den Anstieg der Bewegungszeit der ersten Komponente zu kompensieren, so dass die Gesamtbewegungszeit (movement time, MT) konstant blieb oder sogar abnahm.

Die Untersuchung konnte jedoch nicht die Frage klären, ob durch Übung zunehmende oder abnehmende Abhängigkeit von Feedbackinformationen resultierte. Die Ergebnisse unterstützten beide Möglichkeiten. Ein Unterschied der schnellen Handgelenksrotationsbewegung zur schnellen gezielten Armbewegung lag in der Veränderung der *durchschnittlichen* Bewegungsdistanz bei erster und zweiter Bewegungskomponente mit zunehmender Übung (erstere nahm zu, zweitere nahm ab), was eine Einzigartigkeit für die schnelle Handgelenksrotationsbewegung sein könnte.

2.2.2 Variablen außerhalb des Lernprozesses

2.2.2.1 Erkrankungen

Nicht nur der Lernprozess an sich bietet eine Reihe von Variablen, die das Erlernen motorischer Fertigkeiten beeinflussen, auch die Lernenden präsentieren verschiedene Ausgangsfaktoren, so können z. B. bestimmte Erkrankungen den Lernvorgang beeinträchtigen.

Sanes et al. (1990, S. 117) untersuchten Patienten nur mit cerebellärer Atrophie oder kombiniert mit Hirnstammatrophie im Vergleich zu gleichaltrigen Normalpersonen um herauszufinden, ob eine cerebelläre Dysfunktion Auswirkungen auf das motorische Lernen hat. Sie ließen die Versuchspersonen verschiedene irreguläre geometrische Figuren wiederholt zeichnen. Die Ergebnisse wiesen darauf hin, dass das Cerebellum mit seinen assoziierten „input“-Bahnen beim Erlernen einer motorischen Fertigkeit beteiligt ist. Die Patienten mit nur cerebellärer Pathologie zeigten Defizite, die interpretiert werden können als Mangel, sich motorisch anzupassen. Sie verbesserten sich weniger als Normalpersonen, was die Flüssigkeit der Bewegung und die Bewegungszeit betraf (Sanes et al., 1990, S. 115).

Auch Beppu et al. (1984, S. 790) untersuchten Patienten mit cerebellärer Ataxie im Vergleich zu Normalpersonen mit einer visuomotorischen Trackingaufgabe. Die Versuchspersonen sollten ein Zielsymbol auf einem Bildschirm mit Hilfe eines Griffes, den sie in der Hand hielten und entsprechend aus dem Ellbogengelenk bewegen mussten, verfolgen. Im Gegensatz zu vorausgegangenen Studien (zitiert bei Beppu et al., 1984, auf S. 787/788), die die wichtige Rolle des Cerebellums bei der so genannten „Open-loop“-Kontrolle von ballistischen und schnellen Bewegungen darstellten, ging es bei Beppu et al. (1984, S. 791) um eine langsame und genaue Bewegung, bei der das Cerebellum ebenfalls beteiligt ist. Sie teilten die gesamte

Bewegung in drei Einheiten auf: Die Initialphase: „catch up“-Phase, die mittlere „pursuit“-Phase und die terminale „arrest“-Phase.

Die Reaktionszeit der Patienten mit cerebellärer Ataxie war allgemein verzögert und variierte stark, die Bewegung in der Initialphase war weniger genau. Sie zeigten keinen flüssigen Übergang zur mittleren Phase, wo ein sakkadierter Bewegungsablauf auftrat. In der Endphase hatten die Patienten Schwierigkeiten in der genauen Verlangsamung der Bewegung (sie begannen mit dem Abbremsen viel langsamer) und beim Stoppen (sie hatten Schwierigkeiten, den Zielpunkt schnell zu erreichen). Die Reaktionszeit nahm bei beiden Gruppen ab, als die Zielgeschwindigkeit zunahm, bei den Patienten jedoch in geringerem Umfang und nicht bei allen. Die Reaktionszeit war am meisten verzögert, wenn das Ziel sich sehr langsam bewegte. Beppu et al. erklärten es sich damit, dass die Zielgeschwindigkeit die Wahrnehmung der Bewegung des Ziels evtl. beeinflusste: Je langsamer sich das Ziel bewegte, desto schwieriger war es für die Versuchsperson den Beginn der Zielbewegung zu erkennen.

Beppu et al. unterteilten nach Botwinick und Thompson (1966, S. 9 - 15) die Reaktionszeit in eine „prämotorische Zeit“ und eine „motorische Zeit“. Erstere ist die Zeit vom Start des Ziels bis zum Auftauchen von EMG-Aktivität im agonistischen Muskel, also die Zeitdauer, die für Verarbeitungsprozesse im Zentralnervensystem erforderlich ist. Die „motorische Zeit“ beschreibt die Zeitdauer vom Auftreten der EMG-Aktivität bis zum Start der Bewegung. Sie beinhaltet die benötigte Zeit für die Verbindung zwischen Muskelelerregung und -kontraktion und für die Übertragung der Muskelkontraktion auf die Bewegung.

Die Verzögerung der Reaktionszeit bei den Patienten mit cerebellärer Ataxie wurde hauptsächlich auf die „prämotorische Zeit“ zurückgeführt. Das bedeutet, dass das Cerebellum an der Erzeugung motorischer Befehle für willentliche Bewegungen beteiligt ist (Beppu et al., 1984, S. 802). Die Patienten hatten des Weiteren Schwierigkeiten, eine geeignete initiale Höchstgeschwindigkeit im Verhältnis zur Zielgeschwindigkeit in der Initialphase auszuwählen, was als defizitäre Konsolidierung eines motorischen Programms für genaue initiale Höchstgeschwindigkeitsanpassung gesehen wurde. Die sakkadierte Bewegungsabfolge im mittleren Teil der Bewegung bei den Patienten zeigte Defizite beim Verarbeiten der afferenten Informationen im Vergleich mit dem erwarteten motorischen „output“ ebenso auf wie eine defizitäre Anpassung der verarbeiteten Ergebnisse zur zeitgerechten und

genauen Korrektur des ablaufenden motorischen Programms. Das sakkadierte Muster repräsentierte wiederholte korrigierende Reaktionen geleitet durch visuelle Informationen. Damit ist das Cerebellum auch wichtig für visuell kontrollierte Bewegungen (Beppu et al., 1984, S. 804).

Beppu et al. untersuchten (1987, S. 13) die Rolle der visuellen Informationen für die Erzeugung dieses sakkadierten Folgemusters bei den Patienten genauer. Sie ließen während der Folgebewegung einmal den Cursor der Zielbewegung auf dem Bildschirm verschwinden, das andere Mal den Cursor, der die Griffbewegung der Versuchspersonen repräsentierte, womit für die Probanden jeweils visuelle Information (vor allem über die Position des Ziels im Vergleich zur eigenen Position, weniger über dessen Geschwindigkeit, die mehr über das propriozeptive Feedback vermittelt wird) verloren ging. Bei den Kontrollpersonen änderte sich das Ergebnis der Folgebewegung dadurch nur geringfügig, bei den Patienten allerdings reduzierte sich die ständige Geschwindigkeitsveränderung signifikant und es ergab sich eine flüssigere kontinuierliche Folgebewegung. Dies unterstützte die bereits oben genannte Hypothese, dass die Ursache für diese sakkadierte Folgebewegung wiederholte visuell geleitete Fehlerkorrekturen darstellten und nicht einen primären Defekt im motorischen oder sensorischen System (Beppu et al., 1987, S. 2).

Die Probanden, sowohl Patienten als auch Gesunde, verließen sich viel mehr auf visuelle als auf propriozeptive Information, wenn erstere zur Verfügung stand (Beppu et al., 1987, S. 14). Die Patienten konnten diese Informationen jedoch nicht korrekt zum Aufbau eines motorischen Programms verarbeiten, das sie weiterbrachte, sowohl was die zeitliche als auch die räumliche Abstimmung betraf und waren daher gezwungen, dysmetrische Bewegungen zu wiederholen. Durch den Wegfall der visuellen Informationen wurden die Patienten „befreit“ von den immer wieder auftretenden Fehlern und reduzierten daher ihre korrektiven Bewegungen, was zu einem insgesamt flüssigeren Bewegungsablauf führte.

Die Ergebnisse der Untersuchung von Beppu et al. stimmten überein mit den klinischen Beobachtungen der Verlangsamung bei Start und Stopp einer Bewegung bei Patienten mit cerebellärer Ataxie (Beppu et al., 1984, S. 806).

Die Huntington-Erkrankung geht ebenfalls mit sehr vielfältigen Abnormalitäten der willentlichen motorischen Funktion einher (Shelton et al., 1991, S. 39). Eine

ideomotorische Apraxie kommt in mindestens ein Drittel der Huntington-Patienten vor.

Apraxie ist nach Heilmann et al. (1975, S. 1018 - 1020) definiert als Störung gelernter motorischer Fähigkeiten, nicht verursacht durch Schwachheit, Akinese, Defekt der Afferenzen, Abnormalität von Tonus oder Haltung, abnorme Bewegungen wie Tremor oder Chorea, intellektuelle Verschlechterung, schlechtes Verständnis oder mangelnde Kooperation.

Sie wird teilweise auf eine Dysfunktion der zuführenden Bahnen zu den Basalganglien oder eine Läsion dieser selbst zurückgeführt (Shelton et al., 1991, S. 40). Shelton et al. stellten fest, dass die Basalganglien in fast allen Arten von Bewegung involviert sind, einschließlich selbst bestimmter oder spontaner und stimulusgetriggelter, ballistischer oder langsamer Folgebewegungen.

Ideomotorische Apraxie führt zu abnormem Verhalten beim Auswählen und in der Abfolge von zusammengesetzten Bewegungen (Shelton et al., 1991, S. 35).

Motomura et al. (1989, S. 129) schlossen aus ihrer Untersuchung von hemiparetischen Patienten aufgrund links- oder rechtshemisphärischer Gehirnläsion in Ausführung einer motorischen Abfolgebewegung der Hand, dass ideomotorische Apraxie nicht nur eine Verschlechterung zuvor erlernter motorischer Aufgaben mit sich bringt, sondern auch Schwierigkeiten beim Erlernen neuer motorischer Fertigkeiten.

Thompson et al. (1988, S. 223 - 244) stellten ähnliche Schwierigkeiten von Huntington-Patienten in der Ausführung sequentieller und gleichzeitig ablaufender Bewegungen fest.

Die Basalganglien spielen auch bei einer anderen verbreiteten Erkrankung eine große Rolle, nämlich dem Morbus Parkinson, zu dem es sehr viele Untersuchungen gibt.

Hicks und Birren (1970, S. 384) zitierten in ihrem Übersichtsartikel Brumlik und Boshes (1966, S. 337 - 344), die feststellten, dass Parkinsonpatienten generell langsamer sind bei einer Reihe von Aufgaben, die Arm-, Hand- und Beinbewegungen einschließlich Reaktionszeit beinhalten. Talland (1962, S. 69 - 76, 1963, S. 613 - 620, ebenfalls hier zitiert) verglich Parkinsonpatienten (Alter 30 bis 69 Jahre), Normalpersonen mittleren Alters (40 bis 63 Jahre) und gesunde spanisch-amerikanische Kriegsveteranen: Bei einer Fingergeschicklichkeitsaufgabe waren die Parkinsonpatienten genauso schnell wie die Veteranen und langsamer als die

Personen mittleren Alters, die Jüngerer oder ihre eigene gleichaltrige Kontrollgruppe. Bei einem Test, der schnelle sich wiederholende Bewegungen erforderte, waren die Parkinsonpatienten deutlich schlechter als alle anderen Gruppen. Das heißt also, die Aufgaben maßen unterschiedliche Aspekte psychomotorischer Geschwindigkeit.

Cassell et al. verglichen (1973, S. 823/824) Parkinsonpatienten mit gesunden Personen bei einer Trackingaufgabe (gemessen wurden unter anderem Amplitudenabweichung und Reaktionszeit), Tapping und dem Pegboard-Test. In der Mehrzahl der Fälle zeigte sich die Leistung der Parkinsonpatienten weit unter der von den Normalpersonen. Eine gute Durchführung der einen Aufgabe implizierte dabei nicht ein vergleichbares Ergebnis bei irgendeinem der anderen Tests. Es zeigte sich eine signifikante Variation in den Leistungsebenen bei allen Tests nach einer gewissen Zeit. Die Leistung nahm jedoch nach mehreren Monaten insgesamt um ca. 30% zu, erreichte jedoch keine Normalwerte. Cassell et al. stellten fest, dass Trackingaufgaben sich als sehr nützlich in der Testung der motorischen Leistung von Parkinsonpatienten erwiesen, da sie motorische Defizite und Veränderungen aufzeigen, die mit Hilfe der im Allgemeinen gebräuchlichen Tests vielleicht nicht entdeckt werden.

Auch Bowen et al. kamen (1972, S. 38) bei Parkinsonpatienten im Vergleich zu Gesunden zu dem Ergebnis, dass die Patienten sowohl in einer Trackingaufgabe als auch einer Tappingaufgabe signifikant schlechter abschnitten.

Frith et al. (1986, S. 664) untersuchten die Lernprozesse bei Parkinsonpatienten und Kontrollpersonen anhand von die Bewegung vorhersagbaren und nicht vorhersagbaren Trackingaufgaben. Sie stellten ebenfalls fest, dass die Patienten bei beiden Aufgaben wesentlich schlechter abschnitten (schlechtere Ausführung, langsames Lernen) als die Kontrollpersonen, aber dennoch deutliche Lerneffekte zeigten. Der Hauptunterschied im Verlauf zu den Kontrollpersonen lag im Fehlen eines deutlichen Verbesserungseffekts während der ersten Minute jeder Übungssitzung (mit jeweils zehnminütiger Pause zwischen erster und zweiter Sitzung). Frith et al. nahmen an, dass diese schnelle, aber vorübergehende (die Leistung war bis nach der Pause wieder verloren gegangen) Verbesserung die Aneignung eines motorischen „Satzes“ (Set) reflektiert, bei dem existierende motorische Programme oder Fähigkeiten modifiziert werden, um sie der aktuellen Aufgabe anzupassen. Sie schlossen aus ihren Untersuchungen, dass Parkinsonpatienten Schwierigkeiten haben, solche „Sets“ aufrechtzuerhalten. Einen

Lerneffekt, der bei den Patienten dennoch beobachtet werden konnte, führten sie auf eine Automatisierung der motorischen Fähigkeit zurück, die es den Patienten erlaubte, ihre Aufmerksamkeit mehr den Aspekten der Aufgabe zu widmen, die nicht erlernbar waren (gemäß den Lernstadien nach Fitts und Posner, 1967, siehe oben). Frith und Lang (1979, S. 103 - 109) untersuchten bereits früher die Automatisierung bei Trackingaufgaben und fanden: Wenn horizontale und vertikale Bewegung des Ziels nicht vorhersagbar waren, zeigte sich keine Verbesserung in der Ausführung der Bewegung. War jedoch eine Komponente vorhersagbar, gab es eine Verbesserung sowohl in der Ausführung dieser Komponente während einer Sitzung (= strategisches Lernen) als auch bei der anderen unvorhersagbaren Komponente nach einer Pause. Das deutete darauf hin, dass die Versuchspersonen gelernt hatten, der vorhersagbaren Komponente zu folgen; zusätzlich wurde das Tracking dieser Komponente nach der Pause automatischer und beeinträchtigte die Ausübung der anderen unvorhersagbaren Komponente weniger.

In der Untersuchung von Frith et al. (1986, S. 665, siehe oben) zeigten die Parkinsonpatienten auch fast keine Verbesserungen während der Sitzungen insgesamt, was dem „vorübergehenden Lernen“ entspricht, wie oben erläutert, das bei Parkinsonpatienten beeinträchtigt ist. Der Lerneffekt, der zwischen einzelnen Sitzungen auftrat, reflektierte so genanntes permanentes Lernen, was bei Parkinsonpatienten relativ unbeeinträchtigt zu sein scheint. Die Aufgaben in dieser Studie gaben auch Hinweise darauf, dass Gesunde explizit gegebenes Wissen zur Aufgabe besser nutzen können als Parkinsonpatienten.

Bronstein und Kennard (1986, hier von Frith et al., 1986, auf S. 666 zitiert) untersuchten das Tracking eines vorhersagbaren Ziels mit dem Auge. Wenn die Bezugspersonen nicht über die Bewegung des Ziels informiert waren, zeigten sich nur wenige Unterschiede zwischen Parkinsonpatienten und Gesunden und beide verbesserten sich stetig in der Ausführung. Wenn jedoch die Information über die Vorhersagbarkeit der Zielbewegung gegeben wurde, änderte sich die Ausführung der Kontrollpersonen wesentlich mehr als die der Parkinsonpatienten. Letztere konnten das Kennen der Zielbewegung nicht nutzen, um antizipatorische Bewegungen zu produzieren; sie können aber evtl. die Fähigkeit antizipatorische Bewegungen zu machen, in einer speziellen Aufgabe erlernen. Parkinsonpatienten sind also sehr stark auf Feedback in den frühen Stadien der Ausführung einer neuen Aufgabe angewiesen.

Aus Obigem folgt aber, dass Parkinsonpatienten eine neue Aufgabe bis zu dem Grad lernen können, bei dem sie zu einem gewissen Ausmaß automatisch ablaufen kann. Sie können also neue motorische Programme entwickeln für eine neue Aufgabe, haben aber Probleme die schon existierenden Programme bei neuen Situationen anzuwenden.

Anfangsschwierigkeiten sind insbesondere wahrscheinlich, wenn die Bewegung die Anwendung eines motorischen Programms in neuen Umständen beinhaltet. Auch die mangelnde Fähigkeit von Parkinsonpatienten Vorteile aus vorgegebenen Informationen bei einer Reaktionszeitaufgabe zu ziehen, kann auf die Schwierigkeit dieser Patienten ein geeignetes motorisches „Set“ zu entwickeln zurückgeführt werden (Frith et al., 1986, S. 667).

Flowers stellte bereits früher fest (1978, S. 32/33), dass Parkinsonpatienten im Vergleich zu gesunden Kontrollpersonen bei pursuit-tracking-Aufgaben, die regulären Mustern folgten (z. B. Sinuskurven), wesentlich schlechtere Leistungen erbrachten. Die Bewegungen der Patienten zeigten eine größere durchschnittliche Verzögerung („Lag“). Auch wenn dies korrigiert wurde, waren sie immer noch wesentlich schlechter als die gesunde Kontrollgruppe. Sie verbesserten sich ebenfalls nur wenig oder gar nicht, was die Fehlerzahl betraf, selbst dann nicht, als die Amplitude der Sinuskurve verringert wurde. Die Parkinsonpatienten verloren auch schneller als die Kontrollpersonen die Synchronität mit dem Ziel, also bei einer niedrigeren Frequenz. Flowers folgerte daraus, dass Parkinsonpatienten insbesondere bei der spontanen Erzeugung fließender kontinuierlicher, regulärer Bewegungen aller Art Schwierigkeiten haben, abgesehen von ihrer erhöhten Reaktionszeitverzögerung. Flowers stellte bereits 1975/76 fest (1975, S. 413 - 421, 1976, S. 261 - 310), dass auch individuelle Zielbewegungen bei Parkinsonpatienten nicht normal ablaufen, was ihn zur Annahme eines Verlustes an Fähigkeiten brachte, die insbesondere durch Bewegungsprogramme repräsentiert werden, die im normalen Verlauf der motorischen Entwicklung erlernt wurden.

2.2.2.2 Alter

Mortimer und Webster (1982, S. 217) verglichen anhand von Messungen der Rigidität, des Ruhetremors und von Bradykinese und Akinese Patienten mit Parkinsonerkrankung mit neurologisch gesunden gleichaltrigen Personen (45 bis 85 Jahre alt). Sie wollten die schon länger existierende Hypothese untersuchen, M.

Parkinson repräsentiere ein beschleunigtes oder verfrühtes Altersphänomen (Barbeau 1973, S. 145 - 149; McGeer, McGeer und Suzuki 1977, S. 33 - 35; Beck 1978, S. 417 - 424). Tatsächlich gibt es eine Reihe von morphologischen und biochemischen Veränderungen des alternden Gehirns, die denen bei M. Parkinson ähneln bis auf Ausmaß, schnellere Progression und frühere Manifestation. Ältere Personen zeigen auch ein Erscheinungsbild, das an Parkinsonkranke erinnert: Sie führen Bewegungen oft verlangsamt und verzögert durch, haben eine gebeugte Haltung, einen kleinschrittigen Gang, zittern, die Modulation des Gesichtsausdrucks und assoziierte Bewegungen sind vermindert.

Allgemein bekannt ist die bei Parkinsonpatienten verminderte Dopaminkonzentration im Striatum (Caudatum und Putamen) einhergehend mit einem Neuronenverlust in der Zona compacta der Substantia nigra. Auch das Altern des Nervensystems ist begleitet von Neuronenverlust, insbesondere im cerebralen Kortex (Brody, 1970, S. 9 - 21). Die meisten Hirnstammkerne zeigen wenig Zellverlust mit dem Alter, mit Ausnahme von Substantia nigra, Locus coeruleus und Nucleus dorsalis, wobei der Zellverlust wesentlich geringer ausfällt als bei Parkinsonpatienten.

Die Abnahme der Konzentration der Tyroxinhydroxylase, dem limitierenden Enzym in der Dopaminsynthese, im Striatum (vor allem in den ersten 20 Lebensjahren, dann aber kontinuierlich im weiteren Leben) ist die signifikanteste altersbezogene Veränderung (McGeer et al., 1977, S. 33 - 35). Die Konzentration von Dopamin im Nucleus caudatus von Parkinsonpatienten nimmt jedoch wesentlich rascher ab und ist viel geringer als bei Kontrollpersonen jeden Alters (Riederer und Wuketich, 1976, S. 277 - 301). Mortimer und Webster fanden die größte Korrelation mit dem Alter bei den Messwerten für Bradykinese (unter anderem auch pursuit-Aufgabe), eine Korrelation zeigte sich aber auch bei der Fingertapping-Aufgabe. Des Weiteren sahen sie eine signifikante Abnahme der Kraft des Händedrucks mit dem Alter (Mortimer und Webster, 1982, S. 226). Keine signifikante Änderung mit dem Alter stellten sie bei der Messung der Rigidität bei Normalpersonen fest. Bei den Parkinsonpatienten dagegen nahm überraschenderweise die Ruherigidität signifikant mit dem Alter seit Beginn der Erkrankung ab. Letzteres musste also mit der Krankheitsdauer zusammenhängen, da kein Alterseffekt bei der Kontrollgruppe zu beobachten war (Mortimer und Webster, 1982, S. 229).

Annähernd linear nahm die Leistung bei der pursuit-Aufgabe bei den Kontrollpersonen mit dem Alter ab (Mortimer und Webster, 1982, S. 329). Die

Defizite bei der Ausführung der motorischen Aufgaben für die Arme waren erstaunlich einheitlich, variierten von 5,1 bis 6,5 durchschnittliche prozentuale Veränderung pro Dekade von 45 bis 85 Jahren. Etwas größere Variabilität zeigte die maximale Fingertappingrate. Potvin et al. (1980, S. 1 - 9) untersuchten ebenfalls 20- bis 80-Jährige anhand von Tapping- und Trackingaufgaben und berichteten über einen 20 bis 23%igen Abfall der Handtappingrate sowie eine 43 bis 50%ige Zunahme der Bewegungszeit während einer „Step-tracking“-Aufgabe mit dem Alter. Insgesamt waren die Parkinsonpatienten auch bei der Untersuchung von Mortimer und Webster signifikant schlechter als die Kontrollgruppe bei allen Messungen motorischer Symptome in jeder Altersstufe (Mortimer und Webster, 1982, S. 231).

Ähnlichkeiten zeigten sich in der Leistung der Normalpersonen im fortgeschrittenen Alter mit denen von 30 Jahre jüngeren Parkinsonpatienten. Dies würde die Hypothese der vorzeitigen Alterung bei an Parkinson Erkrankten unterstützen. Der parallele Abfall der motorischen Leistung mit dem Alter bei Parkinsonpatienten und Normalpersonen (also ein additiver Effekt von Erkrankung und Alter) ließ vermuten, dass die mit dem Alter abnehmende motorische Geschwindigkeit ähnlichen Mechanismen in beiden Personengruppen unterlag. Weder Rigidität noch Tremor nahmen jedoch signifikant mit dem Alter bei der Kontrollgruppe zu, so dass nicht generell von einer fortschreitenden Zunahme von Parkinson ähnlichen Symptomen mit dem normalen Alterungsprozess gesprochen werden kann. Da die Versuchspersonen bei Mortimer und Webster gebeten wurden, die Bewegungen so schnell wie möglich auszuführen, könnten dadurch, neben Faktoren wie einer Muskelatrophie, auch subtilere motorische Defizite aufgedeckt worden sein, die auf einen Verlust von nur 25% der dopaminergen Funktionen im Striatum zurückzuführen sein könnten (Mortimer und Webster, 1982, S. 235). (Das Erscheinungsbild der Parkinsonerkrankung würde einen wesentlich größeren dopaminergen Zellverlust im Striatum erfordern, der theoretisch beim normalen Alterungsprozess zwar erreicht werden kann, aber nur wenige Personen leben erwartungsgemäß lange genug, um dieses Stadium zu erreichen. Mortimer und Webster, 1982, S. 234)

Das würde bedeuten, dass dieser Alterseffekt durch Stimulation und Erhalt des striatalen dopaminergen Systems zu verhindern wäre. Mortimer und Webster wiesen jedoch in diesem Zusammenhang darauf hin, dass dopaminerge Medikamente, wie bei Parkinsonpatienten gesehen, eine Reihe unerwünschter Nebenwirkungen aufweisen, die es zu beachten gilt.

Eine nebenwirkungsärmere Alternative, das nigrostriatale dopaminerge System aufrecht zu erhalten, schlugen Spirduso et al. vor (1988, S. 372 - 373): Stetige körperliche Aktivität wie Gehen oder Joggen zögert möglicherweise die altersbezogene Abnahme psychomotorischer Reaktivität hinaus, indem sie, zumindest zum Teil, das dopaminerge System stützt, das eng verbunden ist mit beschleunigter Bewegungsinitiation.

Es ist allgemein bekannt, dass das Funktionieren des dopaminergen Neurotransmittersystems in den Basalganglien notwendig ist für normale motorische Reaktionen. Auch Spirduso et al. (1988, S. 372) führten zum Vergleich Parkinsonpatienten auf, die eine verzögerte Reaktionszeit aufwiesen. Sie folgerten aus ihren Untersuchungen (Vergleich körperlich aktiver Frauen verschiedenen Alters – 20 bis 29 Jahre, 50 bis 59 Jahre, 60 bis 69 Jahre, 70 bis 79 Jahre – mit gleichaltrigen nicht aktiven Frauen bei Reaktionszeitaufgaben ähnlich dem Bremsen und Gas geben beim Auto fahren je nach Stimulus, bei Tapping-Aufgaben, „Trailmaking“ und bei Symbol-Zuordnungsaufgaben an drei aufeinanderfolgenden Tagen), dass stetige körperliche Aktivität einen protektiven Effekt auf diejenigen Strukturen des ZNS ausüben kann, die sensomotorische Prozesse vermitteln. Durch Veränderungen im Zentralnervensystem komme es im Alter zur Abnahme der Geschwindigkeit beschleunigender Bewegungen in zeitbegrenzten Aufgaben (Spirduso et al., 1988, S. 363). Alle Stadien der Bewegungserzeugung scheinen dabei betroffen zu sein: Man fand Defizite im Abrufen des Gedächtnisses, im Verschlüsseln des Stimulus, in der Reaktionsvorbereitung und -ausführung sowie im Auswählen und Programmieren der Reaktion.

Das müsse nach Salthouse und Somberg (1982, S. 59 - 63, hier zitiert von Spirduso et al. auf S. 364) bedeuten, dass eine allgemeine Geschwindigkeitsreduktion in allen Aktivitäten des Zentralnervensystems im Alter stattfindet. Der Alterseffekt wurde bei allen Aufgaben von Spirduso et al. (1988, S. 367) ebenso deutlich wie der Übungseffekt (Verbesserung) über die drei Tage. Körperliche Aktivität war mit schnellerer Reaktionszeit verbunden (Spirduso et al., 1988, S. 369). Die Ergebnisse unterstützten auch die Hypothese, dass körperlich aktive Personen weniger Zeit benötigen, eine einfache Unterscheidung, z. B. zwischen zwei Stimuli zu treffen (Spirduso et al., 1988, S. 373). Die Tappingleistung schien jedoch nicht von mehr oder weniger körperlicher Aktivität abhängig zu sein. Die Verbesserung vom ersten zum dritten Tag belief sich durchschnittlich auf drei bis vier Prozent im Vergleich zu

den Reaktionszeit- und Diskriminierungsaufgaben, die fünf bis zehn Prozent an Verbesserung der Ergebnisse erreichten.

2.2.2.3 Gehirnläsionen

Hicks und Birren (1970, S. 377 - 396) gaben einen Überblick über eine Reihe von Studien, welche die motorische Verlangsamung mit zunehmendem Alter ebenso wie bei Personen mit Gehirnläsionen zeigten. Auch sie stellten fest, dass Basalganglien mit ihren komplexen neuronalen Verbindungen (zwei starke afferente Bahnen führen beispielsweise zum Corpus striatum: von den intralaminären Nuclei des Thalamus und von den meisten Arealen des cerebralen Kortex, Hicks und Birren, 1970, S. 389) eine bedeutende Rolle spielen, was die Geschwindigkeit der Initiation und der Ausführung von Bewegungen betrifft. Aber auch die Wahrnehmungsgeschwindigkeit beeinflusst diesen Prozess, so dass neuronale Systeme, die verbunden sind mit allen drei Funktionen, betroffen sein können bei der beobachteten Verlangsamung als Konsequenz von Alter oder Gehirnläsionen (Hicks und Birren, 1970, S. 390).

Nahm die Komplexität einer Aufgabe zu, hieß das nicht notwendigerweise, dass auch die Reaktionszeit der älteren Personen proportional dazu verlängert wurde, sondern der anfängliche Unterschied zwischen jüngeren und älteren Probanden konnte aufrechterhalten werden (Hicks und Birren, 1970, S. 380).

Die visuelle Reaktionszeit konnte bei Patienten mit Gehirnläsionen und bei Normalpersonen durch Ermutigung wie durch das Aufzeigen der Fehler (wobei Letzteres leicht effektiver war) gesteigert werden. Patienten mit Gehirnläsionen erreichten jedoch nie die Leistungsebene der Normalpersonen (Hicks und Birren, 1970, S. 382). Gehirnläsionen führten zu einer Verlangsamung der Initiation und der Ausführung einer Bewegung.

Vaughan und Costa (1962, S. 237 - 243) untersuchten die unterschiedlichen Effekte fokaler Läsionen in der linken und rechten Hemisphäre bei der Tappingrate und bei der Fingergeschicklichkeit. Bei Patienten mit rechtshemisphärischer Läsion war das Defizit der contralateralen Hand bei beiden Aufgaben größer als bei links-hemisphärisch betroffenen oder der Kontrollgruppe. Sie zeigten eine geringere Tappinggeschwindigkeit der contralateralen Hand. Patienten mit links-hemisphärischer Läsion waren nur beim Fingergeschicklichkeitstest langsamer als die Kontrollgruppe.

Wyke (1967, S. 1113 - 1120) berichtete über Personen mit einer einzigen umschriebenen Läsion des Kortex, die langsamere Armbewegungen als die Kontrollgruppe bei einer „jump reaction time“ - Aufgabe machten.

Wyke (1967, S. 1113 - 1120, 1968, S. 125 - 134) stellte des Weiteren fest, dass wiederholte repetitive alternierende Handbewegungen mit der ipsilateralen Hand nur bei Patienten mit linksseitiger Läsion verlangsamt waren, wobei aber nicht die vorhandene oder fehlende Apraxie der Patienten berücksichtigt wurde.

Heilmann et al. (1975, S. 1018 - 1020) beachteten dies bei ihren Patienten und fanden eine Verbesserung bei den nicht apraktischen Menschen, bei den anderen keinen signifikanten Unterschied im Verlauf der Übung.

Motomura et al. (1989, S. 129) konnten die Hypothese von Kimura (1974, S. 337 - 350, 1977, S. 527 - 542, hier zitiert) unterstützen, die besagt, dass die linke Hemisphäre beim Erlernen neuer motorischer Fertigkeiten dominant ist.

Mit linkshemisphärischer Läsion wurde lange Apraxie verbunden, aber auch schlechteres Nachmachen sequentieller bedeutungsloser Handbewegungen oder einfache Positionierung von Hand oder Arm und schlechteres Lernen oder Erinnern von Serien von Handbewegungen (Jason zitierte 1985 in seiner Einleitung verschiedene Autoren dazu).

Kein Unterschied dagegen wurde zwischen Patienten mit links- und rechts-hemisphärischer Gehirnläsion in einer Geschwindigkeit erfordernden Aufgabe mit nur minimaler Gedächtniskomponente gefunden (Jason, 1983, S. 35 - 45). Verschiedene Forscher (zitiert auf S. 483 bei Jason, 1985) fanden, dass Apraxie oft assoziiert war mit dem linken Parietallappen oder dem Frontallappen; linksparietale Läsionen verursachten Defizite in der Fähigkeit, einzelne oder multiple Handbewegungen zu kopieren, linksfrontale Läsionen konnten auch das Nachmachen multipler Handbewegungen beeinträchtigen.

Kolb und Milner (1981, S. 497) fanden Verschlechterungen bei ihren Patienten mit rechtsfrontalen Gehirnläsionen, während Kimura (1982, S. 135 - 149) keine solchen Defizite bei ihren Patienten mit rechtsanterioren Läsionen, vorwiegend vaskulärer Genese, fand.

Jason (1985, S. 494) stellte fest, dass linksfrontale und linkstemporale Läsionen den Lernprozess von Abfolgebewegungen (hier verschiedene Handpositionen) verschlechtern. Rechtsfrontale Läsionen verschlechterten, laut Jason, die Aneignung der manuellen Sequenz nicht, was übereinstimmend mit Kimuras (1982, S. 135 -

149) Ergebnis war, dass rechtsfrontal geschädigte Patienten nicht schlechter waren beim Nachahmen von komplexen Hand- und Armbewegungen.

Die Diskrepanz zu dem Ergebnis von Kolb und Milner (1981) erklärte sich Jason damit, dass der rechte Frontallappen vielleicht involviert wird, wenn die Anforderungen an die Durchführung einer Aufgabe genügend groß sind, z. B. bei der raschen Durchführung multipler Handpositionen (Jason, 1986, S. 189, siehe unten). Kolb und Milner (1981, S. 497) stellten neben der Verschlechterung der rechtsfrontal-geschädigten Patienten aber auch Defizite bei den Patienten mit linksparietalen oder linksfrontalen Läsionen bei der Nachahmung von Armbewegungen fest. Insbesondere die linksparietal geschädigte Gruppe unterschied sich signifikant (negativ) von allen anderen Gruppen. Sie fanden Differenzen in der Leistung der rechten und linken Hand, bei den Patienten, die schlechtere Leistungen zeigten. Die Patienten mit Läsion des Frontallappens waren auch signifikant schlechter bei der Nachahmung von Gesichtsbewegungen, wo alle anderen Gruppen (z. B. auch mit Temporallappenläsion) gleich gut wie die Kontrollgruppe waren.

Kolb und Milner (1981, S. 501) waren der Meinung, dass bei den Patienten mit Frontallappenläsionen sowohl ein Kurzzeitgedächtnisdefizit als auch Schwierigkeiten beim Aufstellen eines Programms von Bewegungen eine Rolle gespielt haben könnten.

Aus Tierversuchen wissen wir (Studien zitiert auf S. 491 bei Kolb und Milner), dass der präfrontale und parietale Kortex Körper- und Gliedmaßenbewegungen durch die Projektionen beider zu Area 4 und zu subkortikalen Strukturen, am wahrscheinlichsten zu den Basalganglien und zum Nucleus ruber, beeinflussen kann.

Ob es einen Unterschied in der Ausführung von Bewegungen zwischen rechts- und linkshemisphärisch Geschädigten gibt, hängt auch davon ab, ob das Modell allgegenwärtig sichtbar ist oder nicht. Im ersteren Fall unterschieden sich die beiden Patientengruppen nach Jason (1986, S. 181) nicht, selbst bei schwierigen Aufgaben, die eine schnelle Ausführung multipler Handpositionen erforderten. Wenn die Bewegung nur vorgemacht wurde und der Patient sollte sie dann (ohne bestehen bleibendes Modell) nachmachen, waren die Patienten mit linkshemisphärischer Läsion schlechter im Vergleich mit den rechtshemisphärisch Geschädigten bei multiplen oder einfachen Hand- und Armbewegungen.

Die Ergebnisse der Untersuchungen (Nachmachen von einzelnen Positionen der oberen Extremität bei vorhandenem Modell und rasche Ausführung von multiplen

Handpositionen) von Jason (1986, siehe oben) ergaben, dass Läsionen weder des linken noch des rechten Frontal- oder Temporallappens die Fähigkeit beeinträchtigten, manuelle Bewegungen nachzuahmen, wenn das Modell präsent blieb (Jason, 1986, S. 188). Linker und rechter Frontallappen schienen darüber hinaus eine besondere Rolle zu spielen, wenn die Aufgabe die schnelle Produktion einer Serie von Handbewegungen erforderte. Bei der ersten Aufgabe, eine einzelne Handposition nachzumachen, waren alle Patienten allgemein schlechter als die Normalpersonen, was Jason auf die doch sehr weitläufigen Anforderungen dieser Aufgabe zurückführte. Auch bei der zweiten Aufgabe, verschiedene Handbewegungen schnell nacheinander durchzuführen, waren die Patienten insgesamt schlechter als die Kontrollgruppe, insbesondere jedoch die Frontalhirngeschädigten. Jason folgerte daraus, dass es eine Asymmetrie der Hemisphären bezüglich bestimmter manueller Lernaufgaben gibt, aber nicht bezüglich der Ausführung manueller Aufgaben.

Seine Ergebnisse würden auch seiner Ansicht nach zum Teil die These stützen, die supplementäre motorische Region innerhalb des Frontallappens sei bei sequentiellen manuellen Aufgaben involviert. Jason zitierte andere Autoren (1986, S. 189, z. B. Roland et al., 1980, S. 118 - 136), die einen erhöhten Blutfluss in der supplementären motorischen Region während der Ausführung sequentieller manueller Bewegungen mit contralateralen oder ipsilateralen Fingern beobachteten. Eine weitere Parallele sah Jason darin, dass Frontallappenläsionen die beschleunigte manuelle Ausführung sowohl der contralateralen als auch der ipsilateralen Handbewegung beeinträchtigen. Insbesondere die „innere Organisation“ von Bewegungen schien nach Frontallappenläsionen gestört zu sein. Jason fand auch Verbesserungen mit der Übung bei der zweiten Aufgabe, ein Beweis für das Erlernen visuomotorischer Koordination bei allen Gruppen.

Da Jason 1985 (siehe oben) bereits festgestellt hatte, dass Patienten mit linksfrontaler oder linkstemporaler Läsion im Lernen einer Serie von Handpositionen beeinträchtigt waren, erklärte er sich die jetzigen Ergebnisse so, dass es zwei Arten von motorischem Lernen geben musste (Jason, 1986, S. 190). Die eine erforderte eine Gedächtnisleistung für spezifische Positionen und wurde von linksfrontalen und linkstemporalen Läsionen beeinträchtigt, die andere erforderte Verbesserungen der visuomotorischen Fähigkeiten (Koordination und Schnelligkeit der Ausführung sowie Entwicklung spezieller motorischer Reaktionsmuster beinhaltend) und war nicht von diesen Läsionen betroffen.

Frontalläsionen hatten keine größeren Effekte auf die contralaterale Seite im Vergleich zur ipsilateralen (Jason, 1986, S. 187).

Nebenbei bemerkt konnte die Armbewegung allein am leichtesten erlernt werden (Jason, 1986, S. 185) im Vergleich zu alleiniger Fingerbewegung und der Kombination beider.

Wyke (1971, S. 59 - 72) untersuchte 40 Patienten mit einer umschriebenen rechts- oder linkshemisphärischen corticalen Läsion im Vergleich zu 20 Kontrollpersonen im Hinblick auf das Erlernen einer bimanuellen Koordinationsaufgabe. Die Versuchspersonen führten die Aufgabe (Führen eines Stifts durch zwei Verlängerungen mit Hilfe beider Hände zum Zeichnen eines Sterns) fünfmal hintereinander so schnell und genau wie möglich (ohne Zeitvorgabe) durch.

Die Patienten mit linkshemisphärischer Läsion machten im Vergleich zur Kontrollgruppe über alle Versuche signifikant mehr Fehler und benötigten auch viel mehr Zeit.

Die rechtshirnig Geschädigten machten nur im ersten und zweiten Versuch signifikant mehr Fehler als die Kontrollpersonen. Was die Zeit betraf, so waren diese Patienten nur beim dritten Versuch signifikant langsamer.

Verbesserungen bezüglich Fehler und Zeit, und somit Lernen, zeigten sich bei allen drei Gruppen, wobei die Patienten mit linkshemisphärischer Läsion sich weniger verbesserten als die mit rechtshemisphärischer Läsion oder die Gesunden. Der größte Lerneffekt (in Bezug auf Fehler) war bei den Patienten mit rechtshemisphärischer Läsion zu beobachten (Wyke, 1971, S. 66). Die schlechteste Leistung erbrachten die Patienten, bei denen der Parietallappen betroffen war.

Wyke stellte also fest, dass nur Patienten mit linkshemisphärischen Läsionen im Vergleich zu Gesunden signifikant schlechter waren, eine bimanuelle Aufgabe zu erlernen, wie auch einen gewissen Stand der Fertigkeit in der Ausführung zu erreichen. Patienten mit rechtshemisphärischer Läsion andererseits zeigten zwar Defizite im Erlernen, erreichten aber schließlich einen nicht signifikant unterschiedlichen Stand in der Ausführung der Aufgabe im Vergleich zur Kontrollgruppe.

Wyke (1971, S. 68) folgerte daraus, dass die linke Hemisphäre dominant ist in der Kontrolle willkürlicher Bewegungen, die die wechselseitige Abhängigkeit und kontinuierliche Interaktion beider Arme involvieren.

Die schlechtere Ausführung bimanueller Koordinationsaufgaben durch Patienten mit linkscerebralen Läsionen kam nach Wyke eventuell nicht nur von einer

Verschlechterung der sensomotorischen Funktion in den beiden Armen, sondern auch von einem Zusammenbruch des Programms, das hinter der Organisation einzelner Bewegungen steckt.

Hervorzuheben ist auch die Beobachtung von Wyke (1971 a, S. 70), dass bei den linkshemisphärisch geschädigten Patienten während der ersten beiden Versuche die Zahl der Fehler und auch die benötigte Zeit stark abnahmen, gegen Ende der Versuche dieser Effekt jedoch weniger deutlich zu sehen war. Daraus schloss Wyke, dass diese Patienten anfangs eine ausreichende sensomotorische Anpassung an eine neue Aufgabe leisten konnten, aber weitere Verbesserungen in der Ausführung limitiert waren durch die Unfähigkeit, einzelne Bewegungen in ein adäquates Koordinationsmuster zu integrieren.

Im Gegensatz dazu stand das den Normalpersonen ähnliche Muster des Erlernens der Aufgabe bei den Patienten mit rechtshemisphärischer Läsion.

Die schlechte Leistung der Patienten mit Parietallappenläsionen unterstützte nach Wyke die Vermutung, dass innerhalb der Parietallappenregion die Integration der sensorischen mit der motorischen Funktion im Bezug auf die Kontrolle von Gliedmaßenbewegungen mehr als in anderen corticalen Regionen stattfindet. Die Parietalregion ist vielleicht auch bei der Erzeugung sensomotorischer Programme beteiligt.

Heap untersuchte zusammen mit Wyke (Heap und Wyke, 1972, S. 1 - 18) 40 Patienten mit einer umschriebenen rechts- oder linkshemisphärischen Läsion im Vergleich zu 20 Kontrollpersonen anhand einer komplexen motorischen („rotor pursuit“) Aufgabe hinsichtlich Effizienz und Grad der Verbesserung in der Ausführung im Verlauf von zehn Versuchen von je 15 Sekunden Dauer, jeweils für rechten und linken Arm getrennt. Sie fanden eine signifikante Überlegenheit des rechten (bevorzugten) Arms bei allen Gruppen. Die Durchführung der Aufgabe war bei den Patienten mit rechtsseitiger ebenso wie bei denen mit linksseitiger corticaler Läsion signifikant schlechter im Vergleich zur Kontrollgruppe für beide Arme (Heap und Wyke, 1972, S. 4/5).

Eine signifikante Verbesserung mit der Übung zeigten die Kontrollpersonen mit dem rechten Arm, egal ob dieser zuerst oder nach dem linken Arm die Aufgabe ausführte. Dies galt auch für die Leistung des linken Arms.

Bei den Patienten mit rechtsseitiger corticaler Läsion zeigte sich keine signifikante Verbesserung des rechten wie des linken Armes, wenn er zuerst benutzt wurde.

Wurde der rechte oder der linke Arm jedoch jeweils als zweiter eingesetzt, zeigten sich signifikante Verbesserungen. Möglicherweise spielte eine Beeinträchtigung von visuell-räumlichen Fähigkeiten bei Patienten mit rechtsseitiger cerebraler Läsion hier eine Rolle (Heap und Wyke, 1972, S. 14).

Bei den Patienten mit linksseitiger corticaler Läsion zeigte sowohl der rechte als auch der linke Arm, jeweils als Erster die Aufgabe durchführend, signifikante Verbesserungen mit der Übung. Als Zweiter eingesetzt, erreichte nur der linke Arm eine signifikante Verbesserung (Heap und Wyke, 1972, S. 7).

In der Kontrollgruppe wies der rechte Arm eine signifikant schlechtere Leistung auf, wenn er nach dem linken Arm benutzt wurde. Besonders stark ausgeprägt sah man diesen Effekt beim ersten Versuch. Hier kam es also zu einem bilateralen Transfer (Heap und Wyke, 1972, S. 14).

Bei den Patienten mit linksseitiger Läsion, wie auch bei denen mit rechtsseitiger Läsion, wurde weder die Leistung des rechten noch des linken Arms von der Reihenfolge seines Einsatzes beeinflusst (Heap und Wyke, 1972, S. 9). Den fehlenden Interferenzeffekt bei den Patienten erklärten sich Heap und Wyke dadurch, dass unilaterale corticale Läsionen eventuell eine relative Unabhängigkeit der Aktivität der beiden Gehirnhemisphären schafften und so die Möglichkeit eines bilateralen Transfers von motorischem Lernen verringerten (Heap und Wyke, 1972, S. 15).

Die schlechteste Leistung insgesamt gesehen erbrachten Patienten mit Läsionen im Frontallappen (Heap und Wyke, 1972, S. 10). Man erklärte sich das damit, dass die Aufgabe die präzise willkürliche Kontrolle von Augenbewegungen als wichtigen Faktor erforderte, wobei frontale corticale Projektionen kritisch involviert sind (Heap und Wyke, 1972, S. 16).

Allgemein folgerten die Autoren aus ihren Untersuchungen, dass die Bevorzugung einer Hand, also die Händigkeit, die Fähigkeit, komplexe Bewegungen auszuführen, beeinflusst (Heap und Wyke, 1972, S. 12).

2.2.2.4 Händigkeit

Bowen et al. (1972, S. 32/33) untersuchten eine Tracking- und eine Tappingaufgabe auf Händigkeit und stellten fest, dass im Tappingtest die bevorzugte (rechte) Hand besser war als die nicht bevorzugte linke Hand, während die Fähigkeit etwas zu verfolgen bei der Trackingaufgabe unabhängig von der Händigkeit, selbst bei

Wiederholung, zu sein schien (Bowen et al., 1969, S. 20 - 27). Bei Parkinsonpatienten hing das Ergebnis davon ab, ob ihre Symptomatik mehr auf der rechten, der linken oder gleichmäßig auf beiden Seiten in Erscheinung trat. Patienten mit primär rechtsseitigen Symptomen (also linkshemisphärischer Dysfunktion) zeigten bimanuelle Verschlechterungen, sowohl in der Tapping- wie auch in der Trackingaufgabe. Patienten mit vorwiegend linksseitigen Symptomen (d.h. rechtshemisphärischer Dysfunktion) zeigten eine signifikante Verschlechterung nur mit der Hand contralateral zu ihrer Hauptläsion (Bowen et al., 1972, S. 35) bei der Tappingaufgabe.

In der Trackingaufgabe, bei der visuo-räumliche Faktoren eine Rolle spielten, war die Gruppe mit den linksseitigen Symptomen stärker beeinträchtigt. Eine rechtshemisphärische Dysfunktion verursachte zum einen ein contralaterales visuomotorisches Defizit zum anderen ein bilaterales räumliches Defizit. Eine linkshemisphärische Dysfunktion resultierte nur in einem bilateralen visuomotorischen Defizit (Bowen et al., 1972, S. 37).

Daraus folgt, dass sowohl Patienten mit rechtsseitigen Symptomen als auch Patienten mit linksseitigen Symptomen eine beidseitige Verschlechterung bei der Trackingaufgabe aufwiesen, die linksseitig betroffenen allerdings im Vergleich die schlechteren waren. Letztere zeigten dennoch einen Seitenunterschied, indem die rechte Hand besser war als die linke (jedoch aufgrund der größeren Auswirkungen des rechtshemisphärischen Schadens auf die linke Hand).

Zu beachten ist dabei, dass also eine unterschiedliche Leistung zwischen rechter und linker Hand nicht immer auf die Dominanz der einen Seite zurückgeführt werden kann, zumal dies, wie bereits oben aufgeführt, bei Trackingaufgaben keine Rolle zu spielen scheint.

Bei Jasons Patienten und den Kontrollpersonen (1985, siehe oben, S. 489) war die rechte Hand signifikant besser als die linke beim Erlernen von verschiedenen Handpositionen. Eine Erklärung dafür könnte sein, dass die linke Hemisphäre bei dieser Aufgabe der rechten überlegen war; eine andere, dass die rechte Hand die Bewegung leichter ausführte, und die Versuchsperson sich damit mehr auf den Gedächtnisaspekt konzentrieren konnte (Jason, 1985, S. 493).

In einer späteren Untersuchung fand Jason (1986, S. 190) bei der schnellen Ausführung multipler Handpositionen hintereinander eine Überlegenheit der rechten Hand, was er in Übereinstimmung mit vielen gleichen Ergebnissen bei

beschleunigten manuellen Geschicklichkeitsaufgaben sah. Beim Nachmachen einzelner Handpositionen dagegen sah er keine Seitenunterschiede.

2.2.2.5 Geschlecht

Jason (1985, S. 494) fand bei seiner Untersuchung keine Geschlechtsunterschiede in irgendeiner der untersuchten Gruppen. Er schloss daraus, dass es also keinen Beweis gibt für eine unterschiedliche cerebrale Organisation bei Männern und Frauen, was die manuellen Funktionen bei seinen Aufgaben betraf, zumindest wenn man den Frontal- und Temporallappen betrachtet.

Auch in seiner späteren Studie (1986, S. 190) sah Jason keine Unterschiede bei den Geschlechtern im Gegensatz zu Kimura (1983, S. 19 - 35), die berichtete, dass praktische Funktionen mehr durch anteriore als durch posteriore Läsionen bei Frauen beeinträchtigt wurden, nicht aber bei Männern. Sie zog daraus Rückschlüsse auf unterschiedliche cerebrale Organisation dieser Funktionen bei den beiden Geschlechtern.

3 METHODE

3.1 Beschreibung des verwendeten Computerprogramms

3.1.1 Software

Das verwendete Programm („TRAC“, Machetanz et al., 1993 b) wurde zur möglichst einfachen Messung von Bewegungsstörungen der Hand entwickelt. Es setzt verschiedene Standard-Aufgabenstellungen aus etablierten Paradigmen (z. B. pursuit tracking, ballistische Bewegungen) in eine einheitliche Testumgebung um. Gegenüber alternativen Messsystemen ermöglicht die ausschließliche Verwendung von Standard-PC Technologie einschließlich der Maus als Eingabemedium die Befreiung von zusätzlichen Hardwarekomponenten. Das Programm wurde unter dem Gesichtspunkt entwickelt, aufgrund einer hohen Benutzerfreundlichkeit zudem auch die Anforderungen an die Bediener gegenüber Laborsystemen zu minimieren. Datenaufnahme und Durchführung von Analyseabläufen können von einer medizinischen Hilfskraft selbstständig erledigt werden.

Das Programm ist für MS-DOS in Borland Turbo Pascal geschrieben, wobei kommerziell erhältliche Toolboxen verwendet wurden.

Das Gesamtmenü wird aus den Untermenüs Patientendatei, Datenaufnahme, Analyse und Diagramm gebildet.

Die Speicherung der persönlichen Daten der Versuchspersonen erfolgte in der Patientendatei. Im Untermenü Datenaufnahme wurden die Testaufgaben gestartet. Das Menü Analyse ermöglichte die Einzelanalyse einer Versuchsperson, indem die bearbeiteten Rohdaten in einem Diagramm dargestellt werden können, und dieses mit einem Laserdrucker ausgedruckt werden kann. Mit den in ASCII-Files konvertierten Einzelanalysedaten wird eine Schnittstelle zur Verfügung gestellt, die die Bearbeitung wissenschaftlich interessierender Fragestellungen unter Anwendung entsprechend ausgestatteter statistischer Programmpakete (in dieser Untersuchung das Programmpaket SYSTAT-SYGRAPH-Version 5.0 (Wilkinson und Leland, 1990 a, b)) erlaubt.

3.1.2 Rechner und übrige Peripherie

Der Hardware-Aufwand sollte bei der Entwicklung des Gesamtsystems möglichst gering gehalten werden.

Grundlage war ein MS-DOS kompatibler Computer. Art und Geschwindigkeit des benötigten Prozessors hängt von der benutzten Grafik-Card ab. Wird eine CGA-Card verwendet, reicht ein 286/16 Mhz Rechner aus, um die vollständige Bewegungsgeschwindigkeit zu erreichen. 20 Mhz (i. Allg. 80386/80486 Rechner) sind dagegen notwendig, falls eine VGA-Card benutzt wird.

Empfehlenswert ist ein Arbeitsspeicher von mindestens 640 KB RAM. Schließlich ist für die Datenaufnahme noch eine Microsoft-kompatible Maus erforderlich.

Der Versuchsaufbau bei dieser Untersuchung erfolgte mit einem Highscreen MS-DOS Computer mit 486/25 MHz Mainboard und einer 400 DPI Microsoft Maus mit Businterface als Eingabegerät. Die Maus besaß bei einer Länge von insgesamt 10,5 cm und einer Breite von 5,4 cm eine große (27 x 30 mm) und eine kleine (27 x 22 mm) Taste auf der Oberseite. Ein VGA Farbmonitor mit einer Bildfläche von 27 x 20 cm stand zur Bildschirmausgabe zur Verfügung. Der Versuchsleiter benutzte eine Standard-Tastatur zur Steuerung des Versuchsablaufs. Zur Führung der Maus war eine freie Fläche von ca. 70 x 51 cm auf der glatten Tischplatte eines Kunststofftisches ohne zusätzliche spezielle Unterlage vorhanden. Um das problemlose Gleiten der Maus zu gewährleisten, war es von Zeit zu Zeit erforderlich, die Kugel auf ihrer Unterseite von leichten Verschmutzungen zu reinigen.

3.2 Erläuterung der Testaufgaben und des Aufnahmeprogramms

Jede Sitzung dauerte zwischen 35 und 45 Minuten, wobei insgesamt 14 verschiedene Aufgaben aus den Bereichen Pursuit Tracking, ballistische Bewegungen, komplexe sequentielle Bewegungen und Tapping nacheinander ausgeführt werden mussten. Für jede Aufgabe gab es zwei symmetrische Formen, eine für die rechte und eine für die linke Hand. Die Mausverstärkung blieb konstant 1:1, das heißt die Länge der Strecke, die das Verfolgersymbol auf dem Bildschirm zurücklegte, entsprach der gleichen Bewegung der Maus auf dem Tisch durch die Versuchsperson.

3.2.1 Pursuit Tracking

Die ersten neun Aufgaben befassten sich mit Verfolgungstracking.

Die Position des Zielsymbols (ein Kreuz) auf dem Bildschirm änderte sich unbeeinflussbar durch den Probanden gemäß des jeweils vorgegebenen Musters und mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten. Die Versuchsperson sollte nun, indem sie die Computermaus mit der vorgeschriebenen Hand entsprechend auf der Tischplatte verschob, ein Verfolgersymbol (ca. acht mm im Durchmesser betragender Kreis) mit der Position des Kreuzes zur Deckung bringen. Bis das Programm durch den Versuchsleiter gestartet wurde, befand sich das Kreuz unbeweglich im Kreis. Dann bewegte sich das Zielsymbol (Kreuz) auf einer konstanten Strecke von 20 cm Länge in x-Richtung über den Bildschirm und die Versuchsperson versuchte, so genau wie es ihr möglich war, mit dem Verfolgersymbol (Kreis) auf die Position des Kreuzes zu halten.

Die Übung wurde automatisch durch das Computerprogramm beendet und die Daten gespeichert, nachdem das Zielsymbol das Ende der Strecke erreicht hatte.

Einfacheren Bewegungen in horizontaler Richtung folgten anschließend schwierigere mit kombinierter horizontaler und vertikaler Komponente wie eine Sinuskurve, ein Zickzackmuster und ein Sägezahnmuster.

Die Teilnehmer an dieser Untersuchung führten alle Aufgaben zuerst mit der rechten, anschließend mit der linken Hand aus. Bei ersterer Variante bewegte sich das Zielsymbol von links nach rechts, während bei der zweiten das Kreuz seinen Ausgangspunkt am rechten Bildschirmrand nahm und folglich eine Handbewegung von rechts nach links erforderlich machte.

Jede Aufgabe wurde in der Regel zweimal hintereinander durchgeführt, zum Teil auch öfter, falls es – nach dem Ermessen des Versuchsleiters – notwendig war, z. B. aufgrund von Unklarheiten im Ablauf. Andererseits war es aber auch möglich, einzelne Übungen nicht zu wiederholen oder ganz auszulassen, wenn z. B. der Gesundheitszustand der Versuchsperson dies erforderte.

3.2.1.1 Bewegungen mit nur horizontaler Komponente

Die Bewegungen in ausschließlich horizontaler Richtung variierten allein hinsichtlich der Geschwindigkeit, die sich zunächst verdoppelte, dann die Hälfte der Ausgangsgeschwindigkeit betrug. Zuerst wurden sie mit der rechten, anschließend mit der linken Hand ausgeführt.

Die Dauer jeder Übung (= Zeit für das Zurücklegen der konstanten Strecke von 20 cm) änderte sich somit von 12,1 Sekunden zu 6,1 Sekunden bzw. dann 24,2 Sekunden.

Bei den ersten drei Aufgaben beschrieb das Zielsymbol (Kreuz) eine gerade Linie von 20 cm Länge, indem es sich horizontal mit einer Geschwindigkeit von 16,5 mm/s, dann 33 mm/s und schließlich 8,25 mm/s von links nach rechts in der Mitte des Bildschirms bewegte.

Die folgenden drei Aufgaben unterschieden sich von den vorangegangenen nur darin, dass das Kreuz nun von rechts nach links wanderte, die Computermaus jetzt also mit der linken Hand geführt werden musste. Die Reihenfolge der verschiedenen Geschwindigkeiten blieb gleich (mittelschnelle Ausgangsgeschwindigkeit – doppelte Geschwindigkeit: schnell – Hälfte der Ausgangsgeschwindigkeit: langsam).

3.2.1.2 Bewegungen mit horizontaler und vertikaler Komponente

In den nächsten Aufgaben änderte sich das Bewegungsmuster des Zielsymbols. Nun musste die Bewegung nicht nur in horizontaler Richtung erfolgen, sondern auch in vertikaler, wobei das Kreuz der Reihe nach eine Sinuskurve, ein Zickzackmuster sowie ein Sägezahnmuster vorgab. Die horizontale Komponente der Geschwindigkeit von 11 mm/s und die Amplitudenhöhe von 50 mm blieben konstant, während die Anzahl der Perioden von zunächst jeweils drei auf sechs erhöht wurde. Dadurch nahm gleichzeitig die Frequenz bzw. die vertikale Geschwindigkeitskomponente entsprechend zu.

Auch diese Aufgaben erschienen zuerst in der Form für die rechte Hand auf dem Bildschirm, anschließend für die linke.

3.2.1.2.1 Das Sinusmuster

Das Zielsymbol beschrieb als Erstes eine Sinuskurve mit einer Amplitude von 50 mm, bestehend aus drei Perioden, von denen die erste stets anfangs in negative y-Richtung begonnen wurde. Nach der Wiederholung dieser Übung verdoppelte sich die Anzahl der Perioden.

3.2.1.2.2 Das Zickzackmuster

Als Nächstes vollzog das Zielsymbol eine Zickzackbewegung, wiederum zuerst mit drei, dann mit sechs Perioden. Diesmal starteten die Perioden immer in positive y-

Richtung. Die Amplitudenhöhe erreichte wieder 50 mm; auf- und absteigende Strecke des Musters, die einen spitzen Winkel bildeten, waren gleich lang.

3.2.1.2.3 Das Sägezahnmuster

Schließlich musste in weiteren zwei Aufgaben (drei und sechs Perioden) eine Sägezahnbewegung des Zielsymbols mit dem Kreis verfolgt werden. Das Kreuz wich dabei zunächst schräg in positive y-Richtung ab und machte von der Spitze (50 mm) zur Basis einen senkrechten Sprung.

3.2.2 Ballistische Bewegungen

Einem anderen Aufgabentyp können die nun folgenden Übungen zugeordnet werden, so genannte „ballistische“ Bewegungen.

Auf dem Bildschirm erschien zu Beginn diesmal, im Gegensatz zu vorher, der Kreis (Durchmesser ein cm) als Zielsymbol, in dessen Zentrum sich das Kreuz, nun als Verfolgersymbol, befand. Der Versuchsperson wurde mitgeteilt, dass der Kreis plötzlich an einen anderen Ort des Bildschirms springen wird. Dann wurde sie aufgefordert, ihre Hand auf die Computermaus zu legen und sobald sie die neue Position des Kreises erkennen würde, das Kreuz so schnell wie möglich in die Mitte des Kreises zu bringen.

Der Versuchsleiter startete dabei die Bewegung des Kreises, indem er – wie schon bei den vorangehenden Aufgaben – auf eine Taste der Computertastatur drückte und stoppte auch in gleicher Weise die Datenaufnahme, sobald die Versuchsperson die richtige Position in der Mitte des Kreises erreicht hatte.

Zunächst führte die Versuchsperson diese Aufgabe mit der rechten Hand aus, wobei der Kreis in einem Winkel von 15° schräg von links unten nach rechts oben sprang. Der Abstand zwischen Ausgangs- und Zielposition betrug dabei fünf cm.

Aufgrund der mechanischen Konstruktion der Computermaus, welche die Daten einer hohen Beschleunigung nur zuverlässig übertrug, wenn sie in bestimmten Bewegungsrichtungen der Maus auftrat, musste sie entsprechend eingebauter programmtechnischer Modifikationen bei den ballistischen Aufgaben für die rechte Hand um 180° gedreht werden.

Nachdem die erste Übung viermal wiederholt worden war, erfolgte dasselbe mit der linken Hand. Dabei sprang der Kreis wieder fünf cm und in einem Winkel von 15° , aber nun von rechts unten nach links oben.

Anschließend verlängerte sich der Abstand zwischen Ausgangs- und Zielposition des Kreises auf 15 cm. Alle anderen Bedingungen blieben unverändert, das heißt, rechte und linke Hand führten wieder jeweils fünfmal die Aufgabe mit verdreifachter Wegstrecke durch.

3.2.3 Komplexe sequentielle Bewegungen

Die folgenden Testaufgaben wurden ebenfalls fünfmal mit jeder Hand, zuerst rechts, dann links vollzogen. Es handelte sich bei diesen Übungen um eine Gruppe von entweder vier oder sieben Kreisen mit einem Durchmesser von ca. 1,5 cm, die auf dem Bildschirm ein Zickzackmuster bildete. Die ersten zwei Kreise waren 3,5 cm in negativer y-Richtung voneinander entfernt, während der Abstand aller übrigen Kreise jeweils vier cm betrug.

Der am weitesten links (für die linke Hand der am weitesten rechts) am Rand gelegene Kreis enthielt das Kreuz auf einem den Kreis nicht ganz ausfüllenden Punkt (Durchmesser ca. ein cm) im Zentrum. Als die Aufgabe durch den Versuchsleiter gestartet wurde, sprang der Punkt in den benachbarten Kreis. Die Versuchsperson sollte nun das Kreuz so schnell wie möglich in das Punktfeld bewegen und sobald es dort war, die linke große (für die linke Hand die rechte kleine) Maustaste kurz drücken und sofort wieder loslassen. Erst wenn dies korrekt erfolgte (das Programm überprüfte die richtige Position des Kreuzes), wurde der nächste nach rechts (für die linke Hand nach links) benachbarte Kreis vom Punkt besetzt und die Versuchsperson musste erneut das Kreuz in dessen Mitte bringen. Nachdem so der letzte Kreis des Zickzackmusters erreicht worden war und die Maustaste gedrückt und wieder losgelassen wurde, endete die Datenaufnahme automatisch.

Zusammenfassend ergab sich also eine komplexe sequentielle Bewegung: Verfolgen eines Zickzackmusters mit der Maus, deren jeweilige Taste bei jedem Umkehrpunkt rechtzeitig betätigt werden musste.

3.2.4 Tapping

Bei der letzten Aufgabe wurde die große linke Maustaste dazu benutzt, einen einfachen Tappingtest durchzuführen. Die Maus wurde hierbei in waagrecht Lage (also um 90° gedreht) von der einen Hand gehalten, während ein Finger der anderen Hand so schnell wie möglich auf die Taste tippte. Wichtig war dabei, dass wirklich nur der Finger und nicht die ganze Hand an der Bewegung beteiligt war. Deshalb achtete der

Versuchsleiter stets darauf, dass das Handgelenk der gerade tippenden Hand fest auf der Tischplatte auflag und nicht hochgehoben wurde.

Wenn die Versuchsperson mit einem Finger ihrer Wahl (meist wurde der Zeige- oder Mittelfinger benutzt) die Taste das erste Mal drückte und wieder losließ, startete die Registrierung aller folgender Drücke auf die Taste, das heißt der Zeitpunkt des Anfangs konnte individuell vom Probanden gewählt werden. Nach zehn Sekunden stoppte die Datenaufnahme von selbst. Für rechte und linke Hand erfolgte das Tapping jeweils dreimal hintereinander.

3.3 Raum, Raumausstattung und sonstige Umgebung

Alle Untersuchungen wurden im Motoriklabor der Neurologischen Klinik der Technischen Universität München durchgeführt. Jede Versuchsperson wurde bei gut beleuchtetem, ausreichend temperiertem Raum einzeln getestet, wobei darauf geachtet wurde, dass sie währenddessen nicht anderweitig (z. B. durch Lärm) abgelenkt wurde. Der Proband saß ca. 60 cm vor dem Computerbildschirm auf einem nicht verstellbaren (Sitzhöhe 45 cm, oberes Ende der Rückenlehne 79 cm vom Boden entfernt) und standfesten (ohne Rollen) Stuhl bei einer Schreibtischhöhe von 71 cm.

Je nach Sehschärfe und Art der Fehlsichtigkeit benutzten einige Personen ihre Sehhilfe (Brille, Kontaktlinsen).

3.4 Charakteristik der Versuchspersonen

Insgesamt nahmen 26 Personen an der Studie teil. Die älteste Person dabei war 75 Jahre alt, die jüngste 19 Jahre, das Durchschnittsalter betrug 47 Jahre. Drei Gruppen ließen sich unterscheiden:

Zehn neurologisch gesunde Normalpersonen (fünf männliche und fünf weibliche) als Kontrollgruppe. Es handelte sich um Studenten, die sich unentgeltlich und freiwillig zur Verfügung stellten. Ihr mittleres Alter lag bei 23,4 Jahren (siehe Tabelle 1, S. 115 im Anhang).

Die zweite Gruppe bildeten neun stationäre Patienten der Neurologischen Klinik der TU München (sieben männlich und zwei weiblich) mit zum Teil verschiedenen neurologischen Erkrankungen (Torsionsdystonie, Morbus Parkinson (drei), linkshirniger

ischämischer Insult (vier), Chorea Huntington), deren gemeinsames Merkmal unter anderem in einer Bewegungsstörung der Hände bestand. Das mittlere Alter dieser Gruppe betrug 63,6 Jahre (siehe Tabelle 3, S. 117 im Anhang).

Sieben stationäre Patienten der Neurologischen Klinik der TU München (drei männlich, vier weiblich), die keine Bewegungsstörung der Hände aufwiesen (trotz anderweitig lokalisierter neurologischer Beschwerden: chronisch entzündliche Entmarkungserkrankung; Hydrozephalus internus; distale, symmetrische, sensorische, vorwiegend axonale Polyneuropathie; chronisches Schmerzsyndrom bei inkomplettem Querschnitt in Höhe L1; rezidivierende Amaurosis fugax bei Verdacht auf TIAs; spinale Stenose auf Höhe L4/5; Spinalkanalstenose Höhe L4/5 bei Anterolisthesis L4/L5) bildeten eine weitere Kontrollgruppe mit einem Altersdurchschnitt von 59,9 Jahren (siehe Tabelle 2, S. 116 im Anhang).

Auch alle Patienten nahmen freiwillig an der Studie teil.

Die jeweilige endgültige Diagnose, die häufig zu Beginn der Untersuchung noch nicht feststand, wurde nachträglich den entsprechenden Arztbriefen entnommen.

Aus der neurologischen Erstuntersuchung durch den zuständigen Stationsarzt bzw. seiner Verdachtsdiagnose und durch Befragen des Patienten selbst, ob er Veränderungen im Bewegungsablauf seiner Hände festgestellt habe, ging hervor, zu welcher Gruppe der Patient zugeteilt werden musste.

Im Verlauf dieser Studie erhielten alle Patienten eine entsprechende Behandlung ihrer jeweiligen Erkrankung (u. a. Medikamente, Krankengymnastik etc.), deretwegen sie stationär in der Klinik waren. Die mittlere Dauer des stationären Aufenthaltes betrug 15,6 Tage.

Da alle Teilnehmer Rechtshänder waren, erfolgte keine Unterscheidung hinsichtlich ihrer Händigkeit.

Von kognitiver Seite her war es allen Teilnehmern problemlos möglich, die Tests durchzuführen.

3.5 Versuchsdurchführung

Der Patient nahm am Schreibtisch Platz und saß bequem an die Rückenlehne des Stuhls angelehnt. Der Abstand zum Bildschirm betrug ca. 60 cm.

Der Versuchsleiter saß seitlich neben dem Patienten und hatte die Tastatur des Computers vor sich, um damit die persönlichen Daten des Probanden wie Name,

Vorname, Geburtsdatum einzugeben. Diese Position ermöglichte dem Versuchsleiter zum einen guten Kontakt zur Versuchsperson herzustellen, zum anderen das Geschehen auf dem Bildschirm gut verfolgen zu können.

Die Handhabung der Computermaus wurde ebenso ausführlich erläutert wie die Entsprechung ihrer Bewegung mit den Symbolen auf dem Bildschirm. Wichtig dabei war vor allem, dass die Maus nicht angehoben oder seitlich gekippt werden durfte, um den für die Datenübermittlung notwendigen Bodenkontakt zu erhalten. Auch sollte die Maus immer mit ihrer Längsachse senkrecht zum Körper gehalten werden, um die Übertragung der zurückgelegten Wegstrecke möglichst nicht zu verfälschen. Bevor die einzelnen Aufgaben gestartet wurden, erfolgte eine genaue Erklärung, was nun folgen würde, z. B. welches Muster zu verfolgen sein wird, was sich ändern wird (unter anderem Geschwindigkeit).

Beim Tapping war wichtig, dass Unterarm und Handgelenk der tippenden Hand nicht bewegt wurden, also die Tappingbewegung ausschließlich aus dem Finger erfolgte.

4 ERGEBNISSE

4.1 Allgemeines zur Versuchsdurchführung

4.1.1 Motivation

Um die Patienten dazu zu bewegen, an der Studie teilzunehmen, war es zunächst erforderlich, sie zu motivieren. Dies geschah in der Weise, dass die ausgewählten Personen in einem Gespräch zuvor Informationen über den Ablauf der einzelnen Sitzungen erhielten, wobei auch Fragen ihrerseits beantwortet wurden. Besondere Betonung erfuhr der nicht invasive Charakter der Untersuchung.

Darüber hinaus erfolgten während der Versuchsdurchführung von Zeit zu Zeit eine Ermunterung oder Lob und individuell erforderliche Pausen.

4.1.2 Personenspezifische Faktoren

Die Gruppeneinteilung erfolgte sowohl nach dem Alter, als auch nach dem Gesundheitszustand. Gruppe eins wurde aus den zehn gesunden jungen Versuchspersonen gebildet (Bezeichnung: „normal jung“), Gruppe zwei setzte sich aus den sieben „gesunden“ älteren Menschen („normal alt“) zusammen, und Gruppe drei stellte die neun Patienten dar („patient alt“), die durchschnittlich so alt waren wie die Personen aus Gruppe zwei.

Seitens der Probanden zeigten sich dabei zwei unterschiedliche Reaktionen bei dieser Studie: Einige, v. a. ältere Leute, hatten Befürchtungen, mit einem Computer nicht umgehen zu können, während andere eher Neugierde äußerten. Zu einem geringen Anteil hing das Ergebnis natürlich auch davon ab, wie sich diese „Vorurteile“ später bei der Untersuchung bestätigten bzw. ob Langeweile oder der Aspekt der willkommenen Abwechslung im Klinikalltag vorherrschten.

Außerdem wirkten sich auch bestimmte Persönlichkeitsmerkmale des Einzelnen auf das Testresultat aus, z. B. ob er bei der Aufgabenbewältigung eher aufgeregt oder gelassen und ruhig war.

Zudem kam besonders bei der Patientengruppe der von Tag zu Tag wechselnde Befindlichkeitszustand als Einflussgröße noch hinzu, z. T. bedingt durch die Medikation oder andere Behandlungsmaßnahmen während ihres Krankenhausaufenthaltes.

Bei einem Patienten war die Beeinträchtigung des Ergebnisses dadurch so gravierend, dass wir beschlossen, ihn aus der Studie auszuschließen.

Ein weiterer Patient konnte wegen zu ausgeprägter ausfahrender Bewegungen (Diagnose: Torsionsdystonie) am ersten Tag der Untersuchungen die komplexen sequentiellen Übungen linksseitig nicht bewältigen. Alle anderen Aufgaben an diesem und an den folgenden Tagen konnten jedoch durchgeführt und ausgewertet werden.

4.2 Erläuterung des statistischen Verfahrens bzw. des analytischen Vorgehens und der graphischen Darstellungen der daraus gewonnenen Daten

4.2.1 Analyse der Rohdaten

Die Rohdaten jeder durchgeführten Aufgabe wurden unter einem achtstelligen Filenamen mit verschiedenen Extensionen (z. B. .01 für die erste Aufgabe) gespeichert. Der Filename setzte sich aus den Initialen des Patientennamens, dem Jahr, dem Datum und dem Tag der Untersuchung sowie der Extension zusammen.

Die Computermaus übertrug die Rohdaten der Bewegungsanalyse auf den Rechner, wo sie gespeichert wurden. Für jede Einzeluntersuchung wurde somit ein binäres sogenanntes ISF-File (Statistikfile) hergestellt. Als alle ISF-Files vorlagen, wurden sie innerhalb des Betriebssystems DOS aneinandergehängt.

Innerhalb des Diagrammmenüs von TRAC wurden die ISF-Files in das Format DA2 umgewandelt (mit identischem Informationsgehalt wie das ISF-File) und schließlich in das Format DAT umbenannt. In dieser Form (ASCII-File) konnten die Files in das Programm SYSTAT oder SYGRAPH eingelesen werden. Es wurde dann eine SYSTAT-spezifische Datei (Extension SYS) gebildet. Zusatzinformationen, wie z. B. die Unterscheidung krank/gesund, Alter, Geschlecht, Diagnose, Untersuchungsintervalle oder rechte und linke Hand wurden mit Hilfe einer Script-Datei angehängt. Das Programm TRAC sieht vor, verschiedene, in der Literatur als aussagekräftig beschriebene Analyseprozeduren vorzunehmen. Auf die verschiedenen Aufgabentypen verteilt ergeben sich insgesamt 45 Parameter, die berechnet werden können. Da je nach Aufgabentyp jedoch nur ein Teil der Analysen relevant ist (z. B. Reaktionszeit ist typisch für ballistische Bewegungen aber nicht relevant für Tracking-Aufgaben) wurden nur eben diese relevanten Daten der weiteren Analyse zugeführt.

4.2.2 Erklärung der berechneten Parameter

Die aus den Rohdaten der Bewegungsanalyse analysierten Parameter reflektierten die jeweilige Leistung bzw. die Defizite eines Patienten bei den verschiedenen Aufgaben.

Zunächst sollen die einzelnen berechneten Parameter erläutert werden.

4.2.2.1 Parameter bei den Pursuit Tracking Aufgaben

Zur Bestimmung der Abweichungen des Verfolgersymbols vom Zielsymbol wurden die durchschnittlichen Abweichungen in der x- und y-Komponente und die Kreuzkorrelation zwischen Ziel- und Verfolgerbewegung herangezogen.

Der Parameter DEVABSX [mm] entsprach der durchschnittlichen Abweichung in der x-Richtung, das heißt die Summe der Beträge der negativen und positiven Abweichungen wurde durch die Anzahl der Messpunkte geteilt. Die Absolutwerte wurden somit stets aufaddiert, Abweichungen gegensätzlicher Vorzeichen hoben sich nicht auf.

DEVABSY [mm] entsprach analog der durchschnittlichen Abweichung in der y-Richtung.

Wie die oben genannten Abweichungszahlen wurden auch die folgenden Korrelationszahlen nur bei den Trackingaufgaben berechnet.

Der Korrelationskoeffizient (nach Pearson; Sokal und Rohlf, 1981) gab den Grad der Übereinstimmung zwischen der vom Probanden vollzogenen Kurve und der vorgegebenen Bewegung wieder. Je näher er bei eins lag, desto größer war die Übereinstimmung, ging er gegen null desto geringer war die Korrelation von Verfolger und Zielkurve.

Die Berechnung der Kreuzkorrelation erlaubte darüber hinaus die Untersuchung der Übereinstimmung zwischen Verfolgerkurve und Zielkurve bei zeitlicher Verschiebung beider Kurven gegeneinander.

Daraus konnte auch der sogenannte „Lag“ ermittelt werden. Der Lag entsprach dem Zeitabschnitt, um den man die Verfolgerkurve gegenüber der Zielkurve in der Zeit verschieben musste, um den Korrelationskoeffizienten der beiden Kurven zu maximieren. Er maß somit die Verzögerung der Verfolgerbewegung gegenüber der Zielbewegung.

MAXCORY [dimensionslos, 0...1] war die maximale Korrelation der beiden Kurven nach zeitlicher Verschiebung der Verfolgerkurve in y-Richtung um $t = \text{Lag}$.

LGMCORY [ms] entsprach der Zeit in Millisekunden, um welche die Mausbewegung verschoben werden musste, um maximale Korrelation der y-Komponente zu erreichen.

Bei den geraden horizontalen Linien konnte kein Korrelationskoeffizient für die y-Komponente bestimmt werden, da aufgrund der mathematischen Formel der Korrelationskoeffizient nur zu berechnen war, wenn die Abweichung des Verfolgersymbols in der vertikalen Richtung nicht gleich null war.

Das Bewegungsausmaß wurde mit den Parametern „Overshootquotient“ und DECREASE erfasst.

Der „Overshootquotient“ (OVSHOQU) [dimensionslos] stellte den Umfang der Handbewegungen im Vergleich zur vorgegebenen Kurve dar, zeigte also, ob eine Versuchsperson sich eher hypo- oder hyperkinetisch verhielt. Er ist definiert als Quotient der Summe der tatsächlich vom Verfolgersymbol zurückgelegten Weglängen und der Summe der vorgegebenen Wegstrecken. War der „Overshootquotient“ größer als eins, sprach dies eher für eine hyperkinetische Bewegung, war er kleiner eins, ging man von einer hypokinetischen Bewegung aus.

Der DECREASE [dimensionslos] verglich die Strecke, welche die Maus während der ersten Hälfte der Testzeit zurücklegte mit der Strecke, welche die Maus in der zweiten Testzeithälfte zurücklegte. Ein Quotient kleiner eins bedeutete, dass der Weg, den der Patient zurücklegte, innerhalb einer Aufgabe gegen Ende zugenommen hatte, z. B. bei Intentionstremor. War der Wert größer eins, deutete dies auf eine Abnahme des Bewegungsumfanges während einer Aufgabe hin, z. B. in Folge von Ermüdung.

4.2.2.2 Parameter bei den ballistischen Aufgaben

Die Reaktionszeit ist im allgemeinen definiert als Zeit zwischen Startsignal und Bewegungsanfang. Dies stellte auch bei uns der Parameter RT0 [ms] (Reaktionszeit 0 %) dar.

Unter Bewegungszeit wird in der Regel die Zeit zwischen Bewegungsanfang und -ende verstanden.

Bei Patienten mit spontanen Hyperkinesen (und damit unscharfen Kriterien für Bewegungsbeginn und Bewegungsende, z. B. Chorea Huntington, starker Tremor) sind die oben genannten Definitionen von Reaktions- und Bewegungszeit nicht geeignet. Aus diesem Grunde wurde neben der RT0 die RT10 [ms] (Reaktionszeit 10

%) und MT80 [ms] (Bewegungszeit 80 %) bestimmt. RT10 [ms] bedeutete die Zeit, welche ein Patient benötigte, um 10 % des Weges vom Startpunkt aus zurückzulegen.

MT80 [ms] war die Zeit, welche der Patient brauchte, um die Maus 80 % des Weges zu bewegen, ausgehend vom Endpunkt der Strecke RT10.

4.2.2.3 Parameter bei den komplexen sequentiellen Aufgaben

MOVSUM [s] maß die mittlere Bewegungszeit zwischen dem Anklicken zweier aufeinanderfolgender Punkte.

Die Messung begann nach Loslassen der Maustaste und endete mit erneutem Drücken der Taste innerhalb des nächsten Kreises.

4.2.2.4 Parameter bei der Tappingaufgabe

Die Versuchsperson musste innerhalb von zehn Sekunden, sooft es ihr möglich war, die Maustaste niederdrücken (Tapps).

Die Tappingrate TAPRATE [Hz] wurde berechnet aus dem Quotienten für die Anzahl der Tastendrucke durch die Zeit des Tappingversuchs, also zehn Sekunden.

Die Tappingkonstanz TAPCON [ms] beschrieb die Regularität bzw. Gleichmäßigkeit der Tastendruckintervalle während der Versuchsdauer.

4.2.3 Statistische Methodik

Zunächst wurden die einzelnen Parameter mit nach Gruppen differenziertem Lernverhalten über die Sitzungen aufgetragen und mittels SYGRAPH dargestellt.

Anschließend standardisierten wir das Gesamtfile anhand von Mittelwert und Standardabweichung der Normgruppe, um eine Grundlage für den Vergleich zwischen den verschiedenen Parametern zu bekommen. Die zur Standardisierung verwendete Normgruppe resultierte aus der Dissertation von Zauner (1994), die für verschiedene Altersklassen Normwerte der einzelnen Parameter erstellte.

Als nächster Schritt wurden die Steigungen zwischen den einzelnen Sitzungen anhand standardisierter Files berechnet. Dabei verwendeten wir keine einfache lineare Regression, da einige Ausreißer das Bild insgesamt verfälscht hätten. Stattdessen wurde eine nonlineare Schätzung mit Absolutwert-loss Funktion gewählt, die ein realistischeres Bild ergab. Die Steigungen wurden in eine Datei eingetragen, die im Weiteren noch modifiziert wurde:

Es wurden die Absolutwerte der Steigungen hinzugenommen und nach der Größe der absoluten Steigung zwischen erster und zweiter Sitzung die Parametersequenz festgestellt, basierend auf gesamt- und gruppensortierten Daten. Es erfolgte eine Zuordnung eines Sequenzparameters für die betreffende Ordnung für die Gesamt- bzw. Gruppendaten.

Für jede Probandengruppe wurde eine eigene Datei erstellt.

Die Darstellung der Absolutwerte der Steigungen zwischen den einzelnen Sitzungen als boxplots (siehe Abb. 12 - 14, S. 65 - 67) aufgeteilt nach den drei Gruppen, verdeutlichte insbesondere den größten Lerneffekt zwischen erster und zweiter Sitzung.

Im Weiteren wurden Mittelwert, Standardabweichung und Median statistisch aus den Absolutwerten für die einzelnen Parameter nach Gruppen differenziert errechnet.

Um zu einer graphisch einheitlichen Darstellung zu kommen, wurden die Parameter gegebenenfalls invertiert, so dass in den folgenden Darstellungen gilt: je stärker ein den Bewegungsfehler reflektierender Parameter abfällt, desto besser das Ergebnis, das heißt also, desto größer der Lerneffekt.

Die Daten wurden sodann differenziert nach dem Parameter „Hand“ betrachtet, so dass Aspekte der Hemisphärendominanz der Betrachtung zugänglich werden sollten. Es erfolgte erneut die Aufteilung in die Gruppen eins bis drei bzw. nach gesund/krank.

Die graphische Gestaltung mit Hilfe von SYGRAPH stellte den Kurvenverlauf getrennt für rechte und linke Hand für jeden Parameter und jede Gruppe dar.

Die Gesamtdatei mit den einzelnen Analysefiles diente als Grundlage für die weitere statistische Auswertung.

Zur Fragestellung des Unterschieds in der Ausgangsleistung der drei Gruppen verglichen wir die Daten der ersten Sitzung zwischen erster („normal jung“) und zweiter („normal alt“) Gruppe sowie zwischen zweiter und dritter („patient alt“) Gruppe jeweils mit Hilfe des t-Tests aus dem Programm SYSTAT. Neben dem p-Wert wurden auch die nach Bonferroni angepassten (und damit den Gruppen mehr entsprechenden) Signifikanzen berechnet (siehe Tabelle 4, S. 118 im Anhang).

Des Weiteren verwendeten wir die Methode des t-Tests und der Bonferroni-Anpassung zur Untersuchung der Frage, inwieweit sich die drei Gruppen in ihrer Gesamtleistung unterschieden. Auch hier verglichen wir zunächst Gruppe eins und

zwei, anschließend Gruppe zwei und drei über alle Sitzungen und für jeden Parameter (siehe Tabelle 5, S. 119 im Anhang).

Dieselbe statistische Methode wendeten wir an um festzustellen, ob ein signifikanter Lerneffekt über die Sitzungen stattgefunden hatte. Da aus der graphischen Darstellung der Ergebnisse mittels des Programmpakets SYGRAPH bereits ersichtlich geworden war, dass insbesondere zwischen erster und zweiter Sitzung ein Lerneffekt zu beobachten war, berechneten wir die Signifikanzen hinsichtlich des Unterschieds in der Leistung zwischen erster und zweiter Sitzung für jeden Parameter und für jede Gruppe einzeln wieder mit Hilfe des t-Tests aus SYSTAT (siehe Tabelle 6, S. 120 im Anhang).

Den Einfluss der Faktoren Alter und rechte/linke Hand auf die einzelnen Parameter untersuchten wir mittels Varianzanalyse (ANOVA) (siehe Tabellen 7 und 8, S. 121 und 122 im Anhang).

Bei der statistischen Berechnung des Alterseinflusses für die Parameter MAXCORY und LGMCORY verwendeten wir wegen z. T. fehlender Daten statt der Varianzanalyse den t-Test.

4.3 Beschreibung des Lernverhaltens im Verlauf der Sitzungen für die drei gebildeten Gruppen bei den einzelnen standardisierten Parametern

Die Darstellung der Ergebnisse (Abb. 1 - 11) erfolgte z. T. in graphischen Abbildungen, wobei der Vergleich zwischen den drei gebildeten Gruppen jeweils anhand dreier verschiedener Kurven möglich ist.

Die Gruppeneinteilung erfolgte sowohl nach dem Alter, als auch nach dem Gesundheitszustand. Gruppe eins wurde, wie bereits oben erwähnt, aus den zehn gesunden jungen Versuchspersonen gebildet (Bezeichnung: „normal jung“), Gruppe zwei setzte sich aus den sieben „gesunden“ älteren Menschen („normal alt“) zusammen, und Gruppe drei stellte die neun Patienten dar („patient alt“), die durchschnittlich so alt waren wie die Personen aus Gruppe zwei.

4.3.1 Lernverhalten bei den Pursuit Tracking Aufgaben

Die Kurve für die Gruppe „normal jung“ (Abb. 1 :DEVABSX/SITZUNG) zeigte, dass die durchschnittliche Abweichung in x-Richtung im Verlauf der Sitzungen relativ konstant blieb und im Vergleich zu den anderen beiden Gruppen stets den niedrigsten Wert besaß.

Die durchschnittliche Abweichung in x-Richtung der „normal alt“ - Gruppe blieb ebenfalls beinahe unverändert von der ersten bis zur letzten Sitzung, annähernd parallel in positiver y-Richtung verschoben zur Kurve der Gruppe „normal jung“. Das heißt, DEVABSX der Gruppe zwei war insgesamt zwar relativ konstant, aber größer als bei Gruppe eins.

Der Verlauf der Kurve für die Gruppe „patient alt“ war insgesamt noch weiter nach oben verschoben als bei Gruppe zwei, jedoch nicht mehr parallel. Zwischen erster und zweiter Sitzung fiel die Kurve am stärksten ab, dann neigte sie sich nur noch leicht und blieb schließlich ebenfalls fast parallel zu den Kurven von Gruppe zwei und drei.

Gruppe drei verbesserte sich also im Verlauf der Sitzungen deutlich, v. a. zu Beginn.

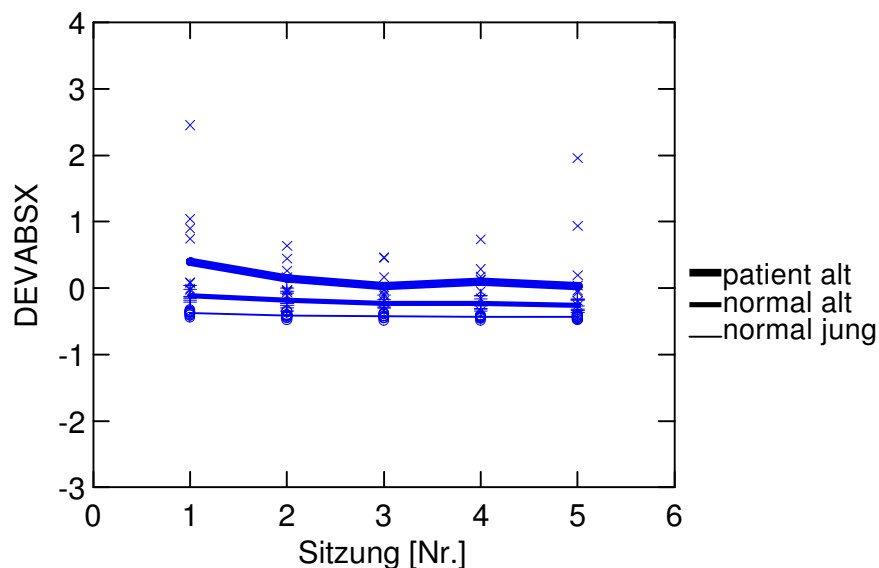


Abbildung 1: Tracking DEVABSX

Durchschnittliche Abweichung in x-Richtung (DEVABSX, standardisiert) im Verlauf der Sitzungen für die 3 Gruppen Patienten („patient alt“), gesunde ältere Personen („normal alt“) und junge Kontrollgruppe („normal jung“)

Das Lernverhalten der drei Gruppen für die durchschnittliche Abweichung in y-Richtung (Abb. 2: DEVABSY/SITZUNG) fiel ähnlich aus wie für den Parameter DEVABSX. Auch DEVABSY blieb für die beiden Gruppen „normal jung“ und „normal alt“ von der ersten bis zur letzten Sitzung vergleichsweise konstant, während die Kurve der Patienten von der ersten bis zur dritten Sitzung abfiel, jedoch anfangs mit einem etwas geringeren Gefälle als bei Abb. 1, um dann bis zur letzten Sitzung in etwa horizontal und damit wieder parallel über den beiden anderen Kurven zu verlaufen. V. a. die Gruppe „patient alt“ ließ also auch für die durchschnittliche Abweichung in y-Richtung einen besonders zu Beginn der Untersuchungen betonten Lerneffekt erkennen, der im Vergleich zu dem der x-Abweichung allenfalls leicht geringer ausfiel.

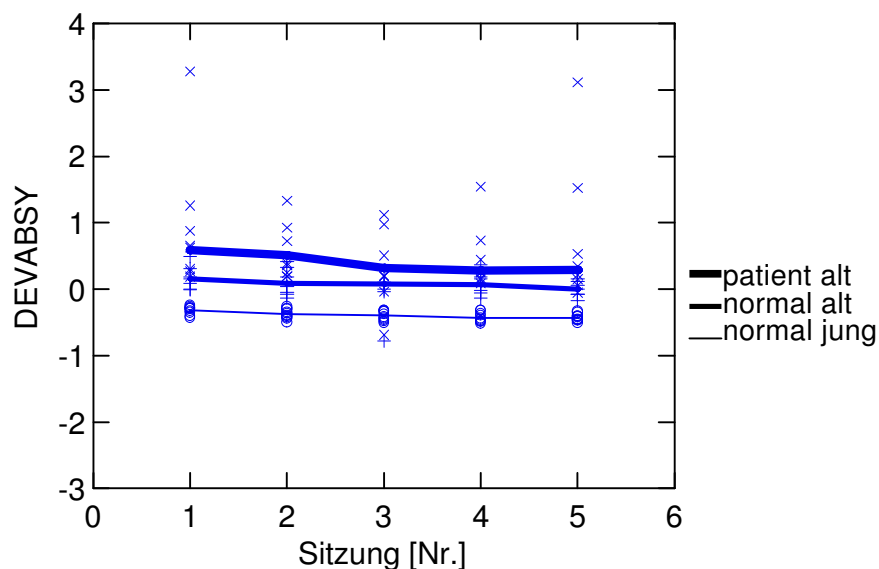


Abbildung 2: Tracking DEVABSY

Durchschnittliche Abweichung in y-Richtung (DEVABSY, standardisiert) im Verlauf der Sitzungen für die 3 Gruppen Patienten („patient alt“), gesunde ältere Personen („normal alt“) und junge Kontrollgruppe („normal jung“)

Die Zeitverzögerung (Lag) der Maus- gegenüber der Zielbewegung bei maximaler Korrelation der y-Komponente (LGM Cory) betrug für die jungen gesunden Personen relativ konstant ca. 160 ms, für die Gruppe „normal alt“ durchgehend ca. 240 ms. Bei den Patienten nahm sie bis zur vierten Sitzung leicht zu (Abb. 3:

LGMCORY/Sitzung). Unter nicht standardisierten Bedingungen konnte man erkennen, dass der Wert für LGMCORY von ca. 270 ms auf ca. 310 ms stieg.

Gruppe drei hatte sich somit verschlechtert, und war auch insgesamt schlechter als die anderen beiden Gruppen, während Gruppe eins und zwei kaum eine Verbesserung oder Verschlechterung aufwiesen. Die Gruppe „normal jung“ zeigte dabei aber mit Abstand die beste Leistung.

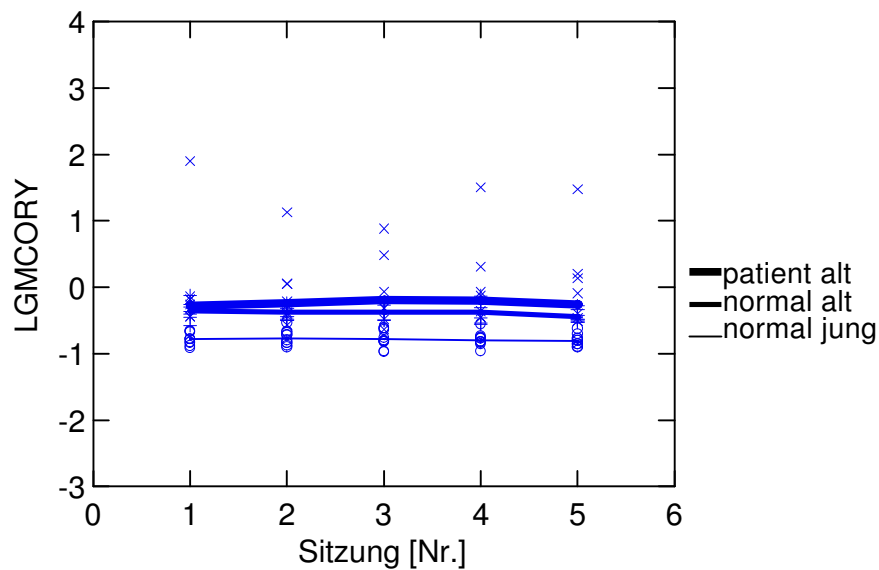


Abbildung 3: Tracking LGMCORY

Zeitverzögerung (Lag) der Mausebewegung gegenüber der Zielbewegung bei maximaler Korrelation der y-Komponente (LGMCORY, standardisiert) im Verlauf der Sitzungen für die 3 Gruppen Patienten („patient alt“), gesunde ältere Personen („normal alt“) und junge Kontrollgruppe („normal jung“)

Wurde die y-Komponente um $t=\text{Lag}$ zeitlich verschoben, und dann die maximale Korrelation in y-Richtung (MAXCORY) betrachtet, ergab sich für Gruppe eins und zwei jeweils erneut ein relativ konstanter Wert (Abb. 4: MAXCORY/Sitzung).

Der Kurvenverlauf für die Gruppe der Patienten stellte sich dagegen anders dar. Die maximale Korrelation in y-Richtung stieg kontinuierlich im Laufe der Sitzungen an, am stärksten von der vierten zur fünften Sitzung.

Eine beste maximale Korrelation erzielte insgesamt somit wieder die Gruppe der gesunden jungen Personen, die geringste die Patienten. Letztere näherten sich aber

dennoch nach einer gewissen Zeit dem Wert der Gruppe „normal alt“, welcher sich ziemlich genau in der Mitte zwischen den beiden anderen befand.

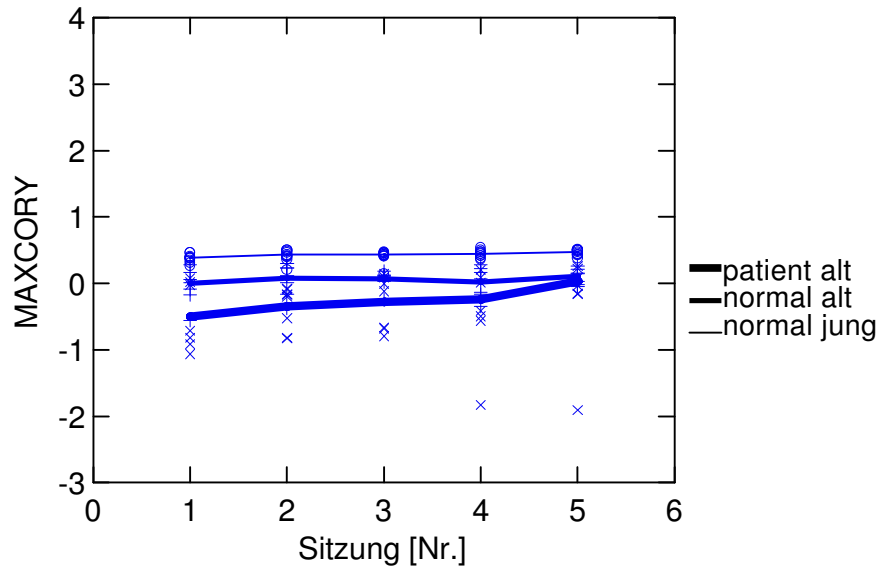


Abbildung 4: Tracking MAXCORY

Maximale Korrelation in y-Richtung von Verfolger- und Zielsymbol bei zeitlicher Verschiebung der Mausbewegung in der y-Komponente um $t=\text{lag}$ (MAXCORY, standardisiert) im Verlauf der Sitzungen für die 3 Gruppen Patienten („patient alt“), gesunde ältere Personen („normal alt“) und junge Kontrollgruppe („normal jung“)

Die graphischen Darstellungen des sog. „Overshootquotienten“ fielen für Gruppe eins und zwei nahezu zusammen, es ergab sich eine fast horizontale Linie (Abb. 5: OVSHOQUO/Sitzung). Das bedeutete, dass die von der Maus zurückgelegte Strecke im Verhältnis zu der des Zielsymbols in den wiederholten Sitzungen ungefähr gleich lang blieb.

Bei den Patienten fiel das Gefälle zwischen dritter und vierter Sitzung auf, das heißt die vom Patienten verfolgte Strecke war kürzer geworden. Sie konnten ihren hyperkinetischen Bewegungsumfang im Verlauf der Sitzungen reduzieren.

Zur Verdeutlichung des Kurvenverlaufs wurde in Abb. 5 die Skaleneinteilung auf der y-Achse geändert. Nunmehr wurde auch die Kurve der Gruppe „normal jung“ sichtbar: Sie verlief minimal unter der Kurve für die Gruppe „normal alt“. Beide bewegten sich aber um den Wert eins, was bedeutete, dass kaum hyper- oder hypokinetische Bewegungen bei diesen beiden Gruppen stattgefunden hatten.

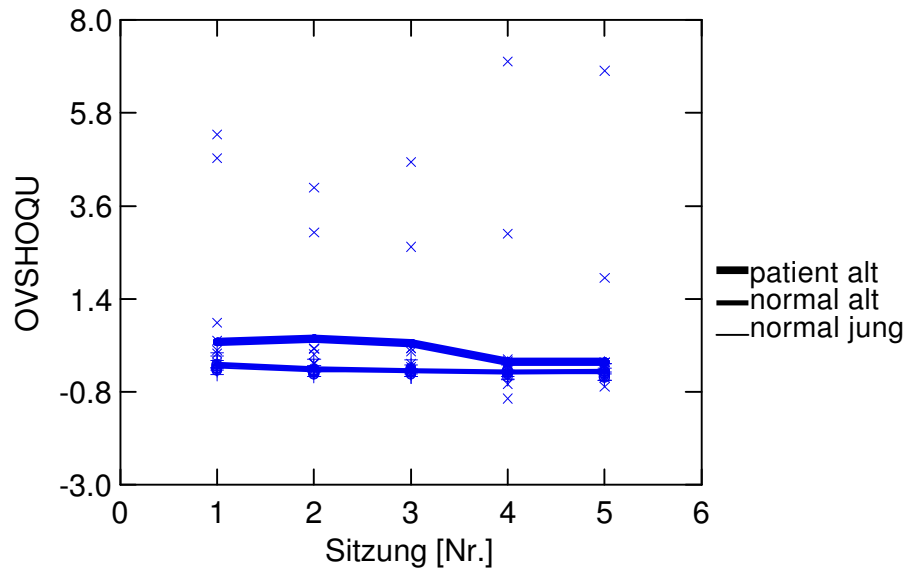


Abbildung 5: Tracking OVSHOQU

Der sog. „Overshootquotient“ als Maß für hypo- der hyperkinetischen Bewegungsumfang (OVSHOQU, standardisiert) im Verlauf der Sitzungen für die 3 Gruppen Patienten („patient alt“), gesunde ältere Personen („normal alt“) und junge Kontrollgruppe („normal jung“)

Für den sog. DECREASE - Wert lagen alle drei Kurven fast übereinander (Abb. 6: DECREASE/Sitzung), was aussagt, dass der in der ersten Hälfte der Zeit zurückgelegte Weg dem in der zweiten Halbzeit in etwa entsprach.

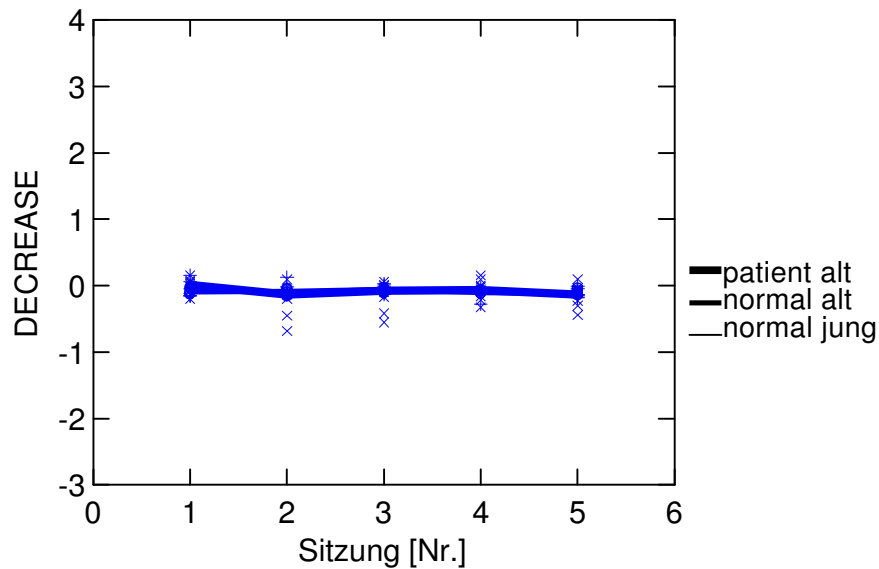


Abbildung 6: Tracking DECREASE

Der Parameter „DECREASE“ (standardisiert) als Maß für die Weglänge des Verfolgersymbols während der ersten Hälfte der Testzeit im Vergleich zur Weglänge der zweiten Hälfte der Testzeit im Verlauf der Sitzungen für die 3 Gruppen Patienten („patient alt“), gesunde ältere Personen („normal alt“) und junge Kontrollgruppe („normal jung“)

4.3.2 Lernverhalten bei den ballistischen Aufgaben

Die Reaktionszeit 10% (Zeit bis zum Zurücklegen der ersten 10% der gesamten Strecke) war bei den gesunden jungen Versuchspersonen während aller folgenden ballistischen Untersuchungen weitgehend konstant (Abb. 7: RT10/Sitzung). Für die beiden anderen Gruppen älterer Leute lag sie fast doppelt so hoch, war aber bei den Gesunden ebenfalls relativ konstant, bei den Patienten hingegen schwankte sie leicht hin und her: anfangs stieg ihre Reaktionszeit an, um in den darauffolgenden zwei Sitzungen wieder zu fallen und zum Ende hin erneut zuzunehmen.

Die handmotorische Beeinträchtigung schien bei diesem Parameter kaum eine Rolle zu spielen, da die zwei Kurven der Gruppen „normal alt“ bzw. „patient alt“ eng benachbart, teilweise sogar aufeinander zu liegen kamen. Eine entscheidendere Bedeutung hatte hier wohl das Alter der Versuchspersonen.

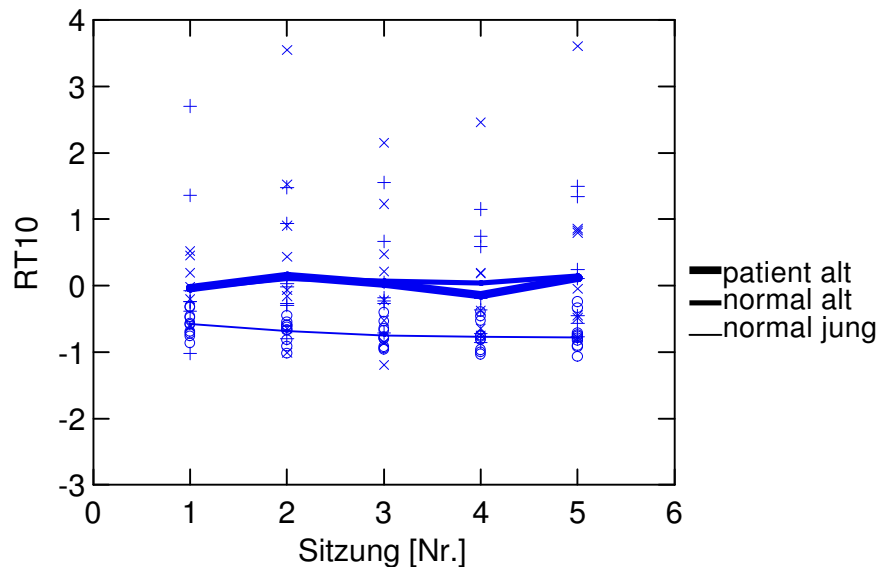


Abbildung 7: Ballistische Bewegungen RT10

Reaktionszeit 10% (RT10, standardisiert) (Zeit für die ersten 10% der gesamten zurückzulegenden Strecke) im Verlauf der Sitzungen für die 3 Gruppen Patienten („patient alt“), gesunde ältere Personen („normal alt“) und junge Kontrollgruppe („normal jung“)

Auch die Bewegungszeit MT80 (Abb. 8: MT80/Sitzung) war bei den jungen gesunden Personen am kürzesten. Sie betrug gleichbleibend während aller Untersuchungen ca. 260 ms (bei nicht standardisiertem Parameter sichtbar). Die zweite Gruppe („normal alt“) brauchte durchschnittlich etwa doppelt so lange, die Patienten schließlich erzielten im Durchschnitt eine ca. dreifache Bewegungszeit.

Die Kurve der Gruppe „normal alt“ verlief annähernd geradlinig und ließ nur andeutungsweise bei der zweiten Sitzung ein „Maximum“ erkennen, das an gleicher Stelle bei der graphischen Darstellung der Messpunkte für Gruppe drei auftrat, jedoch wesentlich betonter.

Die Patienten waren folglich in der zweiten Sitzung am langsamsten, verbesserten sich zur dritten Sitzung hin wieder und wurden abermals konstant langsamer bis zur fünften Sitzung, wo sie das Maximum der zweiten Sitzung erneut fast erreichten. Insgesamt konnte daraus eine Tendenz in Richtung Verschlechterung abgeleitet werden.

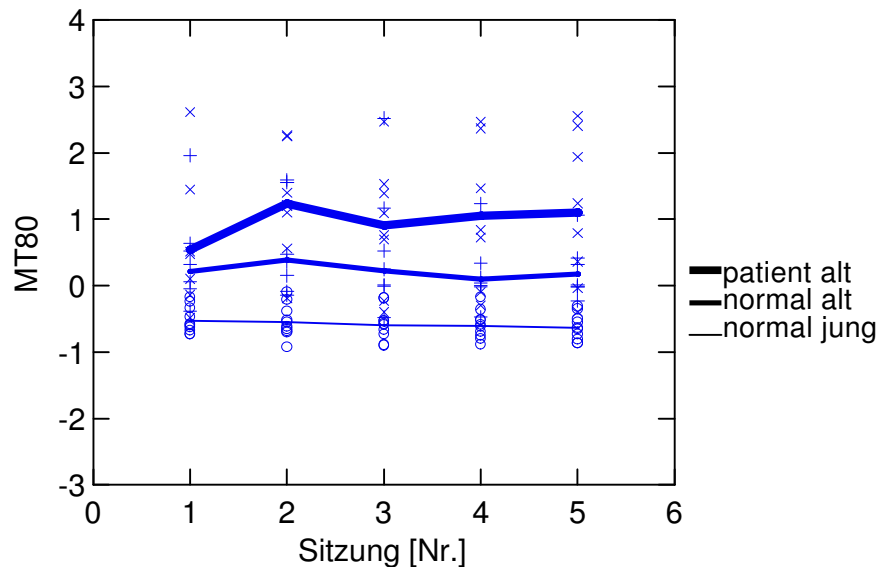


Abbildung 8: Ballistische Bewegungen MT80

Bewegungszeit 80% (MT80, standardisiert) (Zeit für 80% der Gesamtstrecke, 10% werden jeweils von Anfang und Ende des gesamten Weges abgezogen) im Verlauf der Sitzungen für die 3 Gruppen Patienten („patient alt“), gesunde ältere Personen („normal alt“) und junge Kontrollgruppe („normal jung“)

Im Vergleich zur „Reaktionszeit 10%“ ergaben sich für die „Bewegungszeit 80%“ demzufolge sehr wohl unterschiedliche Ergebnisse bei den Gruppen „patient alt“ und „normal alt“. Während Gruppe zwei eine MT80 erreichte, die leistungsmäßig vergleichbar war mit ihrer RT10, fiel die Bewegungszeit für die Patientengruppe fast doppelt so schlecht aus wie ihre „Reaktionszeit 10%“. Auf die MT80 schienen also - im Gegensatz zur RT10 - die handmotorischen Fertigkeiten einen gewissen Einfluss zu haben.

4.3.3 Lernverhalten bei den komplexen sequentiellen Aufgaben

Die mittlere Bewegungszeit zwischen zwei aufeinander folgenden Punkten bei den komplexen sequentiellen Aufgaben (MOVSUM) war wiederum für die junge Versuchsgruppe relativ konstant und vergleichsweise am niedrigsten (Abb.9: MOVSUM/Sitzung).

Die Gruppen „normal alt“ und „patient alt“ waren ca. doppelt so langsam und zeigten annähernd parallele Kurvenverläufe von der ersten bis zur letzten Sitzung im

Abstand von etwa 0.15 s. Insgesamt fielen beide Kurven ab, wobei das stärkste Gefälle zwischen erster und zweiter Sitzung lag, d.h. besonders zu Beginn der Untersuchungen hatten sich diese beiden Gruppen verbessert. Die Parallelität der Kurven demonstriert, dass sie in gleichem Maße schneller wurden. Bei der Gruppe „normal alt“ hielt dies bis zum Schluss an, während die Patientengruppe von der vierten zur fünften Sitzung in ihrer Leistung wieder nachließ (Anstieg der Kurve am Ende).

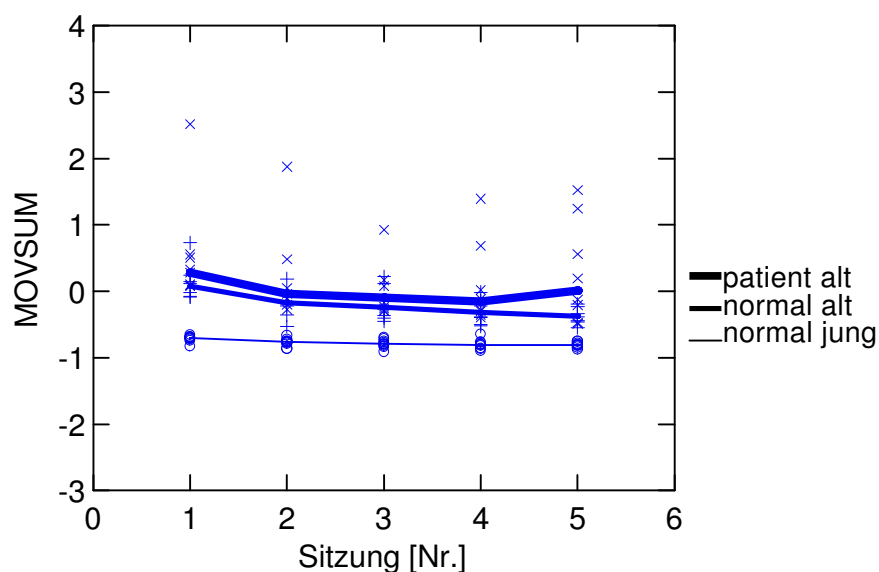


Abbildung 9: Komplexe sequentielle Bewegungen MOVSUM

Mittlere Bewegungszeit zwischen zwei aufeinander folgenden Punkten (MOVSUM, standardisiert) im Verlauf der Sitzungen für die 3 Gruppen Patienten („patient alt“), gesunde ältere Personen („normal alt“) und junge Kontrollgruppe („normal jung“)

4.3.4. Lernverhalten bei den Tappingaufgaben

Bei den sich anschließenden Tappingaufgaben wurden zwei Parameter untersucht, die Tappinggeschwindigkeit (TAPRATE) und die Tappingkonstanz (TAPCON).

Die höchste durchschnittliche Tappinggeschwindigkeit (ca. 5.8 Hz) erzielten die gesunden jungen Personen, die niedrigste (ca. 4 Hz) die Patienten. Der Durchschnittswert für die Gruppe „normal alt“ lag ziemlich genau dazwischen.

Aus der graphischen Darstellung (Abb. 10: TAPRATE/Sitzung) ist ersichtlich, dass alle drei Kurven fast parallel zueinander verlaufen.

Gruppe eins und zwei waren in der zweiten Sitzung am langsamsten (ca. 5.5 Hz bzw. ca. 4.5 Hz). Bei Gruppe drei fand man hier ebenfalls ein Minimum (ca. 3.9 Hz), darüber hinaus aber noch ein weiteres in der vierten bzw. fünften Sitzung (ca. 3.85 Hz).

Nach der zweiten Sitzung stieg bei den gesunden Personen die Tappinggeschwindigkeit wieder an bis sie ungefähr den Ausgangswert erneut erreicht hatte. Diese beiden Gruppen hatten sich somit letztendlich weder verbessert noch verschlechtert, während die Patienten sich eindeutig insgesamt verschlechterten.

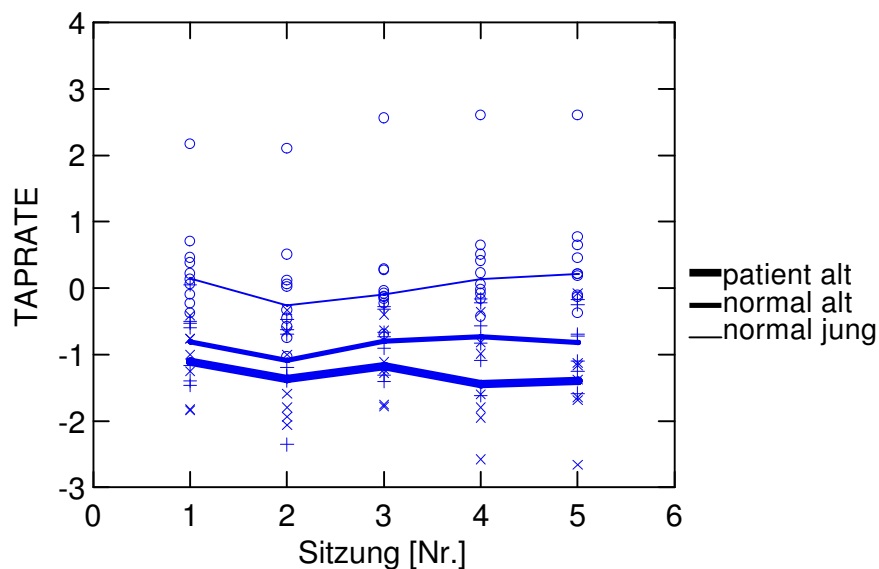


Abbildung 10: Tapping TAPRATE

Durchschnittliche Tappinggeschwindigkeit (TAPRATE, standardisiert) während eines Zeitintervalls von 10 Sekunden im Verlauf der Sitzungen für die 3 Gruppen Patienten („patient alt“), gesunde ältere Personen („normal alt“) und junge Kontrollgruppe („normal jung“)

Was die Tappingkonstanz betraf, so zeigten alle Gruppen relativ konstante Werte (Abb. 11: TAPCON/Sitzung) mit Ausnahme eines angedeuteten „Maximums“ der Patientenkurve bei Sitzung zwei.

Auffallend allerdings war, dass diesmal - im Gegensatz zu sämtlichen übrigen Parametern - das beste Ergebnis die Gruppe „normal alt“ erzielt hatte, und nicht die Gruppe der gesunden jungen Versuchspersonen.

Die Patientengruppe hob sich mit sehr viel schlechteren Werten von den anderen weit ab.

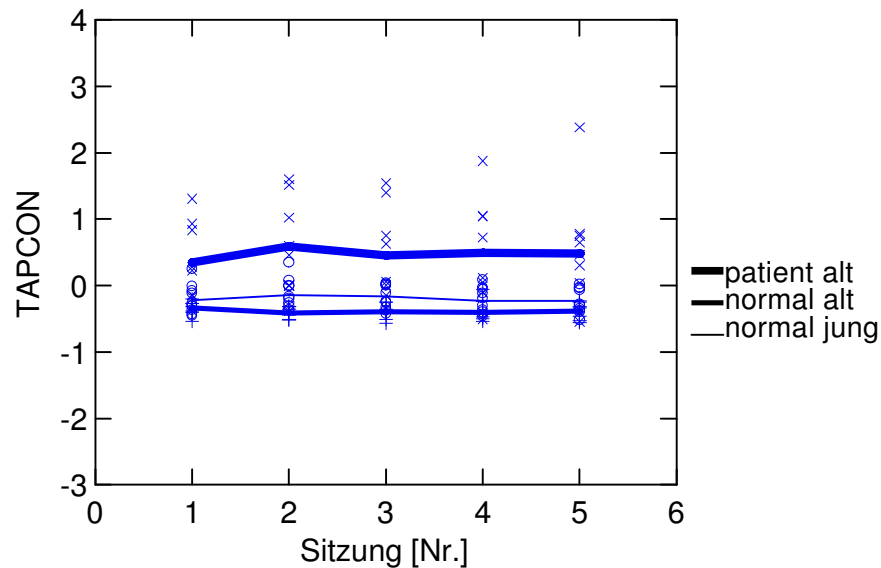


Abbildung 11: Tapping TAPCON

Tappingkonstanz (TAPCON, standardisiert) während eines Zeitintervalls von 10 Sekunden im Verlauf der Sitzungen für die 3 Gruppen Patienten („patient alt“), gesunde ältere Personen („normal alt“) und junge Kontrollgruppe („normal jung“)

Verglich man TAPCON und TAPRATE miteinander, stellte man fest, dass die Gruppe „normal jung“ zwar die größte Geschwindigkeit erreicht hatte, dies jedoch auf Kosten der Konstanz. Die Probanden der Gruppe „normal alt“ dagegen wollten möglichst konstant bleiben, auch wenn sie dafür an Schnelligkeit einbüßten. Diese beiden Altersgruppen setzten also verschiedene Prioritäten.

Die Patienten blieben sowohl hinsichtlich Tappinggeschwindigkeit, als auch was die Tappingkonstanz betraf hinter den anderen zurück.

4.3.5 Überblick über das Lernverhalten der drei Gruppen insgesamt

4.3.5.1 Graphischer Überblick

Stellte man schließlich einen zusammenfassenden graphischen Vergleich aller Parameter untereinander an, trat die Gruppe der gesunden jungen Personen stets als beste hervor, außer - wie bereits erwähnt - bei der „Tappingkonstanz“, wo die Gruppe „normal alt“ ein besseres Ergebnis erzielte. Die Kurven dieser beiden Gruppen waren hier dennoch eng benachbart und nahezu parallel, während die Kurve für die Patienten sich in größerem Abstand von ihnen und nicht parallel dazu befand.

Eine derartige „Abgrenzung“ der Patientengruppe und ein ähnliches Bild für Gruppe eins und zwei fand sich auch bei den graphischen Darstellungen für die Parameter DEVABSX und OVSHOQUO. Die motorische Beeinträchtigung der Handbeweglichkeit verursachte folglich bei diesen Messgrößen eine über den Effekt des Alters hinausgehende Verschlechterung .

Praktisch eine Verdoppelung des Alterseinflusses durch die jeweilige Krankheit zeigten die Kurvenverläufe der Parameter DEVABSY, MAXCORY, und MT80, indem alle drei Kurven in etwa gleichen Abständen und meist auch parallel zueinander verliefen.

Bei den Parametern TAPRATE, LGMCORY, MOVSUM und besonders RT10 überwog der Einfluss des Alters den der entsprechenden Krankheit, da die Kurve für die Gruppe „normal alt“ und die Patientenkurve dicht zusammenlagen, während die Kurve für Gruppe eins weit darunter lag.

Des Weiteren fiel auf, dass das Kollektiv der Gesunden fast immer vergleichsweise konstante Werte im Verlauf der Sitzungen aufwies (Ausnahmen waren nur TAPRATE, MOVSUM, MT80). Das Patientenverhalten dagegen drückte sich meist in einer mehr oder weniger stark schwankenden Kurve aus.

Die größten Ausschläge im Kurvenverlauf stellten sich häufig zu Beginn, v.a. zwischen erster und zweiter Sitzung dar (siehe z. B. DEVABSX, MT80, MOVSUM, TAPRATE).

Betrachtete man die Streuung der Messpunkte, so ließen sich die meisten "Ausreißer" bei der stets schlechtesten, der Patientengruppe erkennen, was in jeder Abbildung sichtbar wurde und im Verlauf der Sitzungen erhalten blieb. Eine Ausnahme davon bildete nur eine außergewöhnliche Messreihe bei den Tapping-

geschwindigkeiten von Gruppe eins, die jedoch durch eine geübt Klavier spielende Versuchsperson verursacht wurde.

Beim quantitativen Vergleich der graphischen Abbildungen der einzelnen Parameter fand man den größten Lerneffekt bei der Patientengruppe, und zwar bei den Maßzahlen für durchschnittliche x- und y-Abweichung (DEVABSX, DEVABSY) sowie für die maximale Korrelation (siehe Abb. 1, 2 und 4), die alle die Pursuit-tracking-Aufgaben betrafen. Darüber hinaus zeigte die Bewegungssumme (MOVSUM) bei den komplexen sequentiellen Aufgaben eine ebenso deutliche Verbesserung (Abb. 9), was hier auch für die Gruppe der „gesunden“ alten Personen galt.

DEVABSX, DEVABSY und MOVSUM verringerten sich dabei nur anfangs, im Gegensatz zur MAXCORY, die über alle Sitzungen eine Steigerung nachwies.

Geringer bis kein motorischer Lernerfolg konnte bei den Parametern LGMCORY und TAPCON gefunden werden. Die Tappingkonstanz stieg lediglich bei Gruppe drei zu Beginn minimal an, deutete also auf Verschlechterung hin.

Bei weiteren drei Parametern, nämlich MT80, RT10 und TAPRATE, war - entgegen der Erwartung - ein Leistungsabfall im Laufe der Sitzungen festzustellen.

Dies betraf bei RT10 und MT80 allerdings nur die Patientengruppe (besonders zwischen erster und zweiter Untersuchung). Die Tappinggeschwindigkeit nahm hingegen bei allen Teilnehmern an der Studie insgesamt mit geringen Schwankungen von der ersten bis zur letzten Sitzung leicht ab.

Die Kurve für Gruppe zwei befand sich bei den meisten Parametern nahe der Nulllinie, so bei MT80 (Abb. 8), RT10 (Abb. 7), MOVSUM (Abb. 9), DEVABSX (Abb. 1), DEVABSY (Abb. 2) und MAXCORY (Abb. 4). Das heißt, es konnte letztendlich weder ein gutes (positive Werte) noch ein schlechtes (negative Werte) Ergebnis bei diesen Parametern erreicht werden, sondern die Leistung der Gruppe der älteren „gesunden“ Personen entsprach hier in etwa der der Normgruppe.

Nachdem die Steigungen zwischen den einzelnen Sitzungen mit Hilfe einer nonlinearen Schätzung mit Absolutwert-loss-Funktion berechnet worden waren, erfolgte zur Veranschaulichung die graphische Darstellung ihrer Absolutwerte nach der Parametersequenz (d.h. also geordnet nach der Größe der absoluten Steigung zwischen Sitzung eins und zwei basierend auf gesamt- und gruppensortierten Daten).

Dabei ergaben sich Diskrepanzen hinsichtlich der Steigungswerte, wenn die oben beschriebenen Abbildungen mit den nun folgenden Darstellungen verglichen wurden:

Der Grund dafür lag darin, dass zuvor „lowess smoothing“-Verfahren (Cleveland, 1979, S. 829 - 836) zur Glättung des Kurvenverlaufs zur Anwendung kam (es passt die Kurve näher der Verteilung der einzelnen Messpunkte an), während jetzt eine nonlineare Schätzung mit Absolutwert-loss-Funktion verwendet wurde, die die „Ausreißer“ unter den Messwerten geringer mit einbezog als die lowess - Funktion. Es ist bei Betrachtung der Daten zu berücksichtigen, dass es generell unmöglich ist, ein einzelnes statistisches smoothing - Verfahren zu finden, das allen Messpunkten gerecht wird. Somit ist es nicht erstaunlich, dass aus den verschiedenen statistischen Ansätzen unvermeidbar vereinzelt Steigungswerte unterschiedlich ausfielen. Generelle Tendenzen sollten jedoch trotzdem sichtbar werden.

Die Abbildungen 12, 13 und 14 veranschaulichten zunächst sehr deutlich, dass der Lerneffekt zwischen erster und zweiter Sitzung innerhalb jeder der drei Gruppen am größten war.

Dargestellt sind die Absolutwerte der Steigungen zwischen den einzelnen Sitzungen in Form von boxplots.

GRUPPE 1

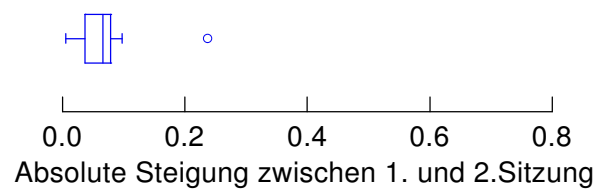
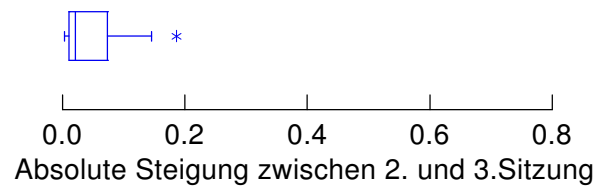
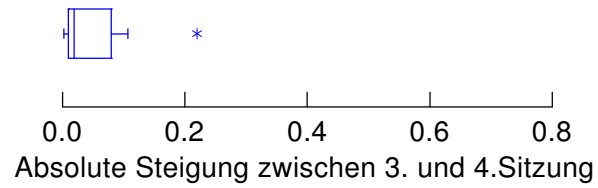
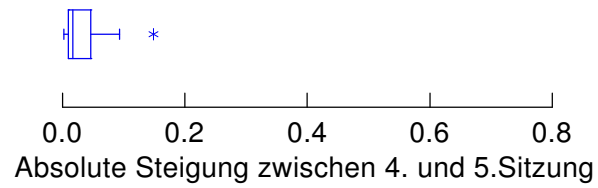


Abbildung 12: Lernen Gruppe 1

Absolutwerte der Steigungen zwischen den einzelnen Sitzungen für Gruppe 1 („normal jung“)

GRUPPE 2

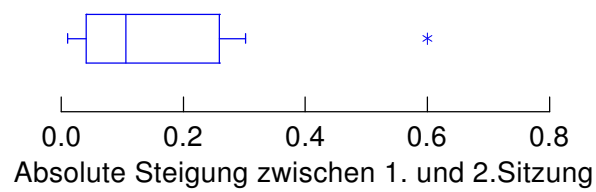
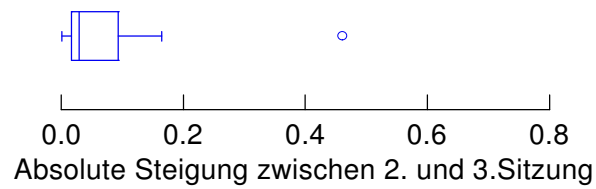
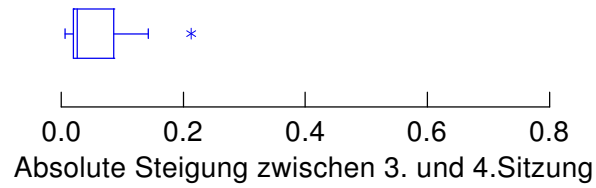
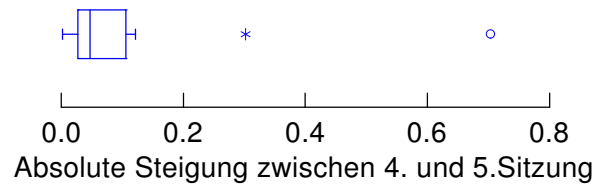


Abbildung 13: Lernen Gruppe 2

Absolutwerte der Steigungen zwischen den einzelnen Sitzungen für Gruppe 2 („normal alt“)

GRUPPE 3

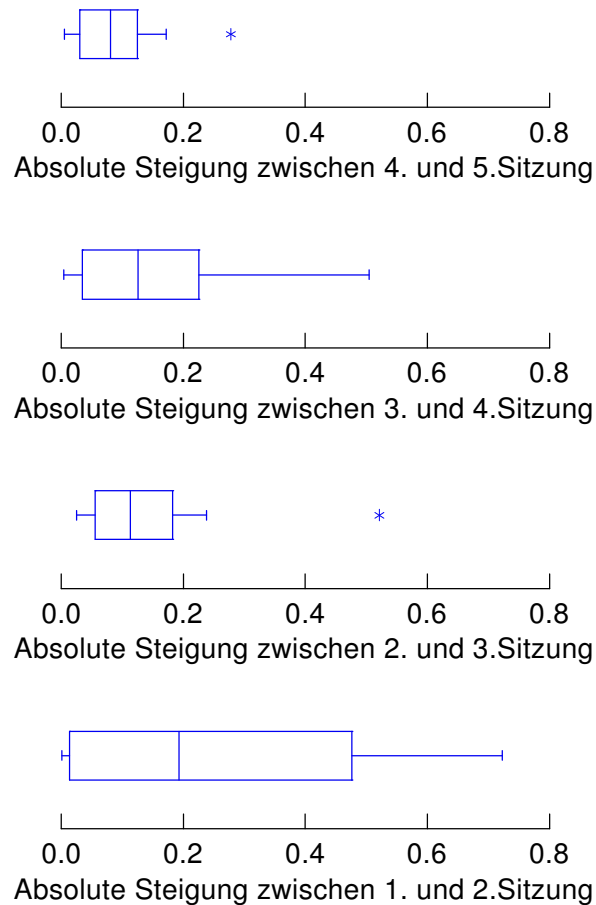


Abbildung 14: Lernen Gruppe 3

Absolutwerte der Steigungen zwischen den einzelnen Sitzungen für Gruppe 3 („patient alt“)

Gruppe eins zeigte dabei über alle Sitzungen relativ gleiche Schwankungen im Lernverhalten. Bei Gruppe zwei, und noch stärker ausgeprägt bei Gruppe drei, wurde jedoch die erheblich größere Veränderung zwischen der ersten und zweiten Sitzung offensichtlich.

Vergleich man den statistisch ermittelten Mittelwert aus den Absolutwerten für die einzelnen Parameter nach Gruppen differenziert (Abb. 15), so stellte man fest, dass die Gruppe der gesunden jungen Probanden bis auf drei Ausnahmen (DECREASE, RT0, TAPCON) stets das beste Ergebnis lieferte (je negativer der Wert, desto besser das Ergebnis).

Ein besonders großer Abstand zu den anderen Gruppen zeigte sich bei den Parametern RT10, MT80, MOVSUM, TAPRATE.

Die Gruppe der Patienten (drei) dagegen konnte man bis auf zwei Ausnahmen (DECREASE, RT0) als kontinuierlich schlechteste identifizieren. Die älteren gesunden Personen lagen bis auf zwei mal (DECREASE und TAPCON) immer dazwischen.

Ausmaß pathologischer Kennzeichen

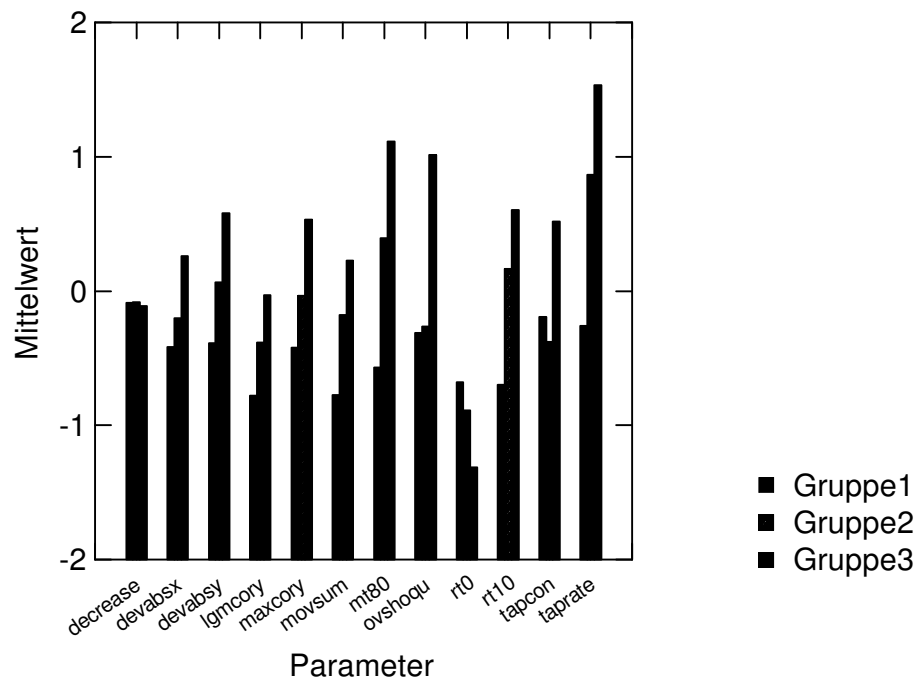


Abbildung 15: Ausmaß pathologischer Kennzeichen - Mittelwert

Statistischer Mittelwert der Absolutwerte der Lernsteigungen für die einzelnen Parameter im Gruppenvergleich

Machte man denselben Vergleich anhand des Medians, kam man zum gleichen Ergebnis (Abb. 16). Nur die Parameter DECREASE und RT0 wichen etwas davon ab. Vor allem der hohe Medianwert des Parameters RT0 in Gruppe zwei wies darauf hin, dass die Absolutwerte um deutlich schlechtere Werte schwankten als der Mittelwert zunächst vermuten ließ.

Ausmaß pathologischer Kennzeichen

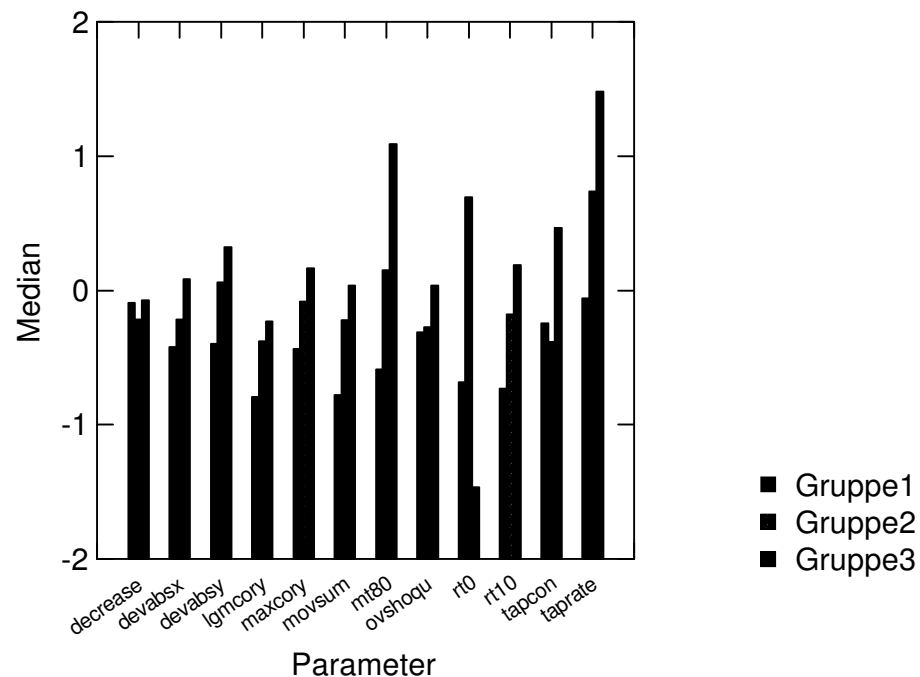


Abbildung 16: Ausmaß pathologischer Kennzeichen - Median

Median der Absolutwerte der Lernsteigungen für die einzelnen Parameter im Gruppenvergleich

Anhand des Vergleichs mit Hilfe der Standardabweichung (Abb. 17) ließ sich erkennen, dass diese stets bei der Gruppe der Patienten am größten war, was bei allen Parametern ersichtlich wurde. Mit Ausnahme von TAPRATE und TAPCON fiel die Standardabweichung bei der Gruppe der jungen Probanden immer als niedrigste aus. Die „gesunde“ Patientengruppe lag meist dazwischen.

Ausmaß pathologischer Kennzeichen

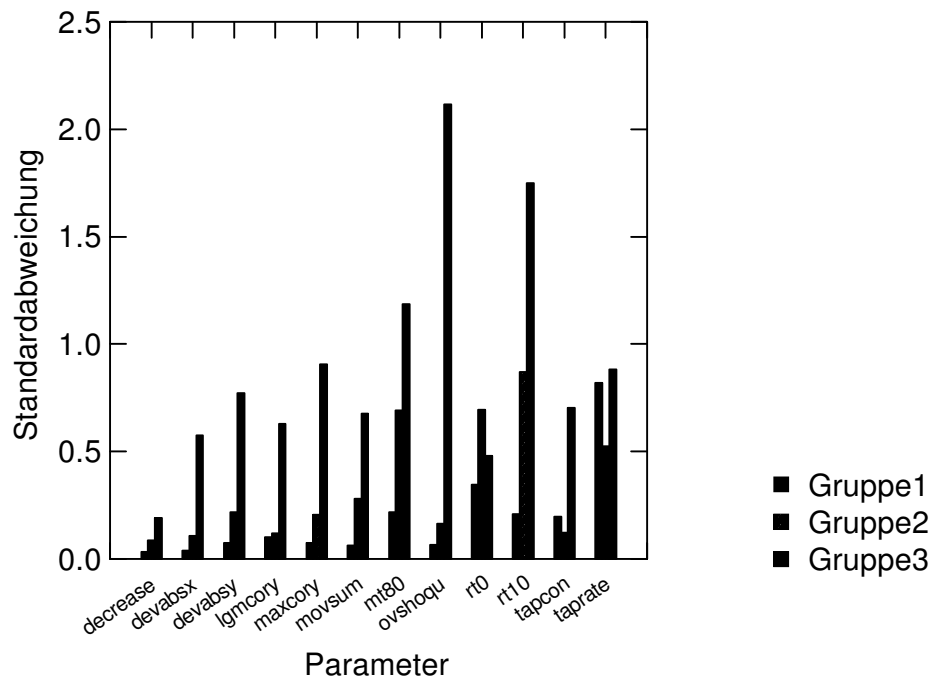


Abbildung 17: Ausmaß pathologischer Kennzeichen - Standardabweichung

Standardabweichung der Absolutwerte der Lernsteigungen für die einzelnen Parameter im Gruppenvergleich

Einen weiteren Vergleich zwischen den Gruppen zeigte die Abbildung der Mittelwerte der Lernsteigungen über alle Sitzungen (Abb. 18). Das Vorzeichen jedes Steigungswertes wurde so geändert, dass eine Säule in negative y-Richtung eine Verbesserung anzeigte und umgekehrt ein Balken in positive y-Richtung eine Verschlechterung bedeutete.

Eine ausgeprägte Verbesserung wurde insgesamt bei der Patientengruppe deutlich, besonders bei den Parametern DEVABSY, MAXCORY, MOVSUM und OVSHOQUO. Eine Gesamtverschlechterung hingegen zeigte sich in dieser Gruppe bei den Parametern TAPCON und TAPRATE sowie LGMCCORY.

Die Gruppe der jungen Personen wies demgegenüber nur Verbesserungen im Gesamtverlauf auf, besonders deutlich was RT10 und TAPRATE betraf. Die Gruppe

der älteren „Gesunden“ konnte sich insgesamt vor allem bei den Parametern MOVSUM, MT80, DEVABSX und DEVABSY, MAXCORY, LGMCORY und OVSHOQU verbessern, verschlechterte sich jedoch bei RT10 und TAPRATE.

Lernsteigungen über alle Sitzungen

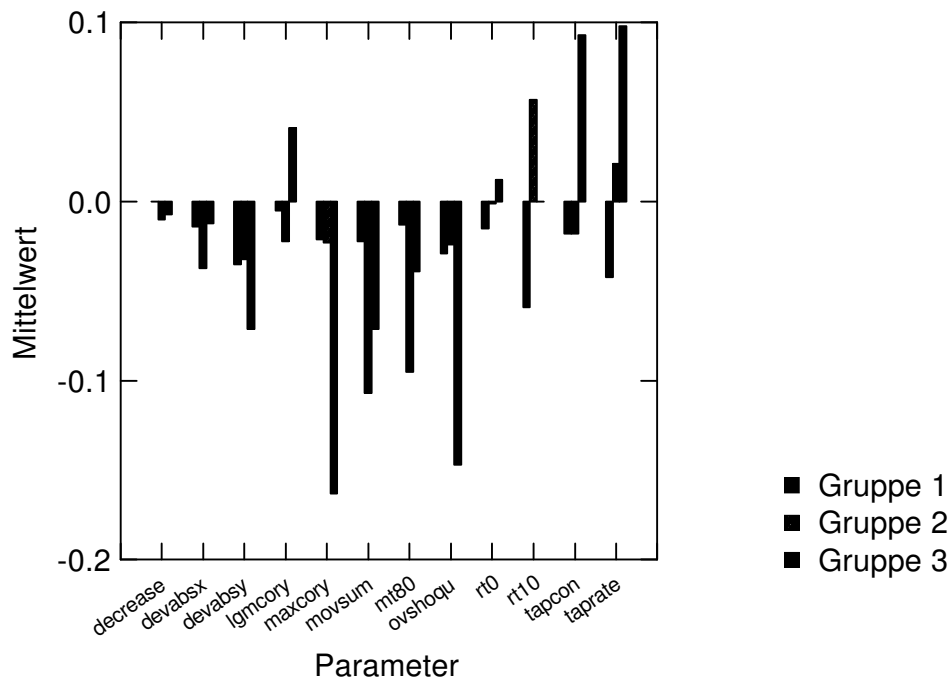


Abbildung 18: Lernsteigungen über alle Sitzungen - Mittelwert
Mittelwert der Lernsteigungen über alle Sitzungen für die einzelnen Parameter im Gruppenvergleich

4.3.5.2 Statistische Auswertung

Wenn man die statistische Auswertung des Gesamtunterschieds zwischen den Gruppen eins bis drei betrachtete (siehe Tabelle 5, S. 119 im Anhang), zeigten fast alle Parameter hochsignifikante Unterschiede, was den Lerneffekt über alle Sitzungen betraf.

Der „Overshootquotient“ und die Reaktionszeit RT0 erreichten darüber hinaus im Vergleich zwischen erster (jung) und zweiter (alt) Gruppe zumindest annähernd signifikante p-Werte (0.068 bzw. 0.066), nach Bonferroni jedoch konnte nicht mehr von Signifikanz ausgegangen werden ($p=0.750$ bzw. $p=0.724$).

Der Parameter DECREASE war sowohl im Vergleich zwischen Gruppe eins und Gruppe zwei als auch zwischen Gruppe zwei und drei nicht signifikant unterschiedlich.

Der Lerneffekt beim Parameter RT10 erreichte hochsignifikante Unterschiede im Vergleich von Gruppe eins mit zwei ($p=0.000$), keine Signifikanz aber im Vergleich von Gruppe zwei mit Gruppe drei.

Betrachtete man die statistische Auswertung der Ausgangsleistungen aller drei Gruppen (siehe Tabelle 4, S. 118 im Anhang), stellte man fest, dass hochsignifikante Unterschiede zwischen erster (jung) und zweiter (alt) Gruppe bei den Parametern DEVABSX, DEVABSY, MAXCORY, LGMCORY, MT80, MOVSUM und TAPRATE bestanden.

Bei der Reaktionsgeschwindigkeit RT10 war zumindest die nicht nach Bonferroni angepasste Wahrscheinlichkeit, dass kein Unterschied zwischen erster und zweiter Gruppe in der Ausgangsleistung bestand, kleiner als 0.05 ($p=0.047$).

Im Vergleich der Gruppe zwei (alt) mit der Gruppe drei (krank) wiesen die Parameter DEVABSX und TAPCON signifikante p-Werte (nicht angepasst nach Bonferroni) auf, Tendenzen in diese Richtung waren auch bei DEVABSY, MAXCORY und OVSHOQU zu erkennen.

Insgesamt waren die Unterschiede in der Ausgangsleistung zwischen den drei Gruppen, statistisch gesehen, wesentlich weniger ausgeprägt als beim Vergleich der Gesamtunterschiede über alle Sitzungen (vermutlich bedingt durch das geringere Datenmaterial).

Im graphischen Vergleich sahen wir bereits, dass der Lerneffekt innerhalb jeder der drei Gruppen zwischen erster und zweiter Sitzung am größten war.

Betrachtete man die statistische Auswertung dazu (siehe Tabelle 6, S. 120 im Anhang), sah man bei einigen Parametern (DEVABSX, MOVSUM oder insbesondere OVSHOQU, tendentiell auch bei DEVABSY) signifikante Unterschiede zwischen erster und zweiter Sitzung bei Gruppe eins. Bei Gruppe zwei war der Unterschied nur beim Parameter MOVSUM signifikant ($p=0.040$, nicht nach Bonferroni angepasst), bei Gruppe drei zeigte sich eine Signifikanz (nicht angepasst) beim Parameter DECREASE ($p=0.036$).

Der Einfluss des Alters auf die einzelnen Parameter erwies sich als hochsignifikant bei jedem Parameter (siehe Tabelle 7, S. 121 im Anhang).

4.3.6 Differenzierung des Lernverhaltens nach rechter und linker Hand

4.3.6.1 Graphische Auswertung

Untersuchte man das Lernverhalten differenziert nach rechter und linker Hand graphisch, wurde die bessere Leistung der dominierenden rechten Hand am deutlichsten bei der Tappingrate erkennbar (Abb. 19/20). Nur bei der Patientengruppe bestätigte sich dies nicht (Abb. 21). Hier wies die linke Hand ein etwas besseres Ergebnis auf. Die Tappingkonstanz zeigte ein ähnliches Bild (Abb. 22, 23 und 24).

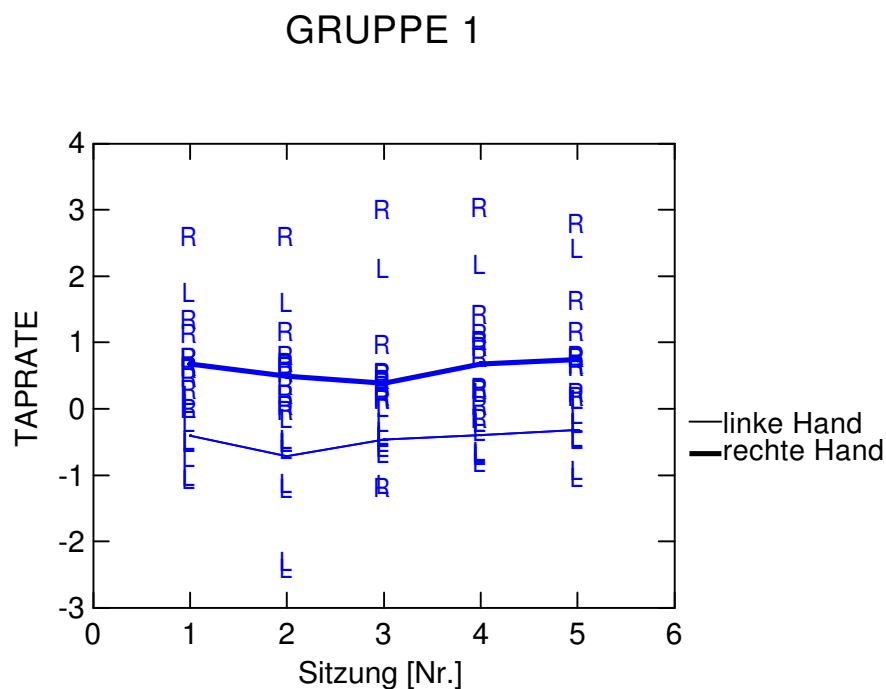


Abbildung 19: Tapping rechte/linke Hand - TAPRATE - Gruppe 1

Tappinggeschwindigkeit im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 1 („normal jung“)

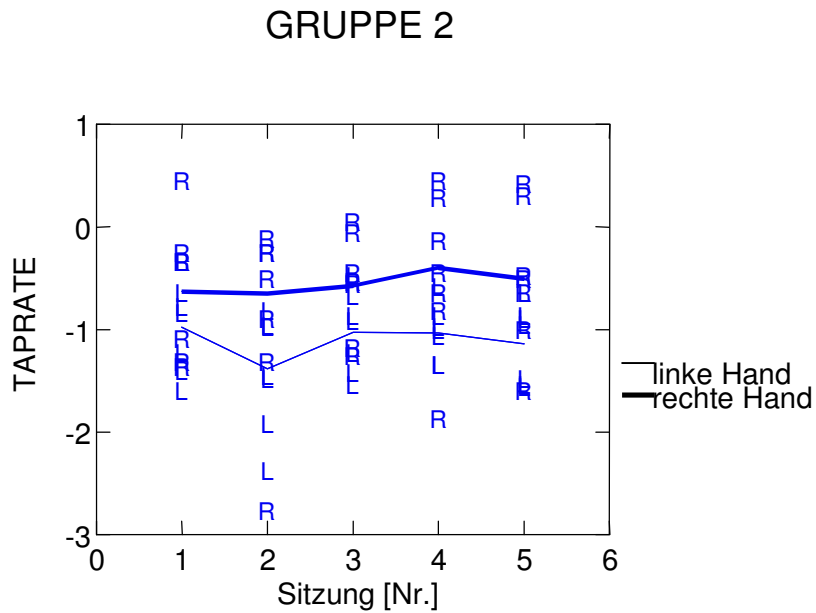


Abbildung 20: Tapping rechte/linke Hand - TAPRATE - Gruppe 2

Tappinggeschwindigkeit im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 2 („normal alt“)

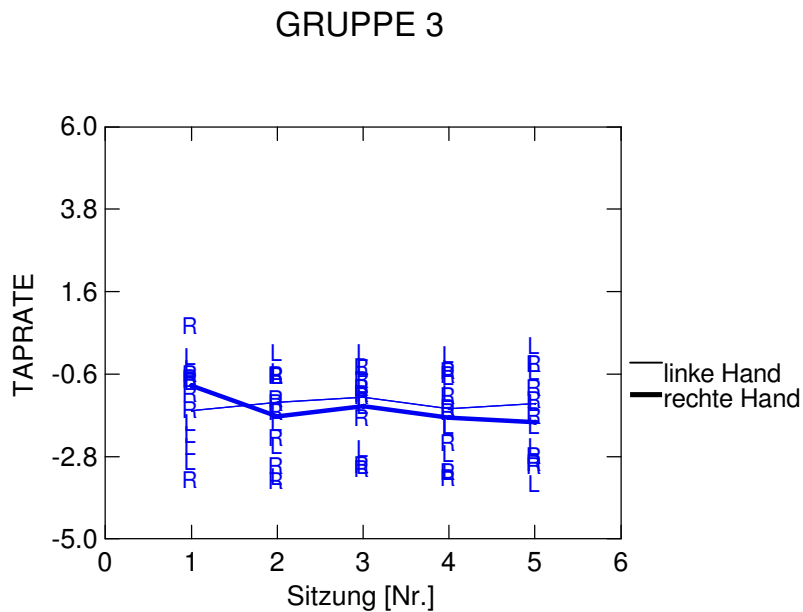


Abbildung 21: Tapping rechte/linke Hand - TAPRATE - Gruppe 3

Tappinggeschwindigkeit im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 3 („patient alt“)

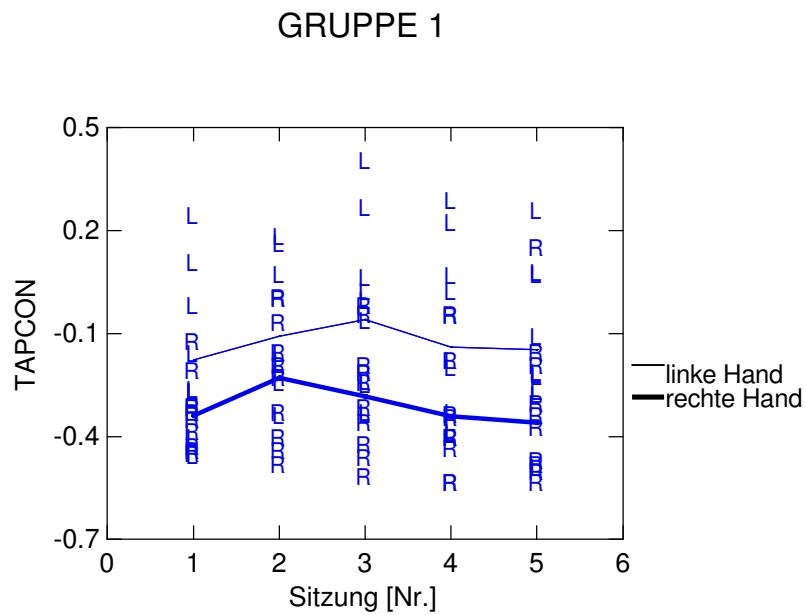


Abbildung 22: Tapping rechte/linke Hand - TAPCON - Gruppe 1

Tappingkonstanz im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 1 („normal jung“)

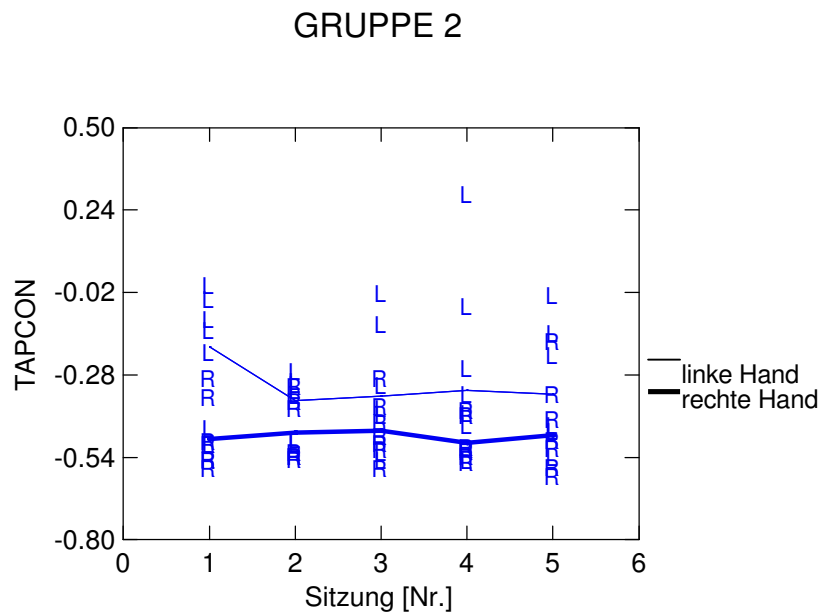


Abbildung 23: Tapping rechte/linke Hand - TAPCON - Gruppe 2

Tappingkonstanz im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 2 („normal alt“)

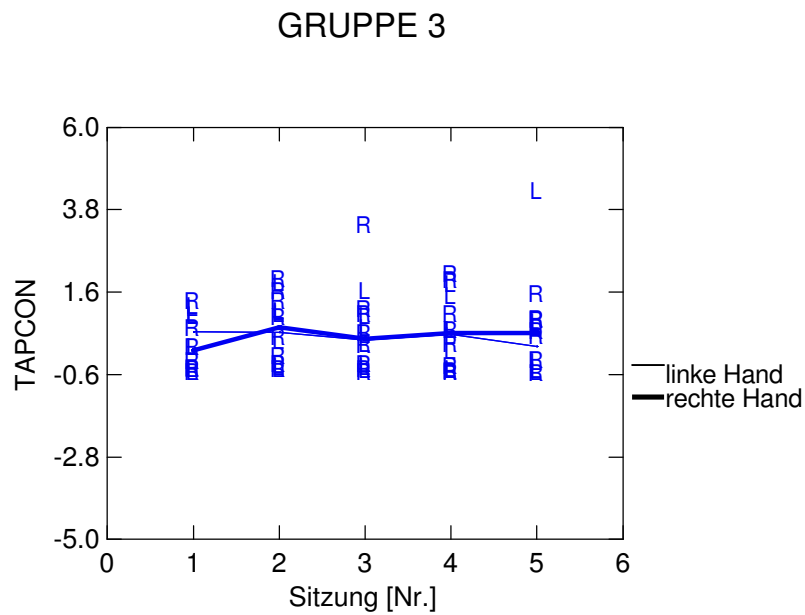


Abbildung 24: Tapping rechte/linke Hand - TAPCON - Gruppe 3

Tappingkonstanz im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 3 („patient alt“)

Die restlichen Parameter ließen keine wesentlichen Unterschiede im Lernverlauf bezüglich rechter oder linker Hand erkennen.

Auch zwischen den verschiedenen Gruppen waren hinsichtlich dieses Parameters keine großen Abweichungen festzustellen, wie nachfolgende Abbildungen veranschaulichen.

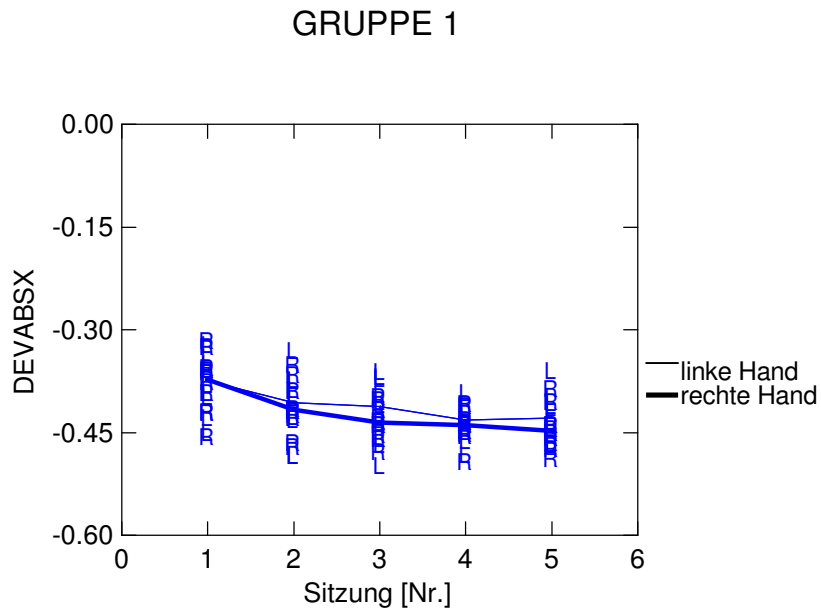


Abbildung 25: Tracking rechte/linke Hand - DEVABSX - Gruppe 1

Durchschnittliche Abweichung in x-Richtung (DEVABSX) im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 1 („normal jung“)

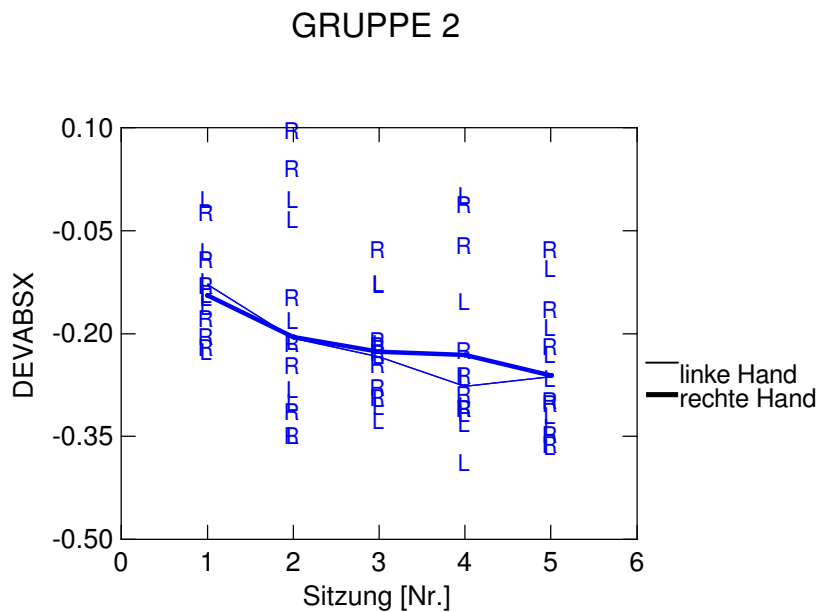


Abbildung 26: Tracking rechte/linke Hand - DEVABSX - Gruppe 2

Durchschnittliche Abweichung in x-Richtung (DEVABSX) im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 2 („normal alt“)

GRUPPE 3

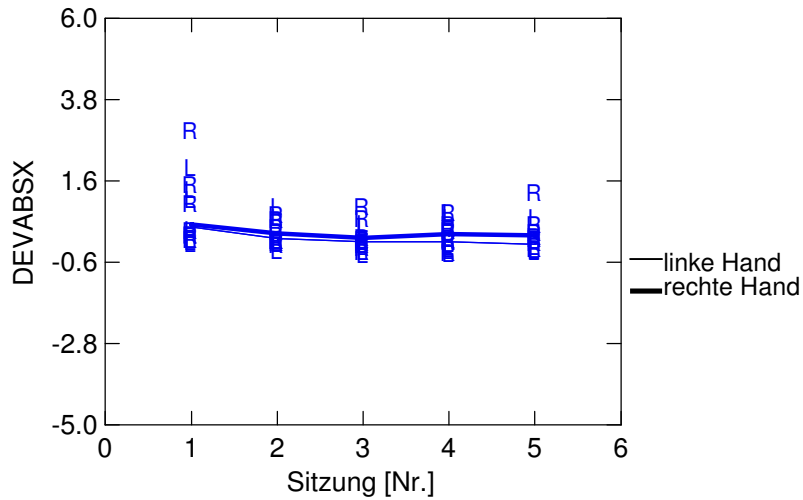


Abbildung 27: Tracking rechte/linke Hand - DEVABSX - Gruppe 3

Durchschnittliche Abweichung in x-Richtung (DEVABSX) im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 3 („patient alt“)

GRUPPE 1

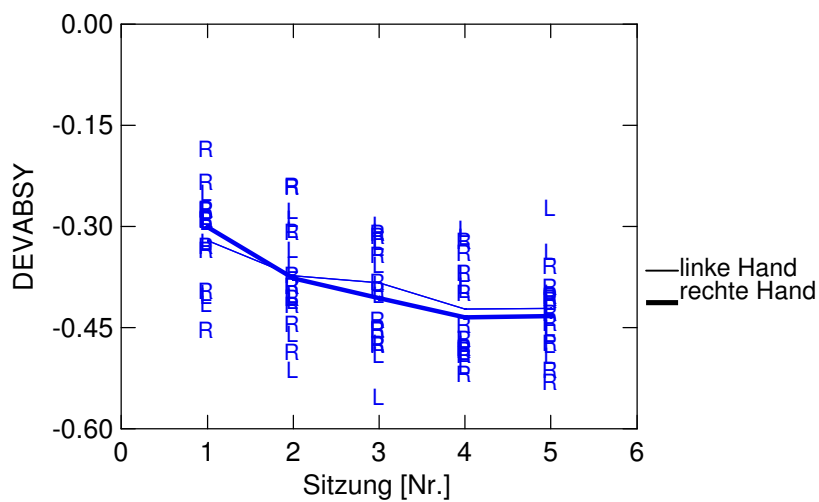


Abbildung 28: Tracking rechte/linke Hand - DEVABSY - Gruppe 1

Durchschnittliche Abweichung in y-Richtung (DEVABSY) im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 1 („normal jung“)

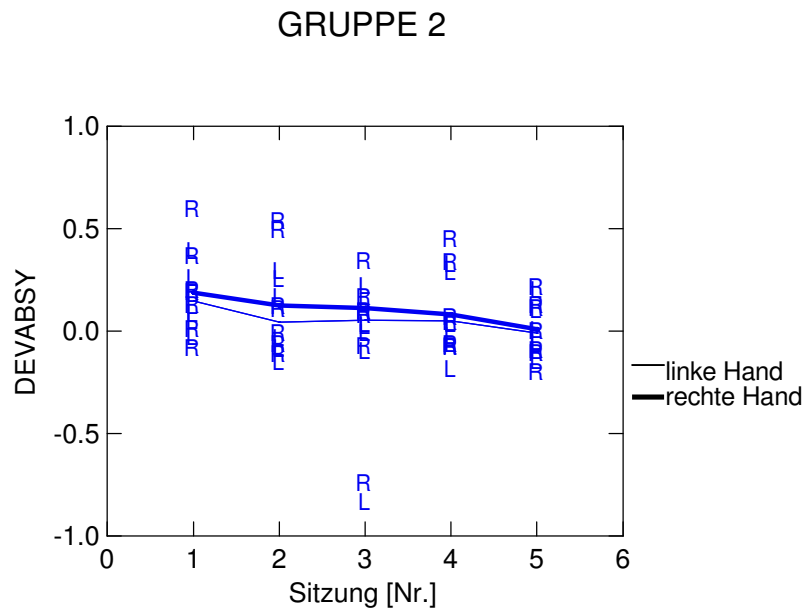


Abbildung 29: Tracking rechte/linke Hand - DEVABSY - Gruppe 2

Durchschnittliche Abweichung in y-Richtung (DEVABSY) im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 2 („normal alt“)

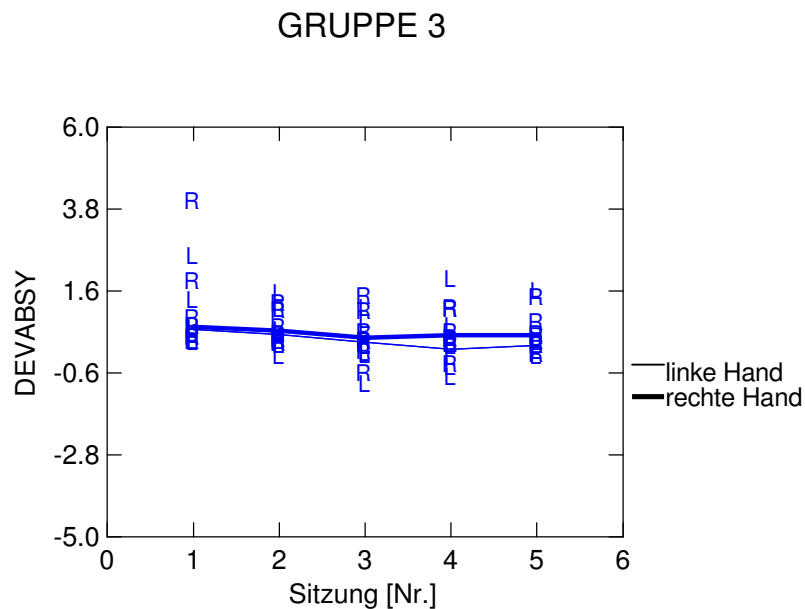


Abbildung 30: Tracking rechte/linke Hand - DEVABSY - Gruppe 3

Durchschnittliche Abweichung in y-Richtung (DEVABSY) im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 3 („patient alt“)

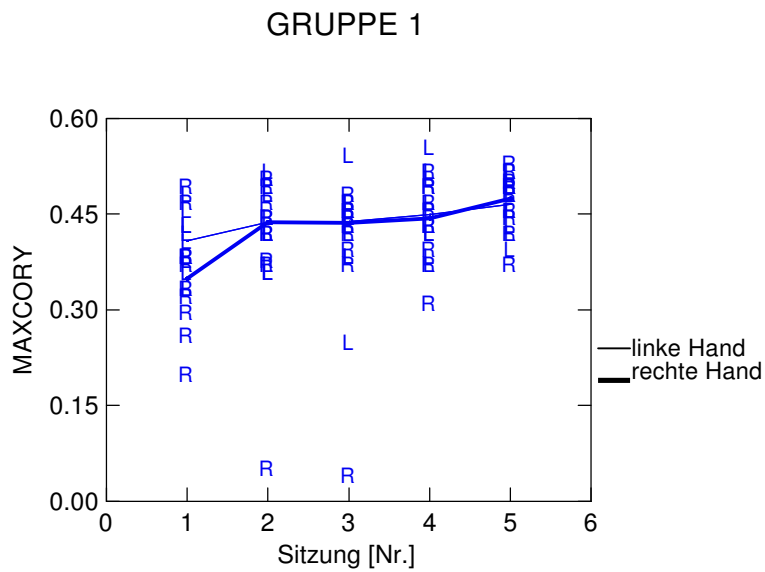


Abbildung 31: Tracking rechte/linke Hand - MAXCORY - Gruppe 1

Maximale Korrelation in y-Richtung von Verfolger und Zielsymbol bei zeitlicher Verschiebung der Mausebewegung in der y-Komponente um $t=\text{lag}$ (MAXCORY) im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 1 („normal jung“)

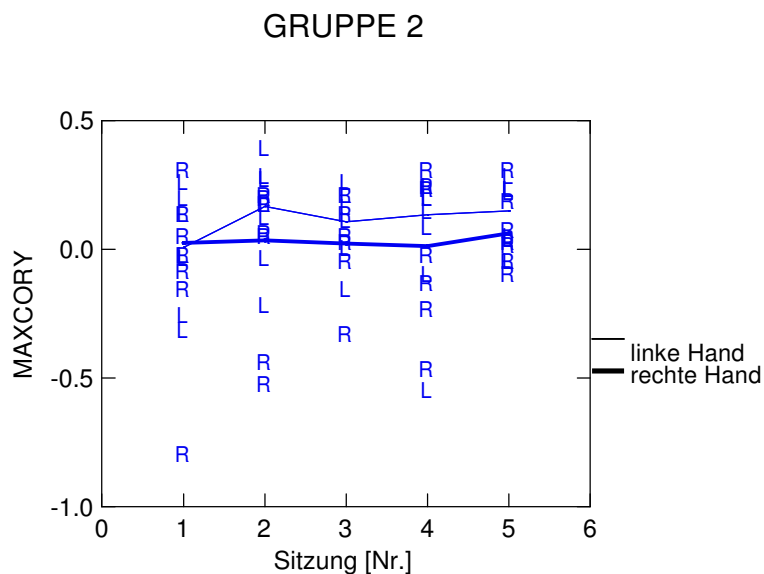


Abbildung 32: Tracking rechte/linke Hand - MAXCORY - Gruppe 2

Maximale Korrelation in y-Richtung von Verfolger und Zielsymbol bei zeitlicher Verschiebung der Mausebewegung in der y-Komponente um $t=\text{lag}$ (MAXCORY) im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 2 („normal alt“)

GRUPPE 3

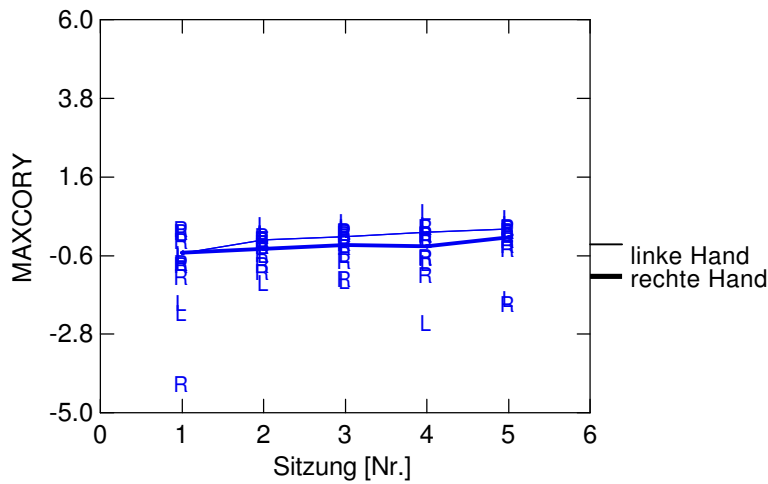


Abbildung 33: Tracking rechte/linke Hand - MAXCORY - Gruppe 3

Maximale Korrelation in y-Richtung von Verfolger und Zielsymbol bei zeitlicher Verschiebung der Mausbewegung in der y-Komponente um $t=\text{lag}$ (MAXCORY) im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 3 („patient alt“)

GRUPPE 1

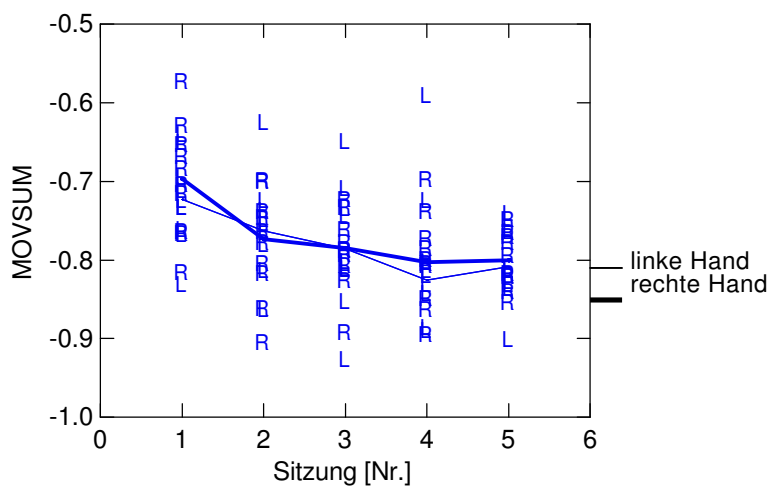


Abbildung 34: Komplexe sequentielle Bewegungen re/li Hand - MOVSUM - Gr. 1

Mittlere Bewegungszeit zwischen zwei aufeinander folgenden Punkten (MOVSUM) im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 1 („normal jung“)

GRUPPE 2

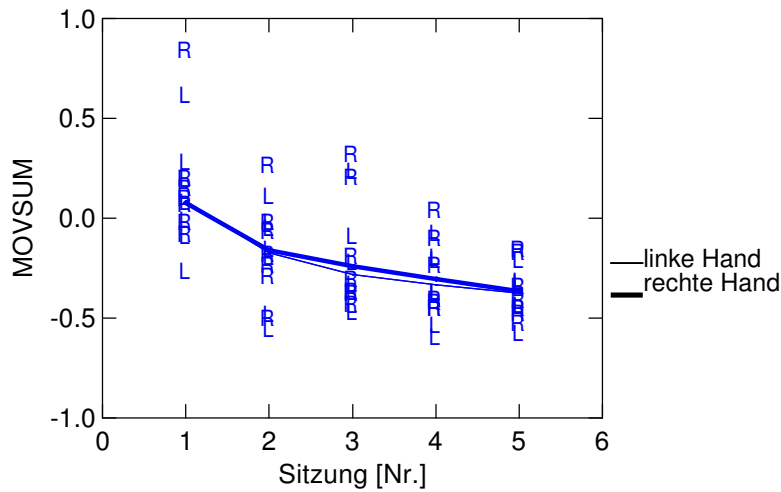


Abbildung 35: Komplexe sequentielle Bewegungen re/li Hand - MOVSUM - Gr. 2

Mittlere Bewegungszeit zwischen zwei aufeinander folgenden Punkten (MOVSUM) im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 2 („normal alt“)

GRUPPE 3

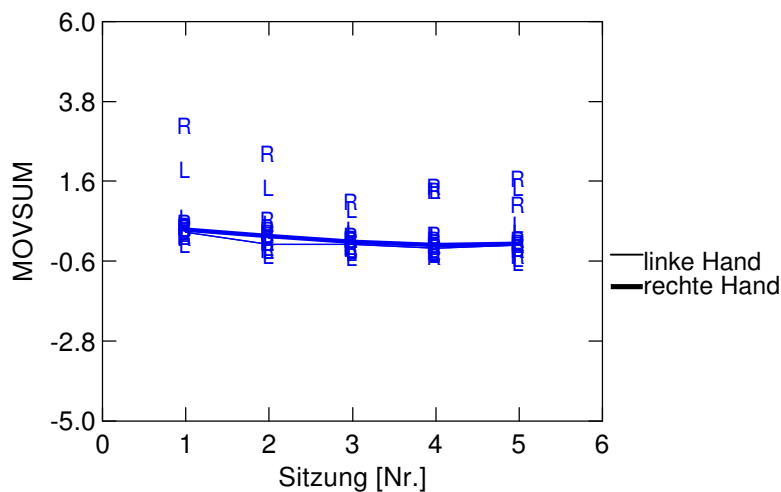


Abbildung 36: Komplexe sequentielle Bewegungen re/li Hand - MOVSUM - Gr. 3

Mittlere Bewegungszeit zwischen zwei aufeinander folgenden Punkten (MOVSUM) im Verlauf der Sitzungen differenziert nach rechter und linker Hand bei Gruppe 3 („patient alt“)

4.3.6.2 Statistische Auswertung

Der Vergleich von rechter mit linker Hand bei allen Parametern über alle Gruppen mittels Varianzanalyse (ANOVA) zeigte lediglich beim Parameter TAPRATE einen hochsignifikanten Unterschied ($p = 0.001$) (siehe Tabelle 8, S. 122 im Anhang).

Bei allen übrigen Parametern ergaben sich keine Unterschiede zwischen rechter und linker Hand.

5 DISKUSSION

Lern- und Übungseffekte können bei wiederholten Messungen mit Hilfe von unterschiedlichen objektiven Messinstrumenten nicht vermieden werden. Das beweist die Fülle von Literatur zum motorischen Lernen.

Daher ist es wichtig, bei der Anwendung derartiger Messmethoden zur Verlaufsbeurteilung eines Therapiekonzeptes zu berücksichtigen, dass die gemessenen Veränderungen beim einzelnen Patienten aus einer Kombination der therapeutischen Wirkung und eines Lerneffektes resultieren. Da also die Übungseffekte die eigentlich interessierenden Daten verfälschen, sollten sie soweit wie möglich reduziert werden. Eine Elimination der Lerneffekte wäre nur zu erreichen, wenn sie vorhersagbar wären. Eine solche Vorhersage müsste auf vorherigen Messungen bei anderen Personen und auf dem Wissen einer begrenzten Zahl von Einflussvariablen basieren. In der vorliegenden Untersuchung wurden als besonders zu berücksichtigende Variablen folgende gewählt: spezifische Aufgabe, Parameter, Sitzung, spezifische Erkrankung, Alter, rechte/linke Hand.

5.1 Diskussion des Einflusses von personenspezifischen Faktoren

Die Eigenheiten von Individuen bedingen naturgemäß unterschiedliches Verhalten in Untersuchungssituationen.

5.1.1 Charakterzüge

Der Charakter eines Menschen bestimmt u. a. sein Verhalten in bestimmten Situationen und kann auch seine Leistung positiv oder negativ beeinflussen.

Schon King et al. (1978, S. 375 - 376) berichteten über signifikante Korrelationen zwischen dem Grad der Angst und Angst als Charakterzug einer Person und der Ausführung des Finger-Tapping-Tests bei weiblichen Personen.

Bei Chavez et al. (1983, S. 927/928) beeinträchtigte zwar der Grad der ängstlichen Persönlichkeit keinen der untersuchten neuropsychologischen Tests („Trail Making Test A und B“, „WAIS Digit Span“, „WAIS Digit Symbol“, Finger-Tapping-Test) hinsichtlich erreichter Punktzahl, es stellte sich jedoch eine signifikante Zunahme der unmittelbaren Angst vor im Vergleich zu nach dem Test bei hoch ängstlichen Persönlichkeiten ein, eine Abnahme des Angstgefühls bei als wenig ängstlich eingestuften Personen. Darüber hinaus dauerte die Testuntersuchung in dieser Studie weniger als

20 Minuten, so dass ein als sehr ängstlich eingeschätzter Proband bei Durchführung von oft wesentlich länger andauernden neuropsychologischen Tests möglicherweise doch aufgrund seines Charakterzuges schlechter abschneiden könnte.

Da unsere Testung 45 Minuten in der Regel nicht überschritt, ist davon auszugehen, dass Ängstlichkeit oder Aufregung in der Testsituation beim einen mehr, beim anderen weniger, zwar vorhanden war, sich letztendlich aber auf das erreichte Ergebnis nicht nennenswert ausgewirkt haben dürfte.

5.1.2 Kondition und Motivation

Ausdauer und Belastbarkeit sind ebenso individuell unterschiedlich ausgeprägt wie die Motivation.

Wright und Payne (1985, S. 184) zogen als Erklärung für die schlechtere Leistung ihrer älteren Versuchspersonengruppe (bei „mirror tracking“ und „rotary pursuit“) beispielsweise fehlende Ausdauer, das Ziel über all die Zeit zu verfolgen, heran. Eine Alternative sehen sie auch darin, dass die Älteren weniger geneigt dazu waren zu antworten, weil sie eine vorsichtige Haltung zur Aufgabe einnahmen (zitiert wurde Botwinick, 1978). Jüngere Personen sehen dagegen vielleicht eher eine Herausforderung in der Bewältigung einer Aufgabe.

Diese Aspekte mögen auch bei unseren Ergebnissen eine Rolle gespielt haben.

5.2 Diskussion des Lerneffekts der drei Gruppen insgesamt

Ein Lerneffekt ist bei jeder Gruppe festzustellen. Auf das Ausmaß haben jedoch verschiedene gruppenimmanente Faktoren wie die Erkrankung oder das Alter unterschiedliche Einflüsse.

5.2.1 Diskussion des Lerneffekts in Abhängigkeit von der Erkrankung

Es fiel auf, dass die Gruppe der Patienten im Vergleich zu den beiden anderen Gruppen mit Personen ohne Bewegungseinschränkungen der oberen Extremitäten stets insgesamt ein niedrigeres Leistungsniveau zeigte, was zu erwarten war.

Brown et al. (1993, S. 296/297) z. B. fanden ebenso bei drei Gruppen von Patienten mit Parkinson-Erkrankung, Chorea Huntington oder Kleinhirnerkrankung jeweils ähnliche Einschränkungen in der Ausführung motorischer Fertigkeiten. Diese drei Gruppen waren signifikant langsamer (Steckbrett-Aufgabe, Finger-Tapping) als die

gesunde Kontrollgruppe. Man schloss daraus, dass erstens die beobachteten Defizite unspezifisch für jede Art der Hirnschädigung sein könnten; zweitens könnte ein gemeinsames funktionelles System bei allen betroffen sein; drittens rührten die Defizite eventuell von sehr verschiedenen Mechanismen her.

Insbesondere Patienten mit Parkinson-Erkrankung wurde in vielen Untersuchungen Aufmerksamkeit hinsichtlich ihrer motorischen Lernfähigkeit geschenkt. Jackson et al. (1995, S. 577 - 593) bestätigten in ihren Experimenten die schon in früheren Studien beobachteten Defizite von Parkinson-Patienten bei „seriellen“ Handlungsabläufen, zurückzuführen entweder auf Lernschwierigkeiten oder mangelnde Fähigkeit, dieses Wissen in Aktivität umzusetzen. Die Ergebnisse lassen eine wesentliche Rolle der Basalganglien bei diesen Prozessen vermuten. Andere hier zitierte Studien maßen auch dem Frontallappen (Bondi et al., 1991, S. 339 - 358, Goldenberg et al., 1990, S. 137 - 144, Saint-Cyr et al., 1988, S. 941 - 959), dem Nucleus caudatus (Kermadi et al., 1993, S. 352 - 356), dem Neostriatum (Aldridge et al., 1993, S. 391 - 395), dem parietalen und inferioren frontalen Cortex sowie dem Globus pallidus und dem Putamen (Seitz und Roland, 1992, S. 154 - 165) Bedeutung bei der Ausführung von erlernten Bewegungsabläufen bei.

Halsband et al. (1993, S. 243 - 266) brachten auch den supplementären motorischen Cortex damit in Zusammenhang, der Informationen in die cortico-striato-corticalen Verbindungen einfließen lässt. Die Basalganglien spielen laut Jackson et al. (1994 a, b, zitiert bei Jackson et al., 1995, S. 592) dabei in der Auswahl der sensomotorischen Ereignisse und damit der Abfolgeelemente eine entscheidende Rolle.

Personen, die an einer Erkrankung der Basalganglien, wie z. B. Morbus Parkinson, leiden, werden somit Defizite im „serial reaction time“ - Lernen aufweisen, insbesondere bezogen auf Informationen über die Reihenfolge des Ablaufs. Eine andere Studie (Schnider et al., 1995, S. 492) widerlegte zwar die Vermutung, die Vorstellung eines Bewegungsablaufs in Bezug auf Geschwindigkeit und Zeitschätzung sei bei Parkinson-Patienten nicht intakt, stellte jedoch dennoch fest, dass die Geschwindigkeit, einen Bewegungsablauf korrekt vorherzusagen, im Gegensatz zu einer gesunden Kontrollgruppe mit der Anzahl der Übungen nicht zunahm. Daraus schloss man ein generelles Defizit dieser Patienten, die Geschwindigkeit der Informationsverarbeitung bei Aufgaben, die die Vorwegnahme von Ereignissen erfordern, zu erhöhen.

Defizite bei der Ausführung von Tests für motorisches Lernen bei Parkinson-Patienten zeigten auch schon frühere Untersuchungen (Frith et al., 1986, S. 661 - 668, Harrington et al., 1990, S. 323 - 339; Hicks et al., 1970, S. 377 - 396 gaben einen Überblick über mehrere Studien dazu; Bowen et al., 1972, S. 32 - 39, Cassell et al., 1973, S. 815 - 826, Flowers, 1978, S. 19 - 34, siehe im Kapitel „Stand der Forschung“), selbst wenn die Patienten Vorinformationen über das Ausmaß oder die Richtung der geforderten Antworten erhielten (Bloxham et al., 1984; S. 371 - 384, Sheridan et al., 1987, S. 1247 - 1271), wie es auch bei uns der Fall war. Frith et al. (1986, S. 666) erklärten sich das damit, dass Gesunde explizit gegebenes Wissen zur Aufgabe besser nutzen können als Parkinsonpatienten.

Immer wieder kamen verschiedene Autoren (z. B. Cassell et al., 1973, S. 824), wie auch wir bei der Patientengruppe, zu dem Ergebnis, dass trotz Verbesserungen im Verlauf die Endleistung der Normalpersonen nicht erreicht wird. Frith et al. (1986, S. 666) führten den dennoch zu beobachtenden Lerneffekt bei Parkinsonpatienten auf den Automatisierungseffekt nach Fitts und Posner (1967, siehe oben) innerhalb des Lernprozesses zurück.

Auch bei an Chorea Huntington Erkrankten konnte festgestellt werden, dass sie im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe signifikant weniger lernfähig bei einer motorischen Aufgabe waren (Heindel et al., 1988, S. 141 - 147, insb. S. 144), obwohl sich bei dieser Untersuchung die Ausgangsleistungen aller Gruppen nicht signifikant voneinander unterschieden wie bei uns. Die mangelnde Lernfähigkeit hing dabei nicht mit der Schwere ihrer Körperbehinderung zusammen. Eine Dysfunktion oder ein Schaden am Neostriatum (Heindel et al., 1988, S. 145) schien mit Defiziten bei der Erlangung motorischer Fähigkeiten verbunden zu sein. Bei Chorea Huntington besteht ebenfalls eine Degeneration und damit Dysfunktion der Basalganglien. Durch thalamocortikale Projektionen zum Pyramidalen System scheint das Neostriatum zusammen mit anderen subcorticalen Elementen des extrapyramidal motorischen Systems (Pallidum, Substantia nigra, Nucleus subthalamicus) das willkürliche motorische Verhalten indirekt zu beeinflussen, insbesondere bei der Übermittlung genereller Strategien für die Bewegung zur tatsächlichen Ausführung. Die mangelnde Fähigkeit von Chorea-Huntington-Patienten solche Programme zu entwickeln mag verantwortlich sein für ihre Lernschwierigkeiten. Durch Verbesserung ihrer Strategie Fehler zu korrigieren konnten sie zwar, wie wir auch in unserer Studie bei den Pati-

enten allgemein beobachteten, insgesamt einen gewissen Leistungsanstieg verzeichnen, erreichten aber nicht das Niveau der Kontrollgruppe, da ihnen die gedankliche Vorwegnahme eines Bewegungsablaufs, also die von den Gesunden praktizierte Methode, nicht möglich war (Heindel et al., 1988, S. 146).

Die Studie von Knopman und Mitarbeitern (1991, S. 245 - 254) zeigte ebenfalls, dass Chorea-Huntington-Patienten im Lernen von Vorgehensweisen im Vergleich zu Gesunden Defizite aufweisen: Was die Reaktionszeit betrifft, so waren die Personen der Kontrollgruppe, wie auch bei unserer Untersuchung, insgesamt schneller. Allerdings erreichten die Patienten eine größere Abnahme der Reaktionszeit im Verlauf der Sitzungen (Knopman et al., 1991, S. 248). Ferner erzielten die Patienten selbst nach 600 Versuchen nicht den Präzisionsgrad, den die Probanden nach den ersten 100 Versuchen bereits erlangt hatten. Die Ergebnisse insgesamt gesehen ließen den Schluss zu, dass die Chorea-Huntington-Patienten (mit einzelnen Ausnahmen) im Vergleich zur Kontrollgruppe sowohl im Sequenz-spezifischen Lernen als auch bei der Reaktionszeitmessung schlechter waren. Diese Beobachtung stimmt mit unseren Befunden bei den Patienten überein, unter denen sich jedoch nur einer mit Chorea Huntington befand. Knopman und Mitarbeiter wiesen auf die Rolle des Striatums hin, insbesondere des Nucleus caudatus sowohl bei nicht motorischen kognitiven Aktivitäten als auch bei der Ausführung motorischer Fertigkeiten (Knopman et al., 1991, S. 252). Und gerade diese Teile des Gehirns sind von den neuropathologischen Veränderungen bei Chorea Huntington betroffen. Eine Auswirkung davon könnte die verminderte Fähigkeit entweder zu erhöhter Aufmerksamkeit oder sich Zugang zu einfachen Bewegungsprogrammen zu verschaffen sein. Eine andere Erklärungsmöglichkeit nach Knopman und Mitarbeitern wäre eine gestörte Rückmeldung infolge von Ungenauigkeiten bei den Antworten, was die Aneignung von Wissen erschwert haben könnte.

Heindel et al. (1989, S.585/586) sahen, wie bereits erwähnt, u. a. eine signifikant schlechtere Lernleistung der Chorea-Huntington- und Parkinson-Patienten bei einer „pursuit rotor“- Aufgabe im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe. Im Gegensatz zu unserer Untersuchung beobachteten sie jedoch keinen signifikanten Unterschied in der Ausgangsleistung der Gruppen. Sie führten die Schwierigkeit der Patienten motorische Fertigkeiten zu erlangen eher auf einen integralen Bestandteil ihrer Demenz als auf eine Widerspiegelung der ursprünglichen motorischen Unzulänglichkeit zu-

rück. Das schwer beeinträchtigte corticostriatale System der Chorea-Huntington-Patienten ist eventuell dafür verantwortlich.

Sanes et al. (1990, S. 170) stellten fest, dass Patienten mit cerebellärer Atrophie Schwierigkeiten haben, sich motorisch anzupassen. Bewegungszeit und Bewegungsflüssigkeit verbesserten sich weniger als bei den Normalpersonen (Sanes et al., 1990, S. 115). Beppu et al. (1984, S. 792) sahen ebenfalls bei Patienten mit cerebellärer Ataxie eine allgemein verzögerte Reaktionszeit bei einer langsamen, Genauigkeit erfordernden Bewegung. Sie konnten zeigen, dass das Cerebellum an der Erzeugung motorischer Befehle für willentliche und visuell kontrollierte Bewegungen beteiligt ist (Beppu et al., 1984, S. 802/804).

5.2.2 Diskussion des Lerneffekts in Abhängigkeit vom Alter

Im Vergleich der Gruppen war ein weiterer wichtiger Aspekt neben einer Erkrankung das Alter der Probanden, das ebenfalls die Lernleistung insgesamt beeinflusste. In unserer statistischen Auswertung zeigte sich sogar ein hochsignifikanter Einfluss für jeden Parameter.

In der Dissertation von Zauner (1994, S. 68 - 73) wurden bereits die Einflüsse des Alters auf die unterschiedlichen Aufgaben unseres Computerprogramms näher beleuchtet: Bei den Pursuit-Tracking-Aufgaben zeigten sich Abweichungsmaßzahlen und Korrelationswerte mit steigendem Alter, besonders aber jenseits des 60. Lebensjahres, zunehmend schlechter, was einer multifaktoriellen Ursache (u. a. „nachlassende feinmotorische Leistung mit der Zunahme der Größe der motorischen Einheiten“) zugeschrieben wurde. Der Bewegungsumfang („Overshootquotient“) nahm mit steigendem Alter ebenfalls zu, was als Streben nach höchster Bewegungsgenauigkeit interpretiert wurde. Zauner ging auch von einer Zunahme der Reaktionszeit zwischen 50. und 60. Lebensjahr aus, ebenso von einer mit steigendem Alter zunehmenden Bewegungszeit.

Auch Stelmach et al. (1986, S. 43 - 45) stellten bei ihrer Untersuchung eine längere Reaktions- und Bewegungszeit sowie langsamere Informationsübertragungsrate und eine größere Fehlerzahl bei der älteren Personengruppe (65 bis 75 Jahre) fest. Zurückzuführen sei dies auf Veränderungen der sensorischen und/ oder zentralen Verarbeitungsprozesse sowie z. T. der Prozesse, die bei der Spezifizierung der Bewegungsrichtung beteiligt sind. Stelmach et al. nahmen an, ältere Leute verfügten über einen langsameren, weniger effizienten Organisationsprozess, der zur Antwort

führte, wenn sie die Antwort nicht im Voraus vorbereiten konnten oder die Informationsmenge zunahm.

Die Tappingrate nahm bei Zauner ab ca. dem 20. Lebensjahr deutlich ab, die Tappingkonstanz blieb aber relativ gleich (Zauner, 1994, S. 74).

Bei Erstellung der Normierungsdaten zur sog. Motorischen Leistungsserie nach Schoppe (Sturm und Büssing, 1985, S. 236) stellte sich für jeden Untertest (statische Bewegungsruhe, „Linien nachfahren“, „Aiming“, Tapping) ebenfalls ein signifikanter Unterschied zwischen den Altersgruppen, besonders zwischen den 60- bis 72-Jährigen zu den jeweils anderen heraus.

Sharpe und Sylvester (1978, S. 467) führten die schwächere Leistung ihrer älteren Probanden (65 bis 77 Jahre) im Vergleich zu den jüngeren (19 bis 32 Jahre) bei einem Zick-Zack-Muster folgenden Bewegungen der Augen (größere Verzögerung, geringere Geschwindigkeit) auf die mit dem Alter einhergehende Nervensystemdegeneration sowie u. a. cerebrale kortikale Atrophie, Verlust von Purkinje-Zellen im Kleinhirn und Degeneration der äußeren Augenmuskeln zurück.

Ähnlich unserer Studie untersuchten Boucsein et al. (1993, S. 213 - 225) eine Gruppe von Älteren (durchschnittlich 65,1 Jahre alt), Jüngeren (durchschnittliches Alter 24,4 Jahre) und Parkinson-Patienten (Durchschnittsalter 62,9 Jahre) und stellten wie wir signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen fest: Das Maß an Lernleistung war bei beiden gesunden Gruppen auf einem höheren Niveau als bei den Patienten, obwohl jede Gruppe eine gewisse Leistungssteigerung zeigte. Dies stimmt exakt mit unserer Beobachtung überein. Beim Erlernen einer neuen, jedoch auf demselben Lernprinzip beruhenden Aufgabe zeigte die Gruppe der Jüngeren bei Boucsein et al. (1993, S. 217) eine signifikant schnellere Bewältigungsstrategie als die beiden älteren Probandengruppen. Beide Male handelte es sich um eine „behavioral discrimination-learning task“, bei der einem bestimmten Symbol (aus fünf verschiedenen) ein zugeordneter Ton nach Drücken eines Schalters folgte.

In unserer Untersuchung trat die Gruppe der gesunden jungen Personen (mit einer Ausnahme) ebenfalls stets als beste hervor, wobei sich das Ergebnis der älteren Kontrollgruppe auf einem niedrigeren Niveau, aber „parallel dazu“ befand, insbesondere bei den Parametern DEVABSX, OVSHOQU. Bei anderen Parametern wiederum (DEVABSY, MAXCORY und MT80) ließ sich der Einfluss von Alter und Erkrankung nicht eindeutig zuordnen. Schließlich sahen wir wieder bei anderen Parametern (TAPRATE, LGMCORY, MOVSUM und RT10) eine eindeutig schlechtere Leistung

der beiden älteren Gruppen. Bei Boucsein et al. (1993, S. 220) waren die altersbedingten Unterschiede insgesamt evidenter als diejenigen, die durch die Erkrankung bedingt waren. Wir konnten diesbezüglich keinen allgemein überwiegenden Einflussfaktor nennen, die Ergebnisse unterschieden sich von Parameter zu Parameter.

Boucsein et al. nahmen unterschiedliche Muster der Wissensaneignung bei jüngeren und älteren Personen an: ein mehr auf Einsicht beruhender versus ein mehr auf „Versuch und Irrtum“ basierender Lernprozess. Das heißt, Ältere sind nicht viel schlechter im Erlernen der Grundaufgabe, aber unfähig, das zugrundeliegende Prinzip genauso schnell zu erkennen wie Jüngere.

Edwards und Lee (1985, S. 286 - 290) untersuchten bei einem unseren komplexen sequentiellen Aufgaben ähnlichen Experiment (10- bis 12-jährige Jungen sollten drei Holzbarrieren in Zick-Zack-Reihenfolge in vorgegebener Zeit umstoßen) den Erfolg von angeleitetem Erlernen im Vergleich zu „Versuch und Irrtum“. Dabei stellten sie fest, dass die Gruppe mit Anleitung, wie die Aufgabe am besten durchführbar sei, eine signifikant bessere Leistung bei der Ausführung zeigte, jedoch sich weniger effektiv an eine neue ähnliche Aufgabe anpassen konnte. Anhand dieser Studie kann man erkennen, dass auch die „Versuch-Irrtum-Methode“ ihre Vorteile hat.

Dies könnte auch eine Erklärung dafür sein, dass bei unserer Untersuchung die Gruppe der jungen Personen bei der (im Vergleich zur vorherigen „pursuit tracking“-Aufgabe) neuen ballistischen Aufgabe, was die Reaktionszeit (RT10) betrifft, weit vor den beiden älteren Personengruppen im Ergebnis rangierte. Ebenso lagen die Jüngeren beim Parameter MOVSUM der komplexen sequentiellen Aufgaben weit vorne. Andererseits zeigte sich keine solche eindeutige Abgrenzung der Jüngeren bei der ebenfalls „neuen“ sich anschließenden Tappingaufgabe. Hier lag sogar die Gruppe der älteren Personen mit dem besten Ergebnis (beim Parameter Tappingkonstanz) vor den Jüngeren. Dennoch war der Unterschied zwischen „jung“ und „alt“ bzw. zwischen „gesund“ und „krank“ für beide Tapping-Parameter hochsignifikant (siehe Tabelle 5, S. 119 im Anhang).

Auch die Untersuchung in der Promotionsarbeit von Zauner mit dem gleichen Computerprogramm fand (Zauner, 1994, S. 74), dass die mit zunehmendem Alter abnehmende Tappingrate mit – im Vergleich zu jüngeren Versuchspersonen – verlängerten, aber insgesamt relativ gleich langen Tappingintervallen, einherging. Bei uns war dieses Ergebnis für die Gleichmäßigkeit der Bewegung, ebenso wie bei Shimoyama et al. (1990, S. 683), wesentlich besser bei gesunden Personen als bei

den Patienten: Ungleich große Tappingintervalle fielen Shimoyama et al. bei an Parkinson Erkrankten, cerebellär oder hemiparetisch beeinträchtigten Personen auf. Deren Ansicht nach konnte man durch die mit dem Alter zwar abnehmende Tappinggeschwindigkeit, aber insgesamt höhere Tappingkonstanz, die gesunde von den kranken Personengruppen unterscheiden, jedoch nicht die einzelnen Erkrankungsgruppen voneinander trennen. Diese Feststellung ist im Hinblick auf unsere Schlussfolgerungen von entscheidender Bedeutung.

Wright und Payne (1985, S. 184) erklärten sich die schlechtere Leistung ihrer älteren Probandengruppen (57 bis 86 Jahre) bei „mirror tracking“ und „rotary pursuit“ damit, dass sie sich auf Hull's Konzept der reaktiven Inhibition (1943) stützten. Dieses besagt, dass das Bemühen um Antworten negative Motivation (= reaktive Inhibition) hervorruft, die sich mit Übung anhäuft und dabei die Ausführungen behindert, bei Pausen aber spontan abklingt und z. T. in Erinnerung umgewandelt wird, so dass die Leistung danach dementsprechend steigt. Das heißt, sie nahmen an, Ältere reagierten weniger aktiv und weniger häufig auf die sich ständig ändernde Position des Ziels, produzierten daher weniger „reaktive Inhibition“, die in Erinnerung übergehen könnte.

Ältere Erwachsene sind möglicherweise auch langsamer in der Verarbeitung von Informationen und in den Bewegungen vorausgehenden vermittelnden Aktivitäten (zitiert wurde von Wright und Payne, 1985, auf S. 184 Welford, 1958, und Welford, 1977). Jede dieser Erklärungen kann auch für unsere Studie herangezogen werden. Darüber hinaus fanden Wright und Payne, dass jüngere Erwachsene (18 bis 22 Jahre) mehr von Übungen profitierten als ältere, besonders bei zwischenzeitlichen Pausen. Wenn man theoretisch zwischen Lernen und Ausführung keinen Unterschied machte, hieße das nach Ansicht der Autoren, dass sich hier ein Lerndefizit der Älteren zeigte. Unterscheidet man jedoch hier, könne man nicht sagen, ob das Alter den Lernprozess ebenso beeinträchtigte wie die Leistung.

Pratt et al. (1994, S. 325 - 334) verglichen auch jüngere (18 bis 24 Jahre) und ältere Erwachsene (62 bis 69 Jahre), die durch Rotationsbewegungen ihres rechten Handgelenks (hielten einen Stab) einen Cursor von einer Start- zu einer Zielposition möglichst schnell bewegen sollten (zehn Blocks von je zehn Übungen). Da schnelle gezielte Bewegungen oft aus zwei Komponenten bestehen (von Woodworth 1899 bereits erstmals identifiziert, siehe oben), einer anfänglichen „ballistischen“ Bewegung (während derer der Arm überwiegend zum Ziel bewegt wird) gefolgt von einer

späteren „korrigierenden“ Bewegung (während derer Korrekturen gemacht werden, um am oder nahe dem Ziel den Arm stoppen zu können), wurden diese ebenfalls näher untersucht. Die Ergebnisse zeigten, dass die Älteren, wie bei uns, längere Bewegungszeiten benötigten als die Jüngeren, fast ausschließlich aufgrund längerer „korrigierender“ Bewegung. Bei Gesunden nimmt letztere Bewegungskomponente hingegen mit der Übung ab (Abrams und Pratt, 1993, S. 296). Einige Autoren (Pratt et al., 1994, zitieren auf S. 333 z. B. Rabbitt, 1979, S. 305 - 311, Salthouse und Somberg, 1982, S. 59 - 63; Zauner, 1994, S. 71) vermuteten, dass ältere Erwachsene mehr auf Genauigkeit als auf Geschwindigkeit bei ihren Leistungen achten.

Howard und Howard (1989, S. 359) erhielten bei einer „serial reaction-time task“ u. a. ebenso das Ergebnis, dass die älteren Personen (im Durchschnitt 71 Jahre) bei der Durchführung der Aufgabe mehr Genauigkeit zeigten als die jüngeren (durchschnittlich 22 Jahre).

Auch wir erklärten uns damit das Ergebnis bei der Tappingaufgabe (siehe weiter unten im Text). Eine solche Strategie würde zu einer vergrößerten „korrigierenden“ Bewegungszeit führen, um ein Maximum an Zielpunkten seitens der Älteren zu erreichen. Pratt et al. (1994, S. 329) fanden jedoch mehr erreichte Zielpunkte bei den jüngeren Erwachsenen, obwohl diese weniger Zeit für die zweite Bewegungskomponente aufwandten. Daher erscheint o. g. Hypothese hier fraglich.

Eine alternative Erklärung für die verlängerte „korrigierende“ Bewegungszeit der Älteren könnte sein, dass sie mehr Zeit benötigen, um Feedback-Informationen zu verarbeiten, auf denen die zweite Bewegungskomponente basiert. Die einfachste Erklärung bleibt die weiter unten näher beschriebene beeinträchtigte Fähigkeit, adäquate Muskelkräfte zu entwickeln (Pratt et al., 1994, S. 334).

Mit der Übung nahm jedoch bei beiden Gruppen die Bewegungszeit ab (Pratt et al., 1994, S. 328), was auch wir beobachteten. Übung hatte bei den älteren Personen keinen Einfluss auf die zwei o.g. Unterkomponenten der Bewegung, bei den jüngeren Probanden dagegen schon: Sie verbrachten, relativ gesehen, immer mehr Zeit mit dem „ballistischen“ und immer weniger Zeit mit dem „korrigierenden“ Bewegungsteil. Pratt et al. interpretierten das als Verbesserung in der Fähigkeit, mit zunehmender Übung Feedback-Informationen effektiver zu verarbeiten und zu nutzen und so weniger Zeit für die „korrigierenden“ Bewegungen zu benötigen (Pratt et al., 1994, S. 333). Es könnte allerdings auch sein, dass Feedback im Laufe der Übungen weniger erforderlich war. Das heißt also, die Bewegungsausführung wurde nur bei den Jün-

geren durch Übungseffekte beeinflusst. Das könnte nach Ansicht von Pratt et al. (1994, S. 331) bedeuten, dass ältere Menschen nicht fähig sind, die Dauer ihrer Subkomponenten der Bewegung nach Übung einer Aufgabe für schnelle gezielte Armbewegungen zu modifizieren, zumal dies auch nach Verdoppelung auf 200 Übungsversuche bei einer älteren Probandengruppe (64 bis 78 Jahre) von Pratt et al. nicht beobachtet wurde. Sie erfuhren im Laufe der Übung keine Verbesserung in ihrer Fähigkeit, Feedback-Informationen zu nutzen.

Die kinematischen Eigenschaften der von älteren und jüngeren Personen produzierten Bewegungen unterschieden sich auch dahingehend, dass die älteren wesentlich weniger Weg in der „ballistischen“ Bewegung zurücklegten im Vergleich zu ihren jüngeren Kollegen (Pratt et al., 1994, S. 330). Pratt et al. (1994, S. 333) führten das auf eine verminderte Fähigkeit der Älteren zurück, schnell einen hohen Kraftaufwand in den Armmuskeln zu erzeugen. Interessanterweise wurde dieses Defizit nicht durch eine Zunahme der „ballistischen“ Bewegungszeit kompensiert. Stattdessen hielten die Älteren die Zeiteinteilung ähnlich zu der der Jüngeren aufrecht. Das ließe vermuten, dass der Zeitaufwand für die „ballistische“ Subkomponente entscheidend ist und nur für die Dauer programmiert wird, die zur Erlangung von Feedback-Informationen, die wiederum Korrekturen ermöglichen, erforderlich ist. Da die „ballistischen“ Bewegungszeiten von älteren und jüngeren Studienteilnehmern gleich waren, würden nach dieser Hypothese die älteren demnach offensichtlich versuchen, Feedback in der gleichen Zeit zu erhalten wie die jüngeren. Eine Konsequenz der verkürzten ersten Bewegungskomponente waren vermehrt auftretende Fehler bei der zweiten Komponente, deren Weganteil sich dadurch verlängerte im Vergleich zu den jüngeren. Die jüngeren Probanden verbrachten ungefähr gleich viel Zeit in der ersten und zweiten Bewegungskomponente, obwohl sie ca. 70% des gesamten zurückzulegenden Weges während der „ballistischen“ Komponente absolvierten. Pratt et al. interpretierten diese Beobachtung so: Die Jüngeren nutzten die erste Bewegungskomponente, um den Großteil der Distanz zum Ziel in relativ kurzer Zeit zu überbrücken.

Mit der Übung wurden die Bewegungszeit und die Bewegung selbst weniger variabel (Pratt et al., 1994, S. 329) und die Genauigkeit, das Ziel zu erreichen, nahm zu. Die jüngeren Erwachsenen zeigten, wie bei uns, weniger variable Werte (für Bewegungszeit und beide Bewegungskomponenten) als die Älteren.

Zusammengefasst ergaben die Studien von Pratt et al. (1994, S.331 - 334), dass die Prinzipien, die der Bewegungskontrolle älterer Erwachsener unterliegen, sehr verschieden sein können von denen, die die Bewegungen jüngerer Erwachsener leiten, und somit die Bewegungen der Älteren nicht einfach langsamere Versionen der Bewegungsausführungen der Jüngeren sind. Die Älteren machten nicht die für die Jungen typischen Bewegungen mit schneller Weggewinnung zu Beginn, sondern bewegten sich langsamer und verwandten mehr Zeit darauf, kurz vor dem Ziel letzte Korrekturen auszuführen.

Ob man Alterseffekte überhaupt beobachten kann, hängt wenigstens zu einem gewissen Teil auch davon ab, wie Gedächtnisleistung und Lernerfolg gemessen werden (Howard und Howard, 1989, S. 364): Howard und Howard fanden bei indirekter Messung (das heißt Zeitdauer bis zur Antwort bei beliebiger Testreihenfolge minus Zeitdauer bis zur Antwort bei geübter Reihenfolge nach 40 Wiederholungen) keine signifikanten Altersunterschiede im Gegensatz zu den Ergebnissen bei direkter Messung (Prozentzahl richtiger Antworten bei aktiver Reproduktion der Reihenfolge), wo die Älteren den Jüngeren deutlich unterlegen waren (Howard und Howard, 1989, S. 362). Daraus schlossen sie, dass ältere Menschen besonders bei den Aufgaben Schwierigkeiten haben, die überlegtes und bewusstes „sich in Erinnerung rufen von Geschehnissen der Vergangenheit“ erfordern, auch dann, wenn keine aufwändige Gedächtnisleistung nötig ist (wie in einer seriellen Reaktionszeit-Aufgabe) oder sie sich einer gewissen Reihenfolge bewusst waren. Die älteren Probanden waren den jüngeren in der Nutzbarmachung dieser bewusst gewordenen Reihenfolge unterlegen.

Insgesamt gesehen stellte unser Computerprogramm auch eine Reihenfolge an Aufgaben dar, so dass diese Erklärung für das schlechtere Abschneiden unserer älteren Versuchspersonen durchaus herangezogen werden kann, obgleich dies nicht den größeren Lerngewinn der Älteren insgesamt verständlich machte.

Howard und Howard (1989, S. 360) stellten daneben, wie wir, fest, dass Übungseffekte bei älteren wie jüngeren Studienteilnehmern auftraten, wobei die Antwortzeiten der Älteren länger dauerten, aber im Laufe der Übungen (40 Wiederholungen) abnahmen. Das Ausmaß dieser Übungseffekte variierte signifikant mit der Länge des Musters (bei kürzerer Abfolge größere Effekte), aber nicht mit dem Alter. Unsere Ergebnisse diesbezüglich waren von Parameter zu Parameter unterschiedlich, so dass keine einheitliche Vorhersage getroffen werden konnte.

Auch Harrington und Haaland (1992, S. 430) untersuchten ältere (im Durchschnitt 77 Jahre) im Vergleich zu jüngeren (20 Jahre) Personen mit Hilfe einer „serial reaction-time“-Aufgabe und sahen im Laufe der Übungsblöcke (vier mal 100 Versuche), dass die Jüngeren eine schnellere Lernrate als die Älteren aufwiesen, jedoch auch ein klares Plateau erreichten. Die Leistungsebene der jüngeren Probanden wurde, wie bei uns, zu keinem Zeitpunkt während der Übungen von den älteren erreicht. Harrington und Haaland (1992, S. 432) konnten zeigen, dass bei den älteren Versuchspersonen sowohl „implizites“ (hier unbewusstes Wissen um die zeitliche Abfolge) als auch „explizites“ (hier Bewusstwerden/Entdeckung der Reihenfolge) Gedächtnis beeinträchtigt waren. Sie lernten, nach Ansicht der Autoren, vorwiegend nicht für die Aufgabe spezifisches und zeitenvermindertes sequenzspezifisches Lernen im Vergleich zu den Jüngeren (Harrington und Haaland, 1992, S. 428). Harrington und Haaland (1992, S. 433) stellten die Hypothese auf, dass diese Defizite aus der mangelhaften integrativen Verarbeitung von Informationen aus Wahrnehmung und Kontext resultieren könnten, ungeachtet evtl. einbezogener Reflektionsprozesse. Eine bei älteren Menschen verlangsamte Verarbeitungsgeschwindigkeit unter Zeitdruck mag dafür verantwortlich sein.

5.2.3 Diskussion des Lerneffekts in Abhängigkeit von Gehirnläsionen

Sharpe und Silvester (1978, S. 465) stellten bereits in der Einleitung ihrer Veröffentlichung fest, dass „smooth pursuit“ einen sensitiven Parameter der Gehirnfunktion und „defective pursuit“ ein häufiges Zeichen einer cerebralen, cerebellären oder Hirnstammerkrankung darstellt. Ein Teil unserer Patienten wies einen linkshemisphärischen Insult auf. Mehrere frühere Untersuchungen beschäftigten sich bereits mit den Einschränkungen motorischer Fertigkeiten bei dieser Patientengruppe:

Haaland und Delaney (1981, S. 18 - 24) sahen in einer vergleichenden Studie, dass Schlaganfallpatienten, insbesondere linkshemisphärisch betroffene, größere, der Läsion contralaterale Beeinträchtigungen aufwiesen als Tumorpatienten; alle Gruppen aber, unabhängig von der Art der Schädigung des Gehirns (Tumor oder Schlaganfall rechts oder links), erbrachten eine signifikant geringere durchschnittliche Leistung als die Kontrollgruppe bei allen Aufgaben (Kraft des Händedrucks, Fingertapping, statische und vertikale Bewegungsruhe, Labyrinth und Steckbrettaufgaben). Dies galt für die Hand contralateral zur Läsion, ipsilateral nur für die Aufgaben, die

stärkere sensomotorische Interaktionen verlangten (statische und vertikale Bewegungsruhe, Labyrinth und Steckbrett). Erklärt wurde dies durch die Hypothese, dass die Aufgaben, die erhöhtes kontinuierliches Feedback von verschiedenen sensorischen Systemen (visuell, motorisch, somatosensorisch) erfordern und somit mehr Kortexareale miteinbeziehen, „durch eine Hirnschädigung leichter beeinträchtigt werden können, unabhängig von der Lateralisation der Läsion“ (Haaland und Delaney, 1981, S. 27). Während bei einfacheren Aufgaben wie Fingertapping oder Kraft des Händedrucks, die keine ständige sensomotorische Rückkopplung erfordern, Defizite lokalisierter und nur contralateral zum Tragen kommen.

Dies könnte auch mitverantwortlich sein für unsere Feststellung bei der Patientengruppe insgesamt, wo die linke Hand (bei den Schlaganfallpatienten also die ipsilaterale) bei der Tappingaufgabe sogar z. T. (Tappingrate) bessere Ergebnisse erzielte als die rechte.

Haaland und Delaney (1981, S.21) sahen zudem niedrigere motorische Leistungen der rechten Hand im Vergleich zur linken bei allen ihren Patientengruppen. Wir dagegen konnten bei unserer Untersuchung diesbezüglich, bis auf die Tappingrate, keine signifikanten Unterschiede in der Patientengruppe feststellen, was allerdings mit der wesentlich geringeren Fallzahl in Zusammenhang stehen könnte. Bei beiden „gesunden“ Gruppen andererseits meinten wir eher eine umgekehrte Tendenz zu erkennen, am deutlichsten bei der Tappingrate, also eine bessere Leistung der dominierenden rechten Hand. Somit war die geringere Fallzahl wohl nicht allein ausschlaggebend für unser Ergebnis in der Patientengruppe.

De Renzi et al. (1983, S. 337) kamen ebenfalls zu dem Resultat, dass Patienten mit linksseitig geschädigtem Gehirn (überwiegend vaskulärer Genese) sowohl bei der Ausführung einzelner Bewegungen als auch bei Handlungsabfolgen deutliche Defizite aufwiesen im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe, wobei sich Schädigungen des parietalen Bereichs signifikant schlechter auswirkten als frontale Schädigungen des Gehirns. Daraus wurde auf eine bedeutende Rolle des linken Parietallappens bei der motorischen Planung geschlossen (De Renzi et al., 1983, S. 340). Die genauere Lokalisation der Hirnschädigung ist somit für das Ergebnis mitentscheidend.

Wyke (1968, S. 132) untersuchte bereits 1968 die Auswirkung frontaler, temporaler und parietaler Hirnläsionen auf Geschicklichkeit für Arm- und Handbewegungen, welche Genauigkeit in zeitlicher und räumlicher Hinsicht erfordern, und fand, dass ein Verlust stärker mit Frontalhirnschäden als mit Läsionen in parietalen oder temporalen

Regionen vergesellschaftet war. Dies wich ab von ihren eigenen Ergebnissen früherer Untersuchungen über Aufrechterhaltung von Armpositionen oder Durchführung schneller Bewegungen, deren Beeinträchtigung mehr mit Parietalläsionen verbunden war (Wyke, 1967, S. 1113 - 1120 und 1966, S. 329 - 334). Sie fand die Erklärung für diese Diskrepanz darin, dass die gestellte Aufgabe (die Fähigkeit, einer Rotationsbewegung von Punkten auf einer Drehscheibe visuell zu folgen) eng mit einer Funktion der Frontallappenstrukturen, nämlich der willentlichen Kontrolle von Augenbewegungen zusammenhing.

Auch bei unserer Untersuchung war bei allen Aufgaben (bis auf das Fingertapping) eine Beteiligung des Frontallappens in dieser Form anzunehmen, da sie „visuelle Führung als antizipatorische Information“ (Wyke, 1968, S. 132) erforderten. Daher mag ein Defizit in der Fähigkeit, Bewegungen präzise auszuführen, bei uns wie bei Wyke, auf einem Defizit in der Vorwegnahme von Informationen durch adäquate Kontrolle der Augenbewegungen beruhen, zumindest bei Aufgaben, die eine kontinuierliche motorische Reaktion auf einen ständig sich bewegenden visuellen Stimulus voraussetzten. Möglicherweise ist nach Wyke bei Patienten mit Frontallappenläsionen solch ein antizipatorischer Mechanismus gestört aufgrund einer inadäquaten Bewegungskontrolle der Augen, die durch übliche klinisch neurologische Untersuchungsmethoden nicht feststellbar ist. Die Integration sensorischer mit motorischen Funktionen findet also bei diesen Aufgaben wahrscheinlich mehr im Frontal- als im Parietallappen statt. Andererseits spielt der Parietallappen wohl eher eine größere Rolle bei der sensomotorischen Integration für Bewegungen, die nur eine einzelne motorische Antwort auf einen einzelnen gleichbleibenden Stimulus verlangen (Wyke, 1966, S. 329 - 334, Wyke, 1967, S. 1113 - 1120).

Wie wir dies am deutlichsten bei der Tappingrate sahen, zeigten sich auch bei Wyke (1968, S. 131) bei den Gesunden die Armbewegungen in der Ausführung rechtsseitig signifikant besser als linksseitig. Etwas abweichend von Haaland und Delaney (1981, S. 17 - 27) stellte Wyke (1968, S. 131) hier fest, dass sowohl links- als auch rechtsseitige cerebrale Läsionen bilaterale Veränderungen in der motorischen Geschicklichkeit hervorrufen. Bei Aufrechterhaltung einer Armposition oder raschen Armbewegungen, also weniger die Sensomotorik im oben aufgeführten Sinne beanspruchenden Aufgaben, fand sie wie Haaland und Delaney (1981, S. 17 - 27) nur bei linksseitiger Läsion bilateral ausgeprägte, bei rechtsseitigem Herdsitz auf die kontralaterale Seite beschränkte Defizite (Wyke, 1966, S. 329 - 334, Wyke, 1967, S. 1113 -

1120). In einer weiteren Untersuchung von Wyke (1971, S. 38) bestätigte sich letzteres Ergebnis in der Patientengruppe (übrigens ausschließlich durch Gehirntumore geschädigte) ebenso für eine Tappingaufgabe, für motorische Präzisionsleistungen (hier Steckbrettaufgabe) trat allerdings sowohl bei links- als auch bei rechtsseitiger kortikaler Läsion beidseits eine signifikante Verschlechterung im Vergleich zur Kontrollgruppe auf. Auch hier wird schon die Hypothese einer komplexeren sensomotorischen Integration innerhalb der beiden Gehirnhälften bei diesen Aufgaben diskutiert. Wyke stellte im Gegensatz zu Haaland und Delaney (1981, S. 17 - 27) ferner fest, dass in der Patientengruppe die Bewegungen des rechten Armes schneller waren als die des linken, unabhängig vom Ort der Läsion (Wyke, 1971, S. 40). Darüber hinaus ist der Veröffentlichung von Wyke (1971, S. 40/41) zu entnehmen, dass die Ausdehnung der Gehirnschädigung für die motorische Leistungsminderung relevant ist. „Bei Patienten, die kortikale Läsionen mit intrahemisphärischer Ausbreitung aufwiesen, war die Geschwindigkeitsbeeinträchtigung bilateraler Armbewegungen relativ geringer (im Vergleich zur Verlangsamung der einseitigen Armbewegung) als bei Patienten ohne solche subkortikale Schädigung“. Wyke nahm an, dass intrahemisphärische Nervenfasern in einem gewissen Ausmaß bei der Interaktion der Gehirnhälften während der Ausführung bilateraler synchroner wiederholter Armbewegungen beteiligt sind.

Die Studie von Leonard et al. (1988, S. 79 - 91) befasste sich ebenfalls mit bimanualem neben unimanualem Tapping. Untersucht wurden Patienten mit Frontalhirn- und Temporalhirnläsionen, rechts- oder linksseitig (größtenteils tumoröser Genese). Bei allen Gruppen war auch hier die rechte Hand schneller als die linke (siehe weiter unten im Text, wo näher darauf eingegangen wird). Außerdem folgerten Leonard et al. aus ihren Ergebnissen, dass es zu einer generellen Verlangsamung der motorischen Ausführung bei Patienten mit kortikalen Läsionen kommt, aber nur, wenn die motorische Aktivität einen bestimmten Grad der Komplexität erreicht.

Wir sahen dem gegenüber jedoch auch eine deutliche Beeinträchtigung der Patienten bei der Tappinggeschwindigkeit, also nicht nur bei den anderen (komplexeren) Aufgaben. Vergessen darf man dabei nicht, dass unsere Patienten ein Kollektiv aus verschiedenen Erkrankungen, welche die Handmotorik beeinträchtigen, darstellten und somit nur zum Teil mit links- oder rechtshemisphärisch Hirngeschädigten verglichen werden können.

Hicks und Birren (1970, S. 382) stellten bei Patienten mit Gehirnläsionen fest, dass sie in Initiation und Ausführung einer Bewegung verlangsamt waren und, wie auch bei uns, nie die Leistungsebene der Normalpersonen erreichten.

Heilmann et al. (1975, S. 1018 - 1020) beobachteten eine Verbesserung der nicht apraktischen Patienten mit Gehirnläsionen im Verlauf der Übung, was mit unseren Ergebnissen bei den Patienten übereinstimmt.

Nach Kimura (1974, S. 337 - 350, 1977, S. 527 - 542) ist die linke Hemisphäre beim Erlernen neuer motorischer Fertigkeiten dominant. Dazu würde Jasons Beobachtung (1985, S. 494) passen, nämlich dass linksfrontale und linkstemporale Läsionen den Lernprozess von Abfolgebewegungen verschlechtern, insbesondere wenn Gedächtnisleistungen für bestimmte Positionen erforderlich sind (Jason, 1986, S. 189). Verlangt eine Aufgabe jedoch hauptsächlich Verbesserungen der visuomotorischen Fähigkeiten, werden diese weniger von linksfrontalen oder linkstemporalen Läsionen beeinträchtigt.

Wyke (1971 a, S. 65 - 68) stellte ebenfalls fest, dass Patienten mit linkshemisphärischer Läsion im Vergleich zu Gesunden signifikant schlechter waren bei einer bimanuellen Koordinationsaufgabe. Sie machten mehr Fehler und benötigten darüber hinaus mehr Zeit. Ein Lerneffekt zeigte sich aber dennoch selbst bei ihnen. Auch Wyke folgerte aus ihren Ergebnissen, dass die linke Hemisphäre dominant ist in der Kontrolle willkürlicher Bewegungen, die die kontinuierliche Interaktion beider Arme involvieren.

Sie beobachtete darüber hinaus, dass diese Patienten v. a. während der ersten beiden Versuche ihre Fehlerzahl ebenso reduzieren konnten wie die benötigte Zeit, gegen Ende der Testung dieser Effekt allerdings wesentlich weniger deutlich hervortrat (Wyke, 1971 a, S. 70).

Was den Verlauf bei Leonard et al. (1988, S. 87) betrifft, so erreichten alle Gruppen einen höheren Mittelwert der Tappingrate beim zweiten Versuch als beim ersten mit jeder Hand, wobei mehr Fehler beim ersten Versuch verzeichnet wurden.

Wie bei uns zeigte sich also sowohl bei Wyke als auch bei Leonard et al. v.a. zwischen erster und zweiter Testung ein Lerneffekt.

Die niedrigen Werte der Patienten mit Frontalhirnläsionen beim Tapping (Leonard et al., 1988, S. 89) würden von langsamer, jedoch nicht ungenauer Durchführung resultieren, was die These einer vermehrten Abhängigkeit von sensorischem Feedback unterstütze.

5.2.4 Diskussion des Lerneffekts in Abhängigkeit vom Geschlecht

Wolff (1976, S. 35 - 41) beschrieb folgendes: Mädchen konnten genauer einen vorgegebenen Rhythmus mit den Fingern nachklopfen oder einen stetigen Rhythmus durchhalten. Die rechte Hand war bei beiden Geschlechtern beständiger als die linke. Diese Asymmetrie war aber bei den Mädchen größer. Manuelle Asymmetrien und Geschlechtsunterschiede nahmen nach dem zwölften Lebensjahr rasch ab.

Die linke Hirnhemisphäre ist somit möglicherweise für die Kontrolle serieller Organisationen und zeitlicher Regulationen motorischer Wiederholungsabläufe verantwortlich. Diese Funktion ist bei Mädchen rascher ausgereift als bei Jungen. Insgesamt ist dabei für uns die Schlusserkenntnis dieser Veröffentlichung von Interesse, nämlich dass Geschlechtsunterschiede und manuelle Asymmetrien sehr stark abhängen vom Alter, Art der gestellten Aufgabe und den Parametern der Analyse.

Wright und Payne (1985, S. 183) sahen keine Unterschiede bezüglich des Geschlechts bei den älteren Probanden, egal ob die Übungen mit oder ohne Pausen durchgeführt wurden. Dagegen hätten frühere Studien, an denen Payne beteiligt war (hier zitiert auf S. 179: Huang und Payne, 1975, S. 252 - 256, McBride und Payne, 1979, S. 59 - 64 und 1980, S. 270 - 280) gezeigt, dass bei jüngeren Erwachsenen Frauen mehr erinnern als Männer bei Aufgaben, die kontinuierliche Beobachtung und Reaktionen erfordern. Dies wäre deswegen so, weil Frauen mehr „reaktive Inhibition“ während der Versuche erzeugen würden, was mit höheren Konzentrationen des Östrogenspiegels zusammenzuhängen schien. Die adrenergen Eigenschaften von Letzterem, glaubte man, erzeugten aktiveres Antwortverhalten, damit also mehr „reaktive Inhibition“ nach Hull (1943) (Wright und Payne, 1985, zitieren auf S. 179: Brown et al., 1984, S. 383 - 389, Lamson-McBride und Payne, 1981, S. 97 - 100, Wells und Payne, 1979, S. 197 - 200, Vogel et al., 1971, S. 388 - 391).

Da unsere jüngere Versuchspersonengruppe altersmäßig den hier Untersuchten entsprach, könnte ein Einfluss des Geschlechts im obigen Sinne durchaus die Ergebnisse mitbestimmt haben. Andererseits wiederum konnten Chavez et al. (1983, S. 927) keine geschlechtsspezifischen Unterschiede in der Ausführung des „Trail Making Tests A und B“, des „Digit Span“ und des „Digit Symbol Tests“ feststellen.

Auch Jason (1985, S. 494 und 1986, S. 190) fand bei seinen Untersuchungen (siehe oben) keine Geschlechtsunterschiede in keiner Gruppe.

Wie schon in früheren Veröffentlichungen (z. B. Peters, 1980, S. 63; Kimura und Davidson 1975, S. 201; King et al., 1978, S. 375 - 376; Chavez et al, 1983, S. 926;

Shimoyama et al., 1990, S. 682) war in der Untersuchung von Leonard et al. (1988, S. 83) bei der einfachen Tappingaufgabe, auf die wir uns bei der Betrachtung der Ergebnisse wegen der besseren Vergleichbarkeit zu unserer beschränken möchten, die Tappinggeschwindigkeit der Männer größer als die der Frauen. Diesbezüglich werteten wir unsere Ergebnisse nicht aus, so dass wir dies weder bestätigen noch dementieren können.

Bezüglich der Tappinggeschwindigkeit gab es zwischen den einzelnen Gruppen bei Leonard et al. (1988, S. 87), wenn nur die Männer betrachtet wurden, keinen signifikanten Unterschied. Bei den Frauen zeigte sich hingegen eine deutliche Verschlechterung der Frontalhirngeschädigten beidseits im Vergleich zur Kontrollgruppe. Als Erklärung dafür stützten sich Leonard et al. auf Kimuras Hypothese (Kimura, 1983, S. 19 - 35), dass manuelle praktische Funktionen bei Frauen mehr vom anterioren Teil der linken Gehirnhälfte abhängen als vom posterioren, während bei Männern diese beiden Regionen zu gleichen Teilen an manuellen Fertigkeiten beteiligt sind.

Weiterhin gab es allerdings keine geschlechtsspezifischen Unterschiede mehr, als die Tappingaufgaben schwieriger wurden, das heißt, eine räumliche Abfolge oder beide Hände gleichzeitig gefordert wurden. Man nahm an (Leonard et al., 1988, S. 88), dass mit der Zunahme der Komplexität von motorischen Aufgaben Geschlechtsunterschiede in deren Ausführung verschwinden.

Daher konnten wir bei unserer Studie davon ausgehen, dass, abgesehen vielleicht von der Tappingaufgabe, die Variable „Geschlecht“ keinen nennenswerten Einfluss auf das Ergebnis gehabt haben dürfte.

5.2.5 Diskussion des Lerneffekts von rechter und linker Hand

Wie bereits mehrmals in der bisherigen Diskussion erwähnt, unterscheidet sich die Leistung und das Lernverhalten von rechter und linker Hand.

Wir konnten diese Feststellung eindeutig signifikant nur für den Parameter TAPRATE machen, wobei die rechte Hand der gesunden Personengruppen ein besseres Ergebnis erzielte als die linke. Bei den Patienten wies hingegen die linke Hand in der Tappingaufgabe bessere Leistungen auf. Bei Shimoyama et al. (1990, S. 682 - 683) zeigten die gesunden 111 Personen ebenfalls eine schnellere Tappinggeschwindigkeit mit dem dominanten (rechten) Zeigefinger.

Kimura und Davidson (1975, S. 201) fanden bei 32 gesunden Rechtshändern auch eine deutliche Überlegenheit der rechten Hand, was die Tappinggeschwindigkeit betraf. Sie untersuchten dabei alle fünf Finger, das Handgelenk, das Ellenbogen - und das Schultergelenk und konnten ebenfalls keine Abnahme der Asymmetrie bei der proximalen Armmuskulatur erkennen, so dass sie annahmen, weder im motorischen Kortex noch im pyramidalen System müsse die neurale Basis für die Händigkeit zu finden sein. Welcher Art dieses neurologische Korrelat ist, blieb ebenfalls eine offene Frage. Peters (1980, S.71) konnte letztendlich diese Frage auch nicht beantworten. Er vermutete mit größter Wahrscheinlichkeit, dass die Asymmetrie in den Prozessen begründet liegt, die die Bewegungen vorprogrammieren und geeignete Neurone dafür aussuchen und aktivieren. Der Grund für die Dominanz der bevorzugten Hand beim Fingertapping (schneller und regelmäßiger, wie bereits in früheren Untersuchungen von Peters und Durdin, 1979, S. 103 - 111, beobachtet) war, seinen Experimenten zufolge, nicht eine raschere Ermüdung der nicht bevorzugten Hand, sondern beide Hände zeigten eine ähnlich starke Verlangsamung gegen Ende der Tappingaufgaben (Peters, 1980, S. 63). Den größten Beitrag zum Unterschied zwischen beiden Händen lieferte nach Ansicht Peters (Peters, 1980, S. 67) eine bestimmte Komponente in der Tappingbewegung, nämlich der Übergang von den Beuge- zu den Streckbewegungen des Fingers, der in der bevorzugten Hand effizienter durchgeführt wird. Dabei komme es vor allem auf die exakte Kraftmodulation der interagierenden Muskeln bei genauer Wahl des richtigen Zeitpunkts an. Bei detaillierter Analyse der Komponenten der Tappingbewegung sah er, dass die „Abwärts- (oder Beuge-) Bewegung des Fingers“ schneller durchgeführt wurde als die „Aufwärts- (oder Streck-) Bewegung“. Die bevorzugte rechte Hand war nur bei der Aufwärtsbewegung signifikant schneller als die linke, nicht bei der Abwärtsbewegung. Die rechte Hand war sowohl bei der Auf-Ab-Bewegung als auch bei der Ab-Auf-Bewegung schneller als die linke. Insgesamt war die Tappingrate rechts signifikant größer als die der linken Hand. Eine vorsichtige Interpretation dieser Ergebnisse könnte nach Peters sein, dass die Geschwindigkeit der Einzelbewegungen unabhängig von der Tappinggeschwindigkeit war. Die Zeiten für die Gesamtbewegung und für die Umkehrbewegung unterschieden sich signifikant bei den beiden Händen.

Auch Todor und Kyprie (1980, S. 60/61) glaubten, dass die nicht dominante Hand unfähig sei, ihre Kraft zu kontrollieren: Sie sahen bei der dominanten Hand eine signifikant kürzere Zeit, die sie benötigte, um die Taste der Tappingaufgabe gedrückt

zu halten, als bei der nicht dominanten Hand, deren Kraftaufwand sehr variabel und ungleichmäßig war. Dies reflektiert die Unfähigkeit, die motorische Innervation systematisch zu beenden, um die Taste wieder loszulassen. Dieselben Autoren zitierten im Cortex (1982, S. 521) andererseits Wolff et al. (1977, S. 539 - 546), deren Ergebnisse diese Hypothese eher unwahrscheinlich macht. Sie fanden nämlich keinerlei Asymmetrie zwischen den Händen bei Tappingrate oder -konstanz mehr, wenn ein zeitliches Muster durch ein Metronom vorgegeben wurde. Ansonsten erhielten sie ebenfalls die schnellere und konstantere Leistung der dominierenden Hand beim Fingertapping.

In der späteren Studie (Todor et al., 1982, S. 520) bestätigten sie dieses Ergebnis in Übereinstimmung mit Kimura und Davidson (1975, S. 199 - 202), ebenso für dominierendes rechtes Hand- und Schultergelenk. Daraus folgerten sie (Todor et al., 1982, S. 522), dass gekreuzte Nervenbahnen hauptverantwortlich seien für die Kontrolle schneller und komplexer Bewegungen sowohl proximaler als auch distaler Gelenke. Ansatzweise könnte nach Meinung von Todor et al. daraus auch geschlossen werden: Wo entweder gekreuzte oder ipsilaterale Nervenbahnen zur Verfügung stehen, wird die Art der erforderlichen Bewegungskontrolle (z. B. bei sequentieller oder paralleler Struktur der Information) entscheiden, welche benutzt werden.

McManus et al. (1986, S. 469) untersuchten die einzelnen Finger jeder Hand beim Tapping und fanden, dass die Tappinggeschwindigkeit sowohl zwischen den einzelnen Fingern einer Hand (Daumen und Zeigefinger am schnellsten, Ringfinger am langsamsten) als auch zwischen den beiden Händen (bevorzugte schneller) unterschiedlich ist, die Tappingvariabilität sich jedoch nur zwischen den Fingern unterschied (Ringfinger am meisten variabel, Zeigefinger am wenigsten). Daraus folgerten sie getrennte Mechanismen für die Differenzen von Hand- und Fingerfunktionen. Die unterschiedliche Leistung der Finger einer Hand könnte entweder auf strukturelle Variationen innerhalb einer Hirnhemisphäre oder innerhalb eines peripheren motorischen Systems zurückzuführen sein. Sich stützend auf Peters' (1980, siehe oben) Hypothese, entwickelten McManus et al. ein Erklärungsmodell, bei dem die verschieden ausgeprägte Extensorenmuskulatur der einzelnen Finger entscheidend ist. Während des Weiteren die verschiedenen Tappingvariabilitäten der Finger separate Kontrollwege vermuten lassen würden, impliziert das Fehlen bei den Händen ein einziges Kontrollzentrum. Die dominante Hemisphäre für die Handpräferenz, wurde vermutet, ist ebenso für die Fertigungspräferenz spezialisiert.

Da der Grad der Verbesserung in beiden Händen im Verlauf der Übungen ähnlich war und der Unterschied zwischen den Händen bei Rechts- und Linkshändern sowie bei Pianisten und Typisten vergleichbar war, konnten nach McManus et al. (1986, S. 472) die Ausübungsunterschiede der Hände nicht durch verschiedenen Gebrauch der Hände oder vorherige Übung erklärt werden. Dies bestätigte auch eine Untersuchung von Peters (1981, S. 588) bei 13 Personen, bei denen die Überlegenheit der bevorzugten Hand bei einer Tapping-Aufgabe selbst nach längerer Übung (300 bis 1150 Versuche) bestehen blieb. Obwohl beide Hände Verbesserungen zeigten, blieb die relative Größe der Differenz zwischen beiden Händen konstant. Interpretiert hat Peters (1981, S. 589) dieses Ergebnis mit Hilfe struktureller Limitationen der Mechanismen, die die nicht bevorzugte Hand leiten (zum Ausdruck bringt das die oben bereits erwähnte geringere Effizienz beim Wechsel der Bewegungsrichtung). Die bevorzugte Hand zeigte auch bei ihm eine geringere Tappingvariabilität im Vergleich zur nicht bevorzugten Hand.

Annett et al. (1979 a, S. 641 - 652) untersuchten die Seitendifferenz der Hände bei einer Steckbrettaufgabe, die zielgerichtete Genauigkeit erforderte, womit Vergleichbarkeit herzustellen ist mit unseren ballistischen sowie komplexen sequentiellen Aufgaben. Sie fanden, dass die nicht bevorzugte Hand insgesamt langsamer war, mehr Genauigkeitsfehler machte und damit mehr Korrekturbewegungen durchzuführen hatte. Interpretiert wurde dieses Ergebnis als Folge einer größeren Variabilität im Initiationsmechanismus für solche Bewegungen („motor output“) seitens der nicht bevorzugten Hand, weniger, wie zunächst angenommen, als Ausdruck einer unterschiedlichen Effizienz in der Verarbeitung von Feedbackinformationen. Aus einer kurz darauffolgenden Studie (von Annett et al., 1979 b) schlossen Annett et al. außerdem, dass Seitenunterschiede in der Reaktionszeit gewöhnlich vernachlässigt werden können oder sogar die nicht bevorzugte Hand begünstigen. Dies könnte eine ansatzweise Erklärung für unsere Beobachtungen darstellen, da wir keine eindeutigen Handdifferenzen bei den vergleichbaren Aufgaben, die hauptsächlich durch die Reaktionszeit charakterisiert waren, feststellten.

Bowen et al. (1972, S. 33) fanden ebenso, dass bei ihrem Tappingtest die bevorzugte (rechte) Hand besser war als die nicht bevorzugte linke Hand, während bei der Tracking-Aufgabe kein signifikanter Unterschied, selbst bei Wiederholung, resultierte, wie das auch bei uns der Fall war. Bei den Parkinsonpatienten hing das Ergebnis,

wie bereits im Kapitel „Stand der Forschung“ ausführlich beschrieben, von der Lateralisation ihrer Symptomatik ab.

Während Jason (1986, S. 190) beim Imitieren einzelner Handpositionen keinen Seitenunterschied sah, konnte er beim Erlernen von verschiedenen Handpositionen (Jason, 1985, S. 489) sowie bei der schnellen Ausführung multipler Handpositionen hintereinander (Jason, 1986, S. 190) eine signifikant bessere Leistung der rechten Hand ausmachen. Der Gedächtnisaspekt schien dabei u. a. eine Rolle zu spielen.

Ein weiterer wichtiger Gesichtspunkt bei der Betrachtung der Seitenunterschiede ist das Ausmaß des Transfers von einer Hand auf die andere.

Schoppe z. B. (1974, S. 46) fand in seiner „Eichstichprobe der jugendlichen Berufsanfänger“ einen „stark positiven Transfer von der dominanten rechten auf die nicht dominante linke Hand, wenn in dieser Reihenfolge das MLS-Standardprogramm durchgeführt wurde. Hingegen fand ein auffällig negativer Transfer von der linken auf die rechte Hand statt bei einer Testung dieser Reihenfolge. Die rechtshändige Leistung im Zweitversuch war schlechter als die rechtshändige Leistung im Erstversuch der Vergleichsgruppe; die linkshändigen Leistungen waren im Zweitversuch besser als die rechtshändigen im Zweitversuch.“

Einen bilateralen Transfer negativer Art vom linken auf den rechten Arm konnten auch Heap und Wyke (1972, S. 9) bei ihren gesunden Probanden beobachten. Die Patienten mit links- oder rechtsseitiger Gehirnläsion zeigten jedoch keine solchen Interferenzeffekte.

Der Transfer von dominanter rechter auf nicht dominante linke Hand könnte auch bei unserer Studie die Ergebnisse beeinflusst haben (wobei Heap und Wyke diesen Transfer in ihrer Studie nicht sahen), der umgekehrte Effekt allerdings eher nicht, da jede Aufgabe bei uns stets zuerst mit der dominanten rechten Hand durchgeführt werden musste.

Wyke (1969, S. 192) wies in ihrer Veröffentlichung u. a. auf einen zusätzlichen Unterschied zwischen der (schnelleren) rechten (dominanten) Seite und der linken bei wiederholten Armbewegungen hin: Die Richtung, in der die Bewegungen ausgeführt werden, beeinflusste ebenfalls die Geschwindigkeit des linken, nicht jedoch des rechten Armes, wobei die in der antero-posterioren (sagittalen) Ebene ausgeführten Bewegungen schneller waren als die in der latero-medialen Richtung.

5.2.6 Diskussion des Lerneffekts im Verlauf über alle Sitzungen

5.2.6.1 Tapping

Beim Verlauf über alle Sitzungen sahen wir in der Tappingaufgabe bei der gesunden jungen Personengruppe einen Lerneffekt im Sinne einer Geschwindigkeitssteigerung. Todor und Kyprie (1980, S. 59) stellten in ihrer Tappingstudie keinen signifikanten Effekt durch die Anzahl der Versuche (fünf jeweils zehn Sekunden dauernde Versuche, dazwischen immer zehn Sekunden Pause) fest. McManus et al. (1986, S. 470/471) dagegen fanden eine signifikante Zunahme sowohl der Tappinggeschwindigkeit als auch der Tappingvariabilität im Verlauf der Sitzungen (drei aufeinanderfolgende Blocks mit jeweils zehn Sekunden Versuchsdauer). Letzteres Ergebnis interpretierten sie in Zusammenhang stehend mit Ermüdung.

Peters' (1981, S. 589/590) Probanden (Alter 20 bis 27 Jahre) übten täglich zehn zehn Sekunden dauernde Tappingversuche mit jeder Hand (300 bis 1150 Versuche), wobei der allgemeine Grad der Verbesserung beider Hände vom Autor als nicht sehr beeindruckend eingeschätzt wurde: Die Tappingrate stieg nur um „ca. 7,7%“ der Anfangsrate. Kein Übungseffekt konnte hinsichtlich der Unterschiedlichkeit der Leistung einer Hand von Versuch zu Versuch beobachtet werden. Peters betrachtete das Fingertapping als wenig variabel in der motorischen Ausführung, während andere, komplexere Bewegungen diesbezüglich mehr Möglichkeiten bieten würden, so dass Übungen zu wesentlich größeren Erfolgen in der Verbesserung führen.

In unserer Untersuchung bestätigte sich das bei Betrachtung der Mittelwerte der Lernsteigungen über alle Sitzungen zumindest in der Patientengruppe und in der Gruppe der älteren Gesunden; hier waren die größten Lernerfolge bei Parametern der Tracking-Aufgaben, ballistischen und komplexen sequentiellen Aufgaben zu verzeichnen. Demgegenüber war in der Gruppe der gesunden Jungen neben dem Parameter RT10 auch die Tappingrate mit hervorragender Verbesserung vertreten.

1986 untersuchten Gill et al. (1986, S. 676) das Fingertapping hinsichtlich auftretender Effekte bei mehreren Versuchen und mehreren Sitzungen (neun männliche, neun weibliche Personen, Alter 21 bis 36 Jahre, wöchentlich 20 Versuche von zehn Sekunden Dauer, 30 Sekunden Pause dazwischen, für zehn Wochen) und fanden eine statistisch signifikante Verbesserung für beide Hände nur bei den Männern und nur im Verlauf der Versuche. Über die Sitzungen betrachtet, konnten keine signifikanten Leistungsänderungen festgestellt werden, ebenso keine Müdigkeitserscheinungen während der Versuche.

5.2.6.2 Tracking

Den Lernverlauf bei unseren Tracking-Aufgaben, insbesondere der Sinuskurven, könnte man zum Teil mit den Ergebnissen der Studie von Vogt (1995, S. 199) vergleichen, wobei es sich hier jedoch um das Reproduzieren der Sinuskurven aus dem Gedächtnis und nicht, wie bei uns, um Verfolgung des eine Sinuskurve beschreibenden Zielsymbols handelte. Vogt sah (Alter der Probanden 20 bis 39 Jahre, nach fünf bzw. zehn Übungsblocks von je acht Versuchen) signifikante Verbesserungen im Bezug auf Ähnlichkeit der Bewegungsform (könnte man bei uns mit Ergebnissen für DEVASX, DEVABSY, MAXCORY und Overshootquotient vergleichen) und der Konstanz der Bewegungsgeschwindigkeit (entspräche evtl. LGMCORY und DECREASE). Die Übungseffekte waren dabei während der ersten Übungsphase deutlich ausgeprägt, während der zweiten geringer und hingen nicht von visuellem Feedback ab.

Cassell (1973, S. 755) konzentrierte sich bei seinen Trackingexperimenten besonders auf den „time lag“, der aus der physiologischen und psychologischen Veranlagung eines Individuums resultiere und teilweise von festgelegten Übertragungszeiten von Nervenimpulsen abhängig sei. Von den anderen Komponenten seien die bedeutendsten die Variabilität der Zielbewegung, die Fähigkeit der Vorausschau und die Effizienz des motorischen Systems. Bei seinen Untersuchungen sah er eine Zunahme des Lags (= Verzögerung) bei den älteren Versuchspersonen (50 bis 65 Jahre) im Vergleich zu den jüngeren (20 bis 35 Jahre) und bei Steigerung des Schwierigkeitsgrades der Aufgabe (z. B. Geschwindigkeitssteigerung) (Cassell, 1973, S. 760). Ab der zweiten Sitzung konnte er keinen Lerneffekt mehr bei der Mehrheit seiner Probanden beobachten, was mit unseren Ergebnissen übereinstimmt.

Auch wir sahen eine Zunahme des Lags und somit eine Verschlechterung, allerdings nur bei der Patientengruppe; die beiden gesunden Kontrollpersonengruppen wiesen Verbesserungen, also eine Abnahme der Zeitverzögerung, über alle Sitzungen gesehen, auf. Die am Zustandekommen des Lags beteiligten verschiedenen, oben bereits aufgeführten Komponenten mögen ursächlich dafür verantwortlich sein, z. B. eine verminderte Fähigkeit der Vorausschau oder ein ineffizient arbeitendes motorisches System bei den Patienten.

Keele und Posner (1968, S. 157) nahmen an, dass es 190 bis 260 ms dauert, bis visuelles Feedback überhaupt produziert werden kann. Die Ausführung ihrer gestellten Aufgabe (schnelle Bewegung eines Stabs von einem Ausgangspunkt zum

Zielort) nahm bei einer Dauer von 260 ms und bei mehr Licht an Genauigkeit zu, bei 190 ms nicht. Ähnlich bei uns sind die ballistischen Aufgaben, bei denen die Bewegungszeit (MT 80) der gesunden jungen Personen mit 260 ms am kürzesten ist. Somit könnte in dieser Gruppe, und mehr noch in den anderen beiden, bei der Ausführung visuelles Feedback durchaus eine Rolle gespielt haben.

Für diese Annahme sprechen auch die Untersuchungen von Elliott et al. (1995, S. 72 - 83) (18 Rechtshänder, elf männlich, sieben weiblich, durchschnittliches Alter 22,8 Jahre, bewegten eine Computermouse von einer Ausgangs- zu einer Zielposition bei unterschiedlich lang andauerndem Sichtkontakt = visuellem Feedback), bei denen Fehler und Bewegungszeit von der Dauer des zur Verfügung stehenden visuellen Feedbacks abzuhängen schienen. Wie bei uns verbesserten sich die Gruppen im Laufe der 120 Versuche (zehn Blöcke à zwölf Versuche) in der Ausführung (hier gemessen an der Abnahme des „variable error“ = Standardabweichung der Endposition beim einzelnen Teilnehmer und dem Anteil der Versuche mit Fehler). Die Zahl der Fehler nahm über die ersten drei Blöcke ab und blieb dann konstant, ebenso die Zahl der Korrekturen. Erklärt wurde Letzteres durch immer präziser werdende Korrekturen mit der Übung, so dass häufige Anpassungen weniger erforderlich wurden, oder die Versuchspersonen bedienten sich einer kontinuierlicheren Art der visuellen Kontrolle. Beide Modelle könnten bei den von uns beobachteten Lerneffekten ebenso eine Rolle gespielt haben. Besonders deutlich wurde bei Elliott et al. die Zunahme der Konstanz der Durchführung in den ersten zwei Blöcken. Sie schlossen aus ihren Ergebnissen insgesamt, dass einen Teil des Prozesses, bestimmte Fertigkeiten zu bekommen, das Erlernen des Gebrauchs zur Verfügung stehender Feedbackquellen, einschließlich visueller, ausmache. Mit Übung entwickelten die Personen die Fähigkeit, visuelles Feedback über eine gerade ablaufende Bewegung effektiver zu nutzen. Sie lernten eine Reihe von Feedbackverarbeitungsprozessen, die für andere Bewegungen nützlich werden konnten, bei denen dieselben Prozesse erforderlich waren. Wenn sich also ein motorisches Programm für Bewegungsabläufe entwickelt, muss es Regeln zum Gebrauch des visuellen Feedbacks enthalten, um die Bewegung kontinuierlich anpassen zu können.

5.2.6.3 Ballistische Bewegungen

Bei unseren ballistischen Aufgaben können sowohl „Reaktionszeitverkürzungslernen“ als auch „Sequenzspezifisches Abfolgelernen“ eine Rolle gespielt haben, wie in der Untersuchung von Nissen und Bullemer (1987, S. 7/8), bei der nicht nur die Reaktionszeit im Laufe der Übungsblöcke deutlich abnahm, sondern auch die Genauigkeit der Ausführung zunahm, besonders vom ersten zum zweiten Block („serial reaction time task“, Durchschnittsalter 20 Jahre, acht Blöcke zu je 100 Versuchen). Nissen und Bullemer stellten fest (1987, S. 29), dass ein gewisser Grad an Aufmerksamkeit, die der Aufgabe an sich gewidmet werden muss, erforderlich ist, um eine Abfolge erlernen zu können; die Sequenz selbst muss dabei aber nicht bewusst werden.

Ein unseren komplexen sequentiellen Aufgaben ähnliches Experiment machten Hall et al. (1995, S. 186/188): 14- bis 16-Jährige sollten in Zickzackreihenfolge drei von sechs Stempeln in einer bestimmten Zeit bzw. so schnell wie möglich herunterdrücken. Es zeigte sich im Verlauf der 60 Übungen (15 Blöcke á vier Übungen) eine Steigerung der Genauigkeit, die vorgegebene Zeit einzuhalten bzw. eine signifikante Geschwindigkeitszunahme. Vor allem während der ersten beiden Übungsblöcke war eine Verbesserung in der genauen Einhaltung der Zeit zu beobachten.

Bei Proteau et al. (1994, S. 68/71) führten die Versuchspersonen ebenfalls zickzack-ähnliche Bewegungsmuster durch, in denen sie kleine Barrieren in einer bestimmten Zeiteinheit umstoßen sollten. Die Übungsanzahl der Gruppen variierte von 54 über 108 zu 216 Versuchen (sechs Blöcke à neun Versuche, drei mal drei für jedes Muster). Dabei zeigte sich eine deutliche Verbesserung im Laufe der Übungen, v.a. beim zweiten und dritten Block. Die Fehlerrate war nach 54 Übungen höher als nach 108 oder 216.

Edwards und Lee (1985, S. 288) stellten ihren Versuchspersonen (männlich, zehn bis zwölf Jahre) im Prinzip die gleiche Aufgabe und fanden bei der nach dem Prinzip des Versuchs und Irrtums lernenden Gruppe eine deutliche Verbesserung im Verlauf der Übungsblöcke (fünf mal fünf Versuche), bei der nach Anleitung lernenden Personengruppe dagegen sahen sie keine Leistungsveränderung im Laufe der Blöcke.

Wie bereits in der Diskussion der Altersunterschiede erwähnt, ist also die zu Grunde liegende Lernmethode der einzelnen Personen von entscheidender Bedeutung für das Ergebnis. Edwards und Lee fiel darüber hinaus bei einer ihrer Gruppen („feldunabhängig Lernende“) auf, dass die Leistung im zweiten Block signifikant besser

war als im ersten Übungsblock, während sich die übrigen Blöcke diesbezüglich nicht so signifikant voneinander unterschieden.

Diese und in ähnliche Richtung gehende Beobachtungen anderer bereits erwähnter Autoren (Vogt, 1995, Hall et al., 1995, Leonard et al., 1998, Nissen und Bullemer, 1987, Cassell, 1973 u. a., siehe oben) unterstrichen unser Ergebnis des größten Lerneffekts zwischen erster und zweiter Sitzung bei jeder der drei Gruppen, besonders ausgeprägt jedoch bei der Patientengruppe. Es ist auch ein empirisches „Gesetz“ des motorischen Lernens, nach Pollock und Lee (1992, S. 26), wie bereits erwähnt, dass die größten Verbesserungen in der Ausübung während der ersten Übungsversuche gefunden werden.

Für den zukünftigen Einsatz des verwendeten Computerprogramms zur objektiven Beurteilung des Therapieerfolgs bei Handmotorikstörungen stellt diese Feststellung einen sehr wichtigen Aspekt dar. Es ist zu folgern, dass Bewegungsmessungen, wenn man Lerneffekte als Einflussgrößen bei der Beurteilung über einen längeren Zeitraum möglichst vermeiden möchte, erst ab der zweiten Sitzung herangezogen werden sollten. Cassell schlug dies bereits 1973 in ähnlicher Weise für eine einfache Tracking-Aufgabe vor (Cassell, 1973, S. 760): „... the subject ... should be tested at least twice before results are accepted as meaningful.“

Dass Lerneffekte grundsätzlich nicht unumgänglich sind, darf aber ebenfalls nicht außer Acht gelassen werden. Da sich Richtung oder Ausmaß einer Verbesserung oder Verschlechterung nicht homogen für alle Aufgaben bzw. Parameter zeigten und sich zudem die untersuchten Personen wiederum in ihrer Leistung stark voneinander unterschieden, kann keine systematische Vorhersage der zu erwartenden Lerneffekte für das Individuum getroffen werden.

Für die praktische Durchführung von wiederholten Messungen heißt das: Um oben genannte Effekte zu minimieren, sollte eine komplette Testsitzung der als Referenz für folgende Datenaufnahmen dienenden (zweiten) Sitzung vorausgehen. Will man jedoch einen einzelnen objektiven Eindruck von der Beeinträchtigung eines Patienten gewinnen, sollte die erste Sitzung Verwendung finden, da Übung, wie wir gesehen haben, die Gruppenunterschiede zwischen Gesunden und Kranken vermindert.

6 ZUSAMMENFASSUNG

Computerisierte Bewegungsmessung stellt eine objektive instrumentelle Messmethode zur Beurteilung neurologischer Erkrankungen, in unserem Fall speziell der Handmotorikstörungen, dar. Um Änderungen im Verlauf feststellen zu können, müssen wiederholte Messungen durchgeführt werden, welche an sich jedoch bereits Veränderungen in der gemessenen motorischen Leistung hervorrufen. Letztere können zunächst nicht von therapeutischen Effekten unterschieden werden.

Motorisches Lernen beeinflusst dabei als ein Faktor unter anderen die Ergebnisse. Um diesen Lerneffekt systematisch beurteilen zu können, untersuchten wir 26 Versuchspersonen an fünf aufeinanderfolgenden Tagen mit Hilfe eines computerisierten Bewegungsprogramms zur Quantifizierung von Handbewegungsstörungen.

Das Testprogramm bestand aus Pursuit-Tracking-Aufgaben, ballistischen Bewegungen, komplexen sequentiellen Aufgaben und Finger-Tapping und dauerte zwischen 35 und 45 Minuten.

Wir bildeten drei Gruppen: Gruppe eins waren zehn gesunde junge Personen (Durchschnittsalter 23,4 Jahre), Gruppe zwei setzte sich aus sieben gesunden älteren (im Durchschnitt 63,6 Jahre) Probanden zusammen, Gruppe drei bildeten neun Patienten mit verschiedenen neurologischen Erkrankungen, die altersmäßig der zweiten Gruppe entsprachen.

Im Vergleich fanden wir die größten Lerneffekte zwischen erster und zweiter Sitzung bei allen drei Gruppen.

Wie erwartet war die Ausgangsleistung der drei Gruppen unterschiedlich, wobei die jungen gesunden Probanden bei allen Parametern bis auf einen, nämlich die Tappingkonstanz, das beste Ergebnis erzielten, die Patienten das schlechteste. Bei den meisten Parametern war die größte Verbesserung aufgrund von Lernen in der Patientengruppe zu beobachten, die geringsten Verbesserungen sahen wir bei den jungen gesunden Versuchspersonen.

Das Ausmaß des Lerneffekts war unterschiedlich für die verschiedenen Aufgaben ebenso wie für die einzelnen Parameter innerhalb derselben Aufgabe. Auch bei den einzelnen Versuchspersonen zeigten sich große Unterschiede.

Wir stellten einen hochsignifikanten Einfluss des Alters auf jeden Parameter fest. Ein signifikanter Unterschied zwischen rechter und linker Hand ergab sich nur bei der Tappingrate, wobei die dominierende rechte Hand deutlich überlegen war. Eine Ausnahme bildete dabei aber die Patientengruppe, bei der die linke Hand ein etwas besseres Ergebnis aufwies.

In der Literatur gibt es zahlreiche Hinweise auf Einflussvariablen des motorischen Lernprozesses, angefangen von personenspezifischen Faktoren, wie Geschlecht und Alter bis zu verschiedenen Erkrankungen. Es wurden mehrere Hypothesen für die Entstehung der gefundenen Defizite bei den Patienten aufgestellt, z. B. ein gemeinsames funktionelles System, das bei allen geschädigt ist oder aber sehr verschiedene betroffene Mechanismen.

Die Läsion mehrerer involvierter Gehirnstrukturen bei Parkinsonpatienten führt z. B. zu mangelnder Fähigkeit, die Geschwindigkeit der Informationsverarbeitung bei bestimmten Aufgaben zu erhöhen. Die geringe Lernfähigkeit von Chorea Huntington Patienten bei motorischen Aufgaben mit fehlender Möglichkeit, einen Bewegungsablauf vorwegzunehmen, lässt sie das Endniveau von gesunden Probanden trotz Verbesserung im Verlauf nicht erzielen. Bei Patienten mit cerebellärer Atrophie sah man, dass auch das Cerebellum an der Erzeugung motorischer Befehle beteiligt ist. Patienten mit Gehirnläsion zeigen ebenfalls geringere durchschnittliche motorische Leistungen, je nach Ausdehnung und Lokalisation der Schädigung und je nach Grad der Komplexität einer motorischen Aktivität. Vorbeschrieben ist die Dominanz der linken Hirnhemisphäre bei der Kontrolle bestimmter willkürlicher Bewegungen bzw. beim Erlernen neuer motorischer Fertigkeiten.

Der bei allen Personen zu beobachtende Lerneffekt an sich ließ sich u. a. durch immer präziser werdende Korrekturen mit der Übung und mit dem Erlernen des Gebrauchs von zur Verfügung stehenden Feedbackquellen, mit „sequenzspezifischem Lernen“ und „Reaktionszeitverkürzungslernen“ erklären, seine Größe war nicht vorher zu bestimmen.

Als Schlussfolgerung ergibt sich, dass es zur Zeit nicht möglich ist, das Ausmaß von Lerneffekten bei einer einzelnen Person vorherzusagen. Wenn wiederholte

Messungen mit kurzen Intervallen hintereinander durchgeführt werden, kann man diese daher nicht systematisch nach Lerneffekten korrigieren.

Um für die praktische Anwendung die Lerneffekte, die bei wiederholten Messungen auftreten, zu minimieren, sollte eine komplette Testserie vorab durchgeführt werden.

Die zweite Sitzung kann dann als Referenz für folgende Datenaufzeichnungen verwendet werden.

7 ANHANG

7.1 Tabellen

**Tabelle 1: Daten der Versuchspersonengruppe 1
(normal jung)**

Versuchsperson	Alter	Geschlecht
PL	19 Jahre	w
BC	24 Jahre	w
UK	21 Jahre	w
HT	24 Jahre	m
HJ	26 Jahre	m
KH	24 Jahre	m
HM	24 Jahre	w
HW	24 Jahre	m
SU	24 Jahre	w
SM	24 Jahre	m

Tabelle 2: Klinische Daten der Versuchspersonengruppe 2 (normal alt)

Patient	Alter	Geschlecht	Diagnose	Klinik
HR	59 Jahre	w	Spinalkanalstenose L4/5 bei Anterolisthesis L4/5	rez. linksbetonte Lumboischialgien
LE	65 Jahre	m	Hydrozephalus internus	progrediente Schwäche in beiden Beinen
KE	64 Jahre	w	Chronisches Schmerzsyndrom bei inkomplettem Querschnitt in Höhe L1	Paresen der unteren Extremitäten bds.
DL	60 Jahre	w	Distale, symmetr., sensorische, vorwiegend axonale Polyneuropathie	distal symmetr. Hypästhesie an bd. Unterschenkeln
JB	57 Jahre	m	Spinale Stenose Höhe L4/5	Fußheber- und Großzehenextensoren-Parese bds.
CL	52 Jahre	m	Chronisch entzündliche Entmarkungserkrankung	dissoziierte Sensibilitätsstörung rechts ab Th 4/5 abwärts
FH	62 Jahre	w	rez. Amaurosis fugax bei V.a. TIAs	unauffälliger neurologischer Untersuchungsbefund

Tabelle 3: Klinische Daten der Versuchspersonengruppe 3 (patient alt)

Patient	Alter	Geschlecht	Diagnose	Klinik
HE	67 Jahre	m	linkshirniger ischämischer Insult	armbetonte Hemiparese rechts
HM	65 Jahre	m	M. Parkinson	linksbetonter Rigor an oberer und unterer Extremität
BK	60 Jahre	m	Torsionsdystonie (hereditär)	linksbetonte Symptomatik mit "flapping tremor" der linken Hand und Dysdiadochokinese
EW	59 Jahre	m	linkshirniger ischämischer Insult	Hemiparese rechts, Bradydiadochokinese rechts
SM	55 Jahre	w	Chorea Huntington	obere und untere Extremität bds. sowie Gesichtsmuskulatur betroffen
MJ	75 Jahre	m	M. Parkinson	rechtsseitig betonter Tremor an der oberen Extremität
CG	68 Jahre	w	Idiopathisches Parkinson-Syndrom	Zahnradphänomen bds.
HF	70 Jahre	m	linkshirniger ischämischer Insult	brachiofacial betonte Hemiparese rechts
GA	53 Jahre	m	V. a. Hirnstamminfarkt	diskrete Parese der Armbeuger und -strecker links

Tabelle 4: Ausgangsleistung im Vergleich zwischen Gruppe 1 (normal jung) und Gruppe 2 (normal alt) bzw. zwischen Gruppe 2 (normal alt) und Gruppe 3 (patient alt) für die einzelnen Parameter

Parameter	adj p alt vs jung	adj p gesund vs krank	t alt vs jung	t gesund vs krank	non adj p alt vs jung	non adj p gesund vs krank
DEVABSX	0.000	0.394	-8.464	-2.387	0.000	0.033
DEVABSY	0.000	0.896	-8.121	-1.941	0.000	0.074
MAXCORY	0.003	0.966	4.789	1.896	0.000	0.080
LGMCORY	0.000	1.000	-7.412	-1.157	0.000	0.286
OVSHOQU	1.000	1.000	-1.338	-1.822	0.201	0.091
DECREASE	1.000	1.000	-0.721	-1.079	0.482	0.300
RT10	0.563	1.000	-2.165	-0.487	0.047	0.634
MT80	0.019	1.000	-3.845	-1.020	0.002	0.327
MOVSUM	0.000	1.000	-9.588	-1.254	0.000	0.232
RT0	1.000	1.000	1.375	1.588	0.189	0.136
TAPCON	1.000	0.111	1.463	-3.051	0.164	0.009
TAPRATE	0.037	1.000	3.519	1.491	0.003	0.160

adj p: nach Bonferroni angepasste Wahrscheinlichkeit p

non adj p: nicht nach Bonferroni angepasste Wahrscheinlichkeit p

Tabelle 5: Gesamtunterschied über alle Sitzungen im Vergleich zwischen Gruppe 1 (normal jung) und Gruppe 2 (normal alt) und zwischen Gruppe 2 (normal alt) und Gruppe 3 (patient alt) für die einzelnen Parameter

Parameter	adj p alt vs jung	adj p gesund vs krank	t alt vs jung	t gesund vs krank	non adj p alt vs jung	non adj p gesund vs krank
DEVABSX	0.000	0.000	-13213	-4.670	0.000	0.000
DEVABSY	0.000	0.003	-13529	-3.808	0.000	0.000
MAXCORY	0.000	0.007	12176	3.584	0.000	0.001
LGMCORY	0.000	0.023	-16194	-3.190	0.000	0.002
OVSHOQU	0.750	0.007	-1848	-3.559	0.068	0.001
DECREASE	1.000	1.000	-0.653	0.883	0.516	0.380
RT10	0.000	1.000	-6771	-1.339	0.000	0.185
MT80	0.000	0.028	-9201	-3.132	0.000	0.003
MOVSUM	0.000	0.016	-14468	-3.300	0.000	0.001
RT0	0.724	0.035	1865	3.051	0.066	0.003
TAPCON	0.000	0.000	5015	-7.438	0.000	0.000
TAPRATE	0.000	0.002	7147	3.927	0.000	0.000

adj p: nach Bonferroni angepasste Wahrscheinlichkeit p

non adj p: nicht nach Bonferroni angepasste Wahrscheinlichkeit p

Tabelle 6: Unterschied Sitzung 1 versus 2 im Vergleich zwischen Gruppe 1 (normal jung) und Gruppe 2 (normal alt) und zwischen Gruppe 2 (normal alt) und Gruppe 3 (patient alt) für die einzelnen Parameter

Parameter	adj p session 1vs2 jung	adj p session 1vs2 alt	adj p session 1vs2 krank	t session 1vs2 jung	t session 1vs2 alt	t session 1vs2 krank	non adj p session 1vs2 jung	non adj p session 1vs2 alt	non adj p session 1vs2 krank
DEVABSX	0.543	1.000	1.000	2.152	1.042	1.588	0.045	0.318	0.135
DEVABSY	0.876	1.000	1.000	1.904	0.699	1.002	0.073	0.498	0.333
MAXCORY	1.000	1.000	1.000	-1.131	-0.685	-1.201	0.273	0.506	0.250
LGMCORY	1.000	1.000	1.000	-0.509	0.294	0.200	0.617	0.774	0.844
OVSHOQU	0.004	1.000	1.000	4.457	1.238	0.530	0.000	0.239	0.605
DECREASE	1.000	1.000	0.431	0.739	0.122	2.321	0.469	0.905	0.036
RT10	1.000	1.000	1.000	1.415	0.259	0.230	0.174	0.800	0.821
MT80	1.000	1.000	1.000	0.188	-0.297	0.015	0.853	0.771	0.988
MOVSUM	0.280	0.478	1.000	2.479	2.305	0.910	0.023	0.040	0.378
RT0	1.000	1.000	1.000	0.982	0.632	0.305	0.339	0.539	0.765
TAPCON	1.000	1.000	1.000	-0.837	1.359	-0.708	0.413	0.199	0.490
TAPRATE	1.000	1.000	1.000	1.050	1.094	0.465	0.308	0.295	0.649

adj p: nach Bonferroni angepasste Wahrscheinlichkeit p

non adj p: nicht nach Bonferroni angepasste Wahrscheinlichkeit p

Tabelle 7: Einfluss des Alters auf die einzelnen Parameter

Parameter	F-ratio Alter	p Alter
DEVABSX	87.461	0.000
DEVABSY	144.991	0.000
MAXCORY *	t = 15.128	0.000
LGMCORY *	t =-19.949	0.000
OVSHOQU	27.615	0.000
DECREASE	4.926	0.000
RT10	126.022	0.000
MT80	104.241	0.000
MOVSUM	309.790	0.000
RT0	33.604	0.000
TAPCON	4.766	0.000
TAPRATE	7.540	0.000

*Bei diesen Parametern wurde wegen fehlender Daten der t-Test statt der Varianzanalyse (ANOVA) zur Berechnung verwendet

Tabelle 8: Einfluss der benützten Hand auf die einzelnen Parameter

Parameter	F-ratio Hand	p Hand
DEVABSX	1.068	0.303
DEVABSY	0.968	0.326
MAXCORY	1.092	0.297
LGMCORY	0.808	0.370
OVSHOQU	0.275	0.600
DECREASE	2.763	0.098
RT10	0.971	0.325
MT80	1.438	0.232
MOVSUM	1.183	0.278
RT0	1.104	0.294
TAPCON	2.814	0.095
TAPRATE	11.668	0.001

7.2 Formeln und Kurzdefinitionen der analysierten Parameter

1. Parameter der Pursuit-Tracking-Aufgaben

(1) DEVABSX [mm]

$$\frac{\sum | \text{mouse.x} - \text{target.x} |}{n}$$

(2) DEVABSY [mm]

$$\frac{\sum | \text{mouse.y} - \text{target.y} |}{n}$$

(3) MAXCORY [0..1]

ncom = Anzahl der gemeinsamen Datenpunkte von Maus- und Zielkurve nach Verschiebung um t = Lag (ncom bei Lag gleich Null = n)

$$\text{sumviwy} = \sum_{\text{ncom}} (\text{mouse.y} - \text{mean}(\text{mouse.y})) * (\text{target.y} - \text{mean}(\text{target.y}))$$

$$\text{sumviy} = \sum_{\text{ncom}} (\text{mouse.y} - \text{mean}(\text{mouse.y}))^2$$

$$\text{sumwiy} = \sum_{\text{ncom}} (\text{target.y} - \text{mean}(\text{target.y}))^2$$

$$\text{MAXCORY} = \frac{\frac{\text{sumviwy}}{\text{ncom}}}{\sqrt{\frac{\text{sumviy}}{\text{ncom}} * \frac{\text{sumwiy}}{\text{ncom}}}}$$

(4) LGMCORY [ms]

Lag, bei dem MAXCORY maximal ist.

(5) OVERSHOOTQUOTIENT (OVSHOQU) [..1..]

zurückgelegter Weg des Verfolgersymbols

zurückgelegter Weg des Zielsymbols

Weg des Verfolgersymbols =

$$\sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{(\text{mouse.x}(i+1) - \text{mouse.x}(i))^2 + (\text{mouse.y}(i+1) - \text{mouse.y}(i))^2}$$

Weg des Zielsymbols =

$$\sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{(\text{target.x}(i+1) - \text{target.x}(i))^2 + (\text{target.y}(i+1) - \text{target.y}(i))^2}$$

(6) DECREASE [..1..]

zurückgelegter Weg des Verfolgersymbols während der ersten Halbzeit

zurückgelegter Weg des Verfolgersymbols während der zweiten Halbzeit

2. Parameter der ballistischen Bewegungen**(6) RT 10 [ms] (=Reaktionszeit 10%)**

Zeit, nach der die ersten 10% der gesamten Strecke vom Verfolgersymbol zurückgelegt wurde

(7) MT 80 [ms] (= Bewegungszeit 80%)

Zeit zwischen Überqueren der 10% - Grenze bis Überqueren der 90% - Grenze des Verfolgersymbols

(8) RT 0 [ms] (Reaktionszeit 0%)

Zeit zwischen Startsignal und Bewegungsanfang

3. Parameter der komplexen sequentiellen Bewegungen

(9) **MOVSUM [s]**

Mittlere Bewegungszeit zwischen dem Anklicken zweier aufeinander folgender Punkte

4. Parameter der Tappingaufgabe

(10) **TAPRATE [Hz] (= Tappingrate)**

Anzahl der Tapps

 Zeit für Tappingversuch (= 10s)

(11) **TAPCON [ms] (= Tappingkonstanz)**

$$\frac{\sum_{i=1}^n t(i) - t(i-1)}{n}$$

8 LITERATURVERZEICHNIS

1. Abrams, R.A., Pratt, J. Rapid aimed limb movements: Differential effects of practice on component submovements. *J. Mot. Behav.* 25 (1993) 288 - 298
2. Adams, J.A. A closed-loop theory of motor learning. *J. Mot. Behav.* 3 (1971) 111 - 150
3. Adams, J.A. Issues for a closed-loop theory of motor learning. In "Motor control: Issues and trends", Stelmach, G.E. (Hrsg.), New York: Academic Press, 1976, 87 - 107
4. Adams, J.A. Historical review and appraisal of research on the learning, retention and transfer of human motor skills. *Psychol. Bull.* 101 (1987) 41 - 74
5. Adams, J.A. Lernen, Behalten und Transfer von menschlichen motorischen Fertigkeiten. In: „Psychomotorik in Forschung und Praxis“, Kaul, P., Zimmermann, K.W. (Hrsg. und Übers.), Gesamthochschulbibliothek Kassel, 1989, Bd. 1
6. Adler, D. Ausgewählte Theorien des motorischen Lernens. *Leistungssport* 7 (1977) 484 - 487
7. Aldridge, J.W., Berridge, K.C., Herman, M., Zimmer, L. Neuronal coding of serial order: Syntax of grooming in the neostriatum. *Psychol. Sci.* 4 (1993) 391 - 395
8. Annett, J., Annett, M., Hudson, P.T.W., Turner A. The control of movement in the preferred and non-preferred hands. *Q. J. Exp. Psychol.* 31 (1979 a) 641 - 652
9. Annett, M., Annett, J. Individual differences in right and left reaction time. *Br. J. Psychol.*, 1979 b
10. Barbeau, A. Aging and the extrapyramidal system. *J. Am. Geriatr. Soc.* 21 (1973) 145 - 149

11. Beck, C.H. Functional implications of changes in the senescent brain: A review. *Can. J. Neurol. Sci.* 5 (1978) 417 - 424
12. Beppu, H., Suda, M., Tanaka, R. Analysis of cerebellar motor disorders by visually-guided elbow tracking movement. *Brain* 107 (1984) 787 - 809
13. Beppu, H., Nagaoka, M., Tanaka, R. Analysis of cerebellar motor disorders by visually-guided elbow tracking movement. 2. Contributions of the visual cues on slow ramp pursuit. *Brain* 110 (1987) 1 - 18
14. Bilodeau, E.A., Bilodeau, I.M. Variable frequency knowledge of results and the learning of simple skill. *J. Exp. Psychol.* 55 (1958) 379 - 383
15. Bloxham, C.A., Mindel, T.A., Frith, C.D. Initiation and execution of predictable and unpredictable movements in Parkinson's disease. *Brain* 107 (1984) 371 - 384
16. Bodenbug, S., Technow, U. Neuropsychologische Therapie am Computer mit alten Menschen. *Z. Gerontol.* 25 (1992) 255 - 258
17. Bondi, M.W., Kaszniak, A.W. Implicit and explicit memory in Alzheimer's disease and Parkinson's disease. *J. Clin. Exp. Neuropsychol.* 13 (1991) 339 - 358
18. Botwinick, J. *Aging and behavior*. Springer, New York, 1978
19. Botwinick, J., Thompson, L.W. Premotor and motor components of reaction time. *J. Exp. Psychol.* 71 (1966) 9 - 15
20. Boucsein, W., Valentin, A., Furedy, J.J. Psychophysiological and behavioral differences as a function of age and Parkinson's disease. *Integr. Physiol. Behav. Sci.* 28 (1993) 213 - 225
21. Bowen, P.F., Hoehn, M.M., Yahr, M.D. Perceptual - motor alterations in parkinsonian patients. *Int. Congr. Ser.* 193 (1969), New York, Sept. 20 - 27

22. Bowen, F.P., Hoehn, M.M., Yahr, M.D. Cerebral dominance in relation to tracking and tapping performance in patients with parkinsonism. *Neurology* 22 (1972) 32 - 39
23. Brody, H. Structural changes in the aging nervous system. In "The Regulatory Role of the Nervous System in Aging", Blumenthal, H.T. (Hrsg.), Basel: Karger, 1970, 9 - 21
24. Bronstein, A.M., Kennard, C. Predictive ocular motor control in Parkinson's disease. *Brain* (1986)
25. Brooks, V.B. Motor programs revisited. In "Posture and Movements: Perspectives for integrating sensory and motor research on the mammalian nervous system", Talbot, R.E., Humphrey, D.R. (Hrsg.), New York: Raven Press, 1979, 171 - 189
26. Brown I.S., Forand A.Q., Payne R.B. Hormonal influences on psychomotor reminiscence. *Percept. Mot. Skills* 58 (1984) 383 - 389
27. Brown, R.G., Jahanshahi, M., Marsden, C.D. The execution of bimanual movements in patients with Parkinson's, Huntington's and cerebellar disease. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 56 (1993) 295 - 297
28. Brumlik, J., Boshes, B. The mechanism of bradykinesia in parkinsonism. *Neurology* 16 (1966) 337 - 344
29. Cassell, K.J., Shaw, K., Stern, G. Computerised tracking technique for the assessment of parkinsonian motor disabilities. *Brain* 96 (1973) 815 - 826
30. Cassell, K.J. The usefulness of a temporal correlation technique in the assessment of human motor performance on a tracking device. *Med. Biol. Eng.* 11 (1973) 753 - 761
31. Chavez, E.L., Trautt, G.M., Brandon, A., Steyaert, J. Effects of test anxiety and sex of subject on neuropsychological test performance: finger tapping, trail making, digit span and digit symbol tests. *Percept. Mot. Skills* 56 (1983) 923 - 929

32. Cleveland, W.S. Robust locally weighted regression and smoothing scatterplots. *J. Am. Stat. Assoc.* 74 (1979) 829 - 836
33. Darling, W.G., Cooke, J.D. Changes in the variability of movement trajectories with practice. *J. Mot. Behav.* 19 (1987) 291 - 309
34. De Renzi, E., Faglioni, P., Lodesani, M., Vecchi, A. Performance of left brain-damaged patients on imitation of single movements and motor sequences. Frontal and parietal-injured patients compared. *Cortex* 19 (1983) 333 - 343
35. Decety, J., Philippon, B., Ingvar, D.H. rCBF landscapes during motor performance and motor ideation of a graphic gesture. *Eur. Arch. Psychiatry Neurol. Sci.* 238 (1988) 33 - 38
36. Edwards, R.V., Lee, A.M. The relationship of cognitive style and instructional strategy to learning and transfer of motor skills. *Res. Q. Exerc. Sport* 56 (1985) 286 - 290
37. Elliott, D., Chua, R., Pollock, B.J., Lyons J. Optimizing the use of vision in manual aiming: The role of practice. *Q. J. Exp. Psychol.* 48 A (1995) 72 - 83
38. Feltz, D., Landers, D.M. The effects of mental practice on motor skill learning and performance: A meta-analysis. *Int. J. Sport Psychol.* 5 (1983) 25 - 57
39. Finlayson, M., Alfano, D., Sullivan, J. A neuropsychological approach to cognitive remediation: microcomputer applications. *Can. Psychol.* 28 (1987) 180 - 190
40. Fitts, P.M. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *J. Exp. Psychol.* 47 (1954) 381 - 391
41. Fleishman, E.A., Hempel, W.E., Jr. Changes in factor structure of an complex psychomotor test as a function of practice. *Psychometrika* 19 (1954) 239 - 252
42. Fitts, P.M., Posner, M.I. "Learning and skilled performance in human performance." Belmont, CA: Brooks/Cole, 1967

43. Flowers, K.A. Ballistic and corrective movements on an aiming task: intention tremor and parkinsonian movement disorders compared. *Neurology*, Minneapolis, 25 (1975) 413 - 421
44. Flowers, K.A. Visual 'closed-loop' and 'open-loop' characteristics of voluntary movement in patients with parkinsonism and intention tremor. *Brain* 99 (1976) 261 - 310
45. Flowers, K.A. Some frequency response characteristics of parkinsonism on pursuit tracking. *Brain* 101 (1978) 19 - 34
46. Frith, C.D., Lang, R. Learning and reminiscence as a function of target predictability in a two-dimensional tracking task. *Q. J. Exp. Psychol.* 31 (1979) 103 - 109
47. Frith, C.D., Bloxham, C.A., Carpenter, K.N. Impairments in the learning and performance of a new manual skill in patients with Parkinson's disease. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 49 (1986) 661 - 668
48. Gentile, A.M. A working model of skill acquisition with applications to teaching. *Quest* 17 (1972) 3 - 23
49. Georgopoulos, A.P., Kalska, J.F., Massey, J.T. Spatial trajectories and reaction times of aimed movements. Effects of practice, uncertainty, and change in target location. *J. Neurophysiol.* 46 (1981) 725 - 743
50. Gill, D.M., Reddon, J.R., Stefnyk, W.O., Hans, H.S. Finger tapping: effects of trials and sessions. *Percept. Mot. Skills* 62 (1986) 675 - 678
51. Glencross, D.J. Control of skilled movements. *Psychol. Bull.* 84 (1977) 14 - 29
52. Goldenberg, G., Lang, W., Podreka, I., Deecke, L. Are cognitive deficits in Parkinson's disease caused by frontal lobe dysfunction? *Int. J. Psychophysiol.* 4 (1990) 137 - 144
53. Gregory, R.L. On how little information controls so much behaviour. *Ergonomics* 13 (1970) 25 - 35

54. Haaland, K.Y., Delaney, H.D. Motor deficits after left or right hemisphere damage due to stroke or tumor. *Neuropsychologia* 19 (1981) 17 - 27
55. Hall, C., Bernoties, L., Schmidt, D. Interference effects of mental imagery on a motor task. *Br. J. Psychol.* 86 (1995) 181 - 190
56. Halsband, U., Ito, N., Tanji, J., Freund, H.-J. The role of the premotor cortex and the supplementary motor area in the temporal control of movement in man. *Brain* 116 (1993) 243 - 266
57. Harrington, D.L., Haaland, K.Y., Yeo, R.A., Marder, E. Procedural memory in Parkinson's disease: impaired motor but not visuoperceptual learning. *J. Clin. Exp. Neuropsychol.* 12 (1990) 323 - 339
58. Harrington, D.L., Haaland, K.Y. Skill learning in the elderly: Diminished implicit and explicit memory for a motor sequence. *Psychol. Aging* 7 (1992) 425 - 434
59. Heap, M., Wyke, M. Learning of a unimanual motor skill by patients with brain lesions: An experimental study. *Cortex* 8 (1972) 1 - 18
60. Heilman, K.M., Schwartz, H.D., Geschwind, N. Defective motor learning in ideomotor apraxia. *Neurology* 25 (1975) 1018 - 1020
61. Heindel, W.C., Butters, N., Salmon, D.P. Impaired learning of a motor skill in patients with Huntington's disease. *Behav. Neurosci.* 102 (1988) 141 - 147
62. Heindel, W.C., Salmon, D.P., Shults, C.W., Walicke, P.A., Butters, N. Neuropsychological evidence for multiple implicit memory systems: A comparison of Alzheimer's, Huntington's, and Parkinson's disease patients. *J. Neurosci.* Feb. 9 (1989) 582 - 587
63. Hicks, L.H., Birren, J.E. Aging, brain damage, and psychomotor slowing. *Psychol. Bull.* 74 (1970) 377 - 396
64. Howard, D.V., Howard, J.H. Age differences in learning serial patterns: Direct versus indirect measures. *Psychol. Aging* 4 (1989) 357 - 364

65. Huang, K.L., Payne, R.B. Individual and sex differences in reminiscence. *Mem. Cognit.* 3 (1975) 252 - 256
66. Hull, C.L. "Principles of behavior", Appleton-Century-Crofts, New York, 1943
67. Ingvar, D.H., Philipson, L. Distribution of cerebral blood flow in the dominant hemisphere during motor ideation and motor performance. *Ann. Neurol.* 2 (1977) 230 - 237
68. Jackson, S.R., Houghton, G. Sensorimotor selection and the basal ganglia: A neural network model. In "Models of Information Processing in the Basal Ganglia". Houk, J.C., Davis, J.L., Beiser, D.G. (Hrsg.), MIT Press, Boston, 1994a
69. Jackson, S.R., Marrocco, R., Posner, M.I. Networks of anatomical areas controlling visuospatial attention. *Neural Netw.* 7 (1994 b) 925 - 944
70. Jackson, G.M., Jackson, S.R., Harrison, J., Henderson, L., Kennard, C. Serial reaction time learning and Parkinson's disease: Evidence for a procedural learning deficit. *Neuropsychologia* 33 (1995) 577 - 593
71. Jarus, T. Motor learning and occupational therapy: The organization of practice. *Am. J. Occup. Ther.* 48 (1994) 810 - 816
72. Jason, G.W. Hemispheric asymmetries in motor function: I. Left-hemisphere specialization for memory but not performance. *Neuropsychologia* 21 (1983) 35 - 45
73. Jason, G.W. Manual sequence learning after focal cortical lesions. *Neuropsychologia* 23 (1985) 483 - 496
74. Jason, G.W. Performance of manual copying tasks after focal cortical lesions. *Neuropsychologia* 24 (1986) 181 - 191
75. Keele, S.W., Posner, M.I. Processing of visual feedback in rapid movements. *J. Exp. Psychol.* 77 (1968) 155 - 158
76. Kelley, C.R. „Manual and Automatic Control“, New York: John Wiley, 1968

77. Kermadi, I., Jurquet, Y., Arzi, M., Joseph, J.P. Neural activity in the caudate nucleus of monkeys during spatial sequencing. *Exp. Brain Res.* 94 (1993) 352 - 356
78. Kimura, D., Archibald, Y. Motor functions of the left hemisphere. *Brain* 97 (1974) 337 - 350
79. Kimura, D., Davidson, W. Right arm superiority for tapping with distal and proximal joints. *J. Hum. Mvt. Stud.* 1 (1975) 199 - 202
80. Kimura, D. Acquisition of a motor skill after left-hemisphere damage. *Brain* 100 (1977) 527 - 542
81. Kimura, D. Left-hemisphere control of oral and brachial movements and their relation to communication. *Philos. Trans. R. Soc. Lond.* 298B Biol. Sci. (1982) 135 - 149
82. Kimura, D. Sex differences in cerebral organization for speech and praxic functions. *Can. J. Psychol.* 37 (1983) 19 - 35
83. Kincaid, M. A study of individual differences in learning. *Psychol. Rev.* 32 (1925) 34 - 53
84. King, G.D., Hannoy, H.J., Masek, B.J., Burns, J.W. Effects of anxiety and sex on neuropsychological tests. *J. Consult. Clin. Psychol.* 46 (1978) 375 - 376
85. Knopman, D., Nissen, M.J. Procedural learning is impaired in Huntington's disease: Evidence from the serial reaction time task. *Neuropsychologia* 29 (1991) 245 - 254
86. Kolb, B., Milner, B. Performance of complex arm and facial movements after focal brain lesions. *Neuropsychologia* 19 (1981) 491 - 503
87. Lamson-McBride, E., Payne R.B. Psychomotor reminiscence and the menstrual cycle. *Bull. Psychon. Soc.* 17 (1981) 97 - 100
88. Lee, T.D., Magill, R.A. The locus of contextual interference in motor-skill acquisition. *J. Exp. Psychol.* 9 (1983) 730 - 746

89. Leonard, G., Milner, B., Jones, L. Performance on unimanual and bimanual tapping tasks by patients with lesions of the frontal or temporal lobe. *Neuropsychologia* 26 (1988) 79 – 91
90. Machetanz, J., Bischoff, C., Pinker, E., Meyer, B.U., Conrad, B. Effects of learning on the quantification of motor tasks in controls and patients with neurological diseases. Abstracts of the Meeting of the European Federation of Neurological Societies, Berlin, 1993 a
91. Machetanz, J., Forster, J., Bischoff, C., Meyer, B.U., Isenberg, C., Conrad, B. PC-based system for an objective quantification of manual movement disability for clinical and scientific purposes. *J. Biomed. Eng.* 15 (1993 b) 363 - 370
92. Mackenzie, C.L., Marteniuk, R.G. Motor skill: feedback, knowledge, and structural issues. *Can. J. Psychol.* 39 (1985) 313 - 337
93. McBride, D.K., Payne, R.B. Psychomotor reminiscence as a function of sex and length of rest period. *J. Mot. Behav.* 11 (1979) 59 - 64
94. McBride, D.K., Payne, R.B. The sex difference in rotary pursuit performance: Aptitude or inhibition? *J. Mot. Behav.* 12 (1980) 270 - 280
95. McGeer, P.L., McGeer, E.G., Suzuki, J.S. Aging and extrapyramidal function. *Arch. Neurol.* 34 (1977) 33 - 35
96. McManus, I.C., Kemp, R.I., Grant, J. Differences between fingers and hands in tapping ability: dissociation between speed and regularity. *Cortex* 22 (1986) 461 - 473
97. Mortimer, J.A., Webster, D.D. Comparison of extrapyramidal motor function in normal aging and Parkinson's disease. In: "The aging motor system", Mortimer, J.A., Pirozzolo, F.J., Maletta, G.J. (Hrsg.), Praeger, New York, 1982, 217 - 241
98. Motomura, N., Seo, T., Asaba, H., Sakai, T. Motor learning in ideomotor apraxia. *Int. J. Neurosci.* 47 (1989) 125 - 130

99. Newell, A., Rosenbloom, P.S. Mechanisms of skill acquisition and the law of practice. In "Cognitive skills and their acquisition", Anderson, J.R. (Hrsg.), Hillsdale, NJ: Erlbaum, 1981, 1 - 55
100. Nissen, M.J., Bullemer, P. Attentional requirements of learning: evidence from performance measures. *Cognit. Psychol.* 19 (1987) 1 - 32
101. Noble, M., Fitts, P.M., Warren, C.E. The frequency response of skilled subjects in a pursuit tracking task. *J. Exp. Psychol.* 49 (1955) 249 - 256
102. Perl, R.E. The effect of practice upon individual differences. *Arch. Psychol.* 24 (1933) 1 - 54
103. Perl, R.E. An application of Thurstone's method of factor analysis to practice series. *J. Gen. Psychol.* 11 (1934) 209 - 212
104. Peters, M., Durdning, B. Left-handers and right-handers compared on a motor task. *J. Mot. Behav.* 11 (1979) 103 - 111
105. Peters, M. Why the preferred hand taps more quickly than the non-preferred hand: three experiments on handedness. *Can. J. Psychol./Rev. Can. Psychol.* 34 (1980) 62 - 71
106. Peters, M. Handedness: Effect of prolonged practice on between hand performance differences. *Neuropsychologia* 19 (1981) 587 - 590
107. Pew, R.W. Acquisition of hierarchical control over the temporal organization of a skill. *J. Exp. Psychol.* 71 (1966) 764 - 771
108. Pollock, B.J., Lee, T.D. Effects of the model's skill level on observational motor learning. *Res. Q. Exerc. Sport* 63 (1992) 25 - 29
109. Poole, J.L. Application of motor learning principles in occupational therapy. *Am. J. Occup. Ther.* 45 (1991) 531 - 536
110. Potvin, A.R., Syndulko, K., Tourtellotte, W.W., Lemmon, J.A., Potvin, J.H. Human neurologic function and the aging process. *J. Am. Geriatr. Soc.* 28 (1980) 1 - 9

111. Pratt, J., Chasteen, A.L., Abrams, R.A. Rapid aimed limb movements: age differences and practice effects in component submovements. *Psychol. Aging* 9 (1994) 325 - 334
112. Proteau, L., Blandin, Y., Alain, C., Dorion, A. The effects of the amount and variability of practice on the learning of a multi-segmented motor task. *Acta Psychol. (Amst.)* 85 (1994) 61 - 74
113. Rabbitt, P.M.A. How old and young subjects monitor and control responses for accuracy and speed. *Br. J. Psychol.* 70 (1979) 305 - 311
114. Reed, H.B. The influence of training on changes in variability in achievement. *Psychol. Monogr.* 41 (1931), ganze Nummer 185
115. Riederer, P., Wuketich, St. Time course of nigrostriatal degeneration in Parkinson's disease. *J. Neural Transm.* 38 (1976) 277 - 301
116. Rogers, C.A., Jr. Feedback precision and postfeedback interval duration. *J. Exp. Psychol.* 102 (1974) 604 - 608
117. Roland, P.E., Larsen, B., Lassen, N.A., Skinhoj, E. Supplementary motor area and other cortical areas in organization of voluntary movements in man. *J. Neurophysiol.* 43 (1980) 118 - 136
118. Saint-Cyr, J.A., Taylor, A.E., Lang, A.E. Procedural learning and neostriatal dysfunction in man. *Brain* 111 (1988) 941 - 959
119. Salmoni, A.W., Schmidt, R.A., Walter, C.B. Knowledge of results and motor learning: A review and critical reappraisal. *Psychol. Bull.* 95 (1984) 355 - 386
120. Salthouse, T.A., Somberg, B.L. Isolating the age deficit in speeded performance. *J. Gerontol.* 46 (1982) 59 - 63
121. Sanes, J.N., Dimitrov, B., Hallett, M. Motor learning in patients with cerebellar dysfunction. *Brain* 113 (1990) 103 - 120
122. Schmidt, R.A. A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychol. Rev.* 82 (1975) 225 - 260

123. Schmidt, R.A. „Motor control and learning: A behavioral emphasis.“ Champaign, 1988, 2. Ed., IL: Human Kinetics
124. Schmidt, R.A. Eine Schematheorie über das Lernen diskreter motorischer Fertigkeiten. In „Psychomotorik in Forschung und Praxis“, Kaul, P. und Zimmermann, K.W. (Hrsg.), Gesamthochschul-Bibliothek Kassel, 1990, Band 2
125. Schneider, W., Dumais, S.T., Shiffrin, R.M. Automatic and control processing and attention. In „Varieties of attention“, Parasuraman, R. und Davies, D. (Hrsg.), Orlando, FL: Academic Press, 1984, 1 - 27
126. Schnider, A., Gutbrod, K., Hess, C.W. Motion imagery in Parkinson's disease. *Brain* 118 (1995) 485 - 493
127. Schönle, P.W., Wiebold, G., Wieding, J., Conrad, B. Mikrocomputer und Rehabilitation kognitiver Hirnleistungsstörungen. *Rehabilitation* 26 (1987) 105 - 108
128. Schoppe, K.J. Das MLS-Gerät: Ein neuer Testapparat zur Messung feinmotorischer Leistungen. Sonderdruck aus *Diagnostica XX/1*, Verlag für Psychologie, Dr. C.J. Hogrefe, Göttingen, 1974, 43 - 46
129. Seitz, R.J., Roland, P.E. Learning of sequential finger movements in man: A combined kinematic and positron emission tomography (PET) study. *Eur. J. Neurosci.* 4 (1992) 154 - 165
130. Shapiro, D.C., Schmidt, R.A. The schema theory: Recent evidence and developmental implication. In “The development of movement control and coordination”, Kelso, J.A.S., Clark, J.E. (Hrsg.), New York: Wiley, 1982, 113 - 150
131. Sharpe, J.A., Sylvester, T.O. Effect of aging on horizontal smooth pursuit. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 17 (1978) 465 - 468
132. Shea, C.H., Kohl, R., Indermill, C. Contextual interference: Contributions of practice. *Acta Psychol. (Amst.)* 73 (1990) 145 - 157

133. Shea, J.B., Morgan, R.L. Contextual interference effects on the acquisition, retention, and transfer of motor skill. *J. Exp. Psychol.* 5 (1979) 179 - 187
134. Shelton, P.A., Knopman, D.S. Ideomotor apraxia in Huntington's disease. *Arch. Neurol.* 48 (1991) 35 - 41
135. Sheridan, M.R., Flowers, K.A., Hurrell, J. Programming and execution of movement in Parkinson's disease. *Brain* 110 (1987) 1247 - 1271
136. Shimoyama, j., Ninchoji, T., Uemura, K. The finger-tapping test, a quantitative analysis. *Arch. Neurol.* 47 (1990) 681 - 684
137. Singer, R.N. „Motor learning and human performance“, New York: Macmillan, 1980
138. Skinner, B.F. „Science and human behavior“, New York: Macmillan, 1953
139. Sokal, R.R., Rohlf, F.J. „Biometry“ New York, 1981, 2. Ed. , 110
140. Spirduso, W.W., Mac Rae, H.H., Maeck, Rae, P.G., Prewitt, J., Osborn, L. Exercise effects on aged motor function. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* 515 (1988) 363 - 375
141. Stelmach, G.E., Goggin, N.L., Garcia-Colera, A. Movement specification time with age. *Exp. Aging Res.* 13 (1986) 39 - 46
142. Sturm, W., Büssing, A. Ergänzende Normierungsdaten und Retest-Reliabilitätskoeffizienten zur Motorischen Leistungsserie (MLS) nach Schoppe. *Diagnostica* 31 (1985) 234 - 245
143. SYSTAT, Inc; Systat; Sygraph MS-DOS Version 5, Evanston, 1990, Illinois
144. Talland, G.A. The effect of age on speed of simple manual skill. *J. Genet. Psychol.* 100 (1962) 69 - 76
145. Talland, G.A. Manual skill in Parkinson's disease. *Geriatrics* 18 (1963) 613 - 620

146. Thompson, P.D., Berardelli, A., Rothwell, J.C., et al. The coexistence of bradykinesia and chorea in Huntington's disease and its implications for theories of basal ganglia control of movement. *Brain* 111 (1988) 223 - 244
147. Thorndike, E.L. "The psychology of wants, interests, and attitudes", New York: Appleton-Century, 1935
148. Todor, J.I., Kyprie, P.M. Hand differences in the rate and variability of rapid tapping. *J. Mot. Behav.* 12 (1980) 57 - 62
149. Todor, J.I., Kyprie, P.M., Price, H.L. Lateral asymmetries in arm, wrist and finger movements. *Cortex* 18 (1982) 515 - 523
150. Trowbridge, M.H., Cason, H. An experimental study of Thorndike's theory of learning. *J. Gen. Psychol.* 7 (1932) 245 - 258
151. Vaughan, H.G., Costa, L.D. Performance of patients with lateralized cerebral lesions. II. Sensory and motor tests. *J. Nerv. Ment. Dis.* 134 (1962) 237 - 243
152. Vogel, W., Broverman D.M., Klaiber E.L. EEG responses in regularly menstruating women and in amenorrhic women treated with ovarian hormones. *Science* 172 (1971) 388 - 391
153. Vogt, S. On relations between perceiving, imagining and performing in the learning of cyclical movement sequences. *Br. J. Psychol.* 86 (1995) 191 - 216
154. Weinberg, R.S. The relationship between mental preparation strategies and motor performance: A review and critique. *Quest* 33 (1979) 195 - 213
155. Welford A.T. *Aging and human skill.* Oxford University Press, London, 1958.
156. Welford A.T., 1977, Motor performance. In "Handbook of the psychology of aging", J.E. Birren & K.W. Schaie (Hrsg.), Van Nostrand Reinhold, New York, 1977
157. Wells, K.C., Payne R.B. Psychomotor reminiscence as a function of gonadal steroid hormone variation. *Bull. Psychon. Soc.* 14 (1979) 197 - 200

158. Whiting, H.T.A. Dimensions of control in motor learning. In "Tutorials in motor behavior", Stelmach, G.E., Requin, J. (Hrsg.), New York: North Holland, 1980, 537 - 550
159. Wilkinson, Leland. SYGRAPH: The System for Graphics. Evanston, IL: SYSTAT, Inc., 1990 a
160. Wilkinson, Leland. SYSTAT: The System for Statistics. Evanston, IL: SYSTAT, Inc., 1990 b
161. Wolff, P.H., Hurwitz, I. Sex differences in finger tapping: a developmental study. *Neuropsychologia* 14 (1976) 35 - 41
162. Wolff, P.H., Hurwitz, I., Moss, H. Serial organization of motor skills in left- and right- handed adults. *Neuropsychologia* 15 (1977) 539 - 546
163. Woodworth, R.S. The accuracy of voluntary movement. *Psychol. Monogr.* 13 (1899) 1 - 114, New York: Macmillan
164. Wright, B.M., Payne, R.B. Effects of aging on sex differences in psychomotor reminiscence and tracking proficiency. *J. Gerontol.* 40 (1985) 179 - 184
165. Wyke, M. Postural arm drift associated with brain lesions in man. *Arch. Neurol. (Chicago)* 15 (1966) 329 - 334
166. Wyke, M. Effect of brain lesions on the rapidity of arm movement. *Neurology* 17 (1967) 1113 - 1120
167. Wyke, M. The effect of brain lesions in the performance of an arm-hand precision task. *Neuropsychologia* 6 (1968) 125 - 134
168. Wyke, M. Influence of direction on the rapidity of bilateral arm movements. *Neuropsychologia* 7 (1969) 189 - 194
169. Wyke, M. The effects of brain lesions on the learning performance of a bimanual co-ordination task. *Cortex* 7 (1971 a) 59 - 72

170. Wyke, M. The effects of brain lesions on the performance of bilateral arm movements. *Neuropsychologia* 9 (1971 b) 33 - 42
171. Zauner, E. Untersuchung eines gemischten Normalkollektivs mit einem computerisierten Motorikmeßsystem zur Bestimmung der motorischen Einflüsse des Alters und anderer personenspezifischer Faktoren. Dissertation an der TU München 1994

9 ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Tracking DEVABSX.....	51
Abbildung 2: Tracking DEVABSY.....	52
Abbildung 3: Tracking LGMCORY.....	53
Abbildung 4: Tracking MAXCORY.....	54
Abbildung 5: Tracking OVSHOQU.....	55
Abbildung 6: Tracking DECREASE.....	56
Abbildung 7: Ballistische Bewegungen RT10.....	57
Abbildung 8: Ballistische Bewegungen MT80.....	58
Abbildung 9: Komplexe sequentielle Bewegungen MOVSUM.....	59
Abbildung 10: Tapping TAPRATE.....	60
Abbildung 11: Tapping TAPCON.....	61
Abbildung 12: Lernen Gruppe 1.....	65
Abbildung 13: Lernen Gruppe 2.....	66
Abbildung 14: Lernen Gruppe 3.....	67
Abbildung 15: Ausmaß pathologischer Kennzeichen - Mittelwert.....	68
Abbildung 16: Ausmaß pathologischer Kennzeichen - Median.....	69
Abbildung 17: Ausmaß pathologischer Kennzeichen - Standardabweichung.....	70
Abbildung 18: Lernsteigungen über alle Sitzungen - Mittelwert.....	71
Abbildung 19: Tapping rechte/linke Hand - TAPRATE - Gruppe 1.....	73
Abbildung 20: Tapping rechte/linke Hand - TAPRATE - Gruppe 2.....	74
Abbildung 21: Tapping rechte/linke Hand - TAPRATE - Gruppe 3.....	74
Abbildung 22: Tapping rechte/linke Hand - TAPCON - Gruppe 1.....	75
Abbildung 23: Tapping rechte/linke Hand - TAPCON - Gruppe 2.....	75
Abbildung 24: Tapping rechte/linke Hand - TAPCON - Gruppe 3.....	76
Abbildung 25: Tracking rechte/linke Hand - DEVABSX - Gruppe 1.....	77
Abbildung 26: Tracking rechte/linke Hand - DEVABSX - Gruppe 2.....	77
Abbildung 27: Tracking rechte/linke Hand - DEVABSX - Gruppe 3.....	78
Abbildung 28: Tracking rechte/linke Hand - DEVABSY - Gruppe 1.....	78
Abbildung 29: Tracking rechte/linke Hand - DEVABSY - Gruppe 2.....	79
Abbildung 30: Tracking rechte/linke Hand - DEVABSY - Gruppe 3.....	79
Abbildung 31: Tracking rechte/linke Hand - MAXCORY - Gruppe 1.....	80
Abbildung 32: Tracking rechte/linke Hand - MAXCORY - Gruppe 2.....	80
Abbildung 33: Tracking rechte/linke Hand - MAXCORY - Gruppe 3.....	81
Abbildung 34: Komplexe sequentielle Bewegungen re/li Hand - MOVSUM - Gr. 1.....	81
Abbildung 35: Komplexe sequentielle Bewegungen re/li Hand - MOVSUM - Gr. 2.....	82
Abbildung 36: Komplexe sequentielle Bewegungen re/li Hand - MOVSUM - Gr. 3.....	82

Danksagung

Herrn Prof. Dr. B. Conrad danke ich für die Überlassung des Themas, mein herzlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. A. Weindl als Doktorvater.

Zu besonderem Dank bin ich PD Dr. J. Machetanz verpflichtet für die gute Betreuung und Unterstützung bei der Durchführung und Erstellung der Arbeit.

Ich danke meiner Schwester Lieselotte Pinker-Schmidl für das Korrekturlesen in Bezug auf Rechtschreibfehler und ihrem Mann Thomas Schmidl für die Hilfe bei Problemen mit dem Computer.

Den Versuchspersonen danke ich sehr für die freiwillige und unentgeltliche Teilnahme an der manuellen Bewegungsanalyse.