

Aus dem Institut für Soziale Pädiatrie und Jugendmedizin
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand. Prof. Dr. Dr. h.c. Hubertus von Voss

***Die Entwicklung handmotorischer Kraftregulation
im Alter zwischen 7 und 14 Jahren.
Analyse isometrischer Griffkraftregulation
elementarer und koordinativer – visuomotorischer
Griffkraftaufgaben.***

Dissertation

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

Vorgelegt von

Sindichakis Marina
aus
München

2004

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Priv. Doz. Dr. med. Rainer Blank

Mitberichterstatter: Prof. Dr. M. Strupp

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 28.10.2004

1	<i>Einleitung</i>	4
1.1	Hinführung	4
1.2	Prä – und perinatale Entwicklung des Nervensystems	6
1.3	Postnatale Entwicklung des Nervensystems	9
1.3.1	Kortex	9
1.3.2	Deszendierende Bahnsysteme/ Rückenmark/ Periphere Nerven	10
1.3.3	Stammganglien und Thalamus.....	11
1.3.4	Kleinhirn	11
1.4	Funktionelle Neuroanatomie und Neurophysiologie des Finger-Hand-Systems	12
1.4.1	Aufbau des sensorisch - sensiblen Systems	12
1.4.2	Aufbau des motorischen Systems	14
1.4.3	Kortex	15
1.4.4	Pyramidenbahnen.....	16
1.4.5	Basalganglien und der cortico-striato-thalamische Regelkreis	16
1.4.6	Kleinhirn und der cortico-ponto-cerebello-thalamische Regelkreis.....	17
1.5	Physiologische Entwicklung der Handfunktion	18
1.6	Grundlagen der motorischen Handfunktionen	19
1.6.1	Elementare Griffkraftfunktion	19
1.6.1.1	Maximale statische Griffkraft.....	19
1.6.1.2	Isometrische repetitive Griffkraftwechsel und schnellste isometrische Einzelkontraktion.....	20
1.6.2	Sensomotorische und koordinative Griffkraftfunktionen.....	22
1.6.2.1	Automatisierte und koordinative sensomotorische Kraftfunktionen	22
1.6.2.2	Visuomotorisches Tracking.....	24
1.7	Asymmetrien in der Durchführung feinmotorischer Aufgaben	29
2	<i>Zielsetzung, Hypothesen, Begründung</i>	31
2.1	Zielsetzung	31
2.2	Explorative Hypothesen	31
2.3	Begründung	32
3	<i>Methodik</i>	33
3.1	Stichprobenbeschreibung	33
3.2	Stichprobenselektion	33
3.2.1	Anamnese.....	33
3.2.2	Körperliche Untersuchung	34

3.2.3	Lateralitätsprüfung.....	34
3.2.4	Handgeschicklichkeit.....	35
3.2.5	Konzentration/Merkfähigkeitstest.....	35
3.2.6	Epikritische Sensibilität und Diskrimination	35
3.3	Allgemeine Aspekte zur Versuchsdurchführung	36
3.4	Meßinstrument	37
3.5	Beschreibung der Testaufgaben.....	40
3.5.1	Elementare Griffkraftfunktionen.....	40
3.5.1.1	Maximale Griffkraft	40
3.5.1.2	Schnellstmögliche repetitive isometrische Griffkraftwechsel	41
3.5.1.3	Schnellstmögliche isometrische Einzelkontraktion	42
3.5.2	Visuomotorisches Tracking – sensomotorische Kraftaufgabe	43
3.5.2.1	Sinustracking	43
3.5.2.2	Rampentracking.....	43
3.6	Zielparameter	45
3.6.1	Elementare Griffkraftfunktion	45
3.6.1.1	Maximale Griffkraft	45
3.6.1.2	Schnellstmögliche repetitive isometrische Griffkraftwechsel	46
3.6.1.3	Schnellstmögliche isometrische Einzelkontraktion	47
3.6.2	Visuomotorisches Tracking	48
3.6.2.1	Sinustracking	49
3.6.2.2	Rampentracking.....	50
3.7	Statistische Auswertung.....	51
4	<i>Ergebnisse</i>.....	53
4.1	Stichprobenbeschreibung	53
4.2	Fehlende Daten	53
4.3	Elementare Griffkraftfunktionen	54
4.3.1	Maximale Griffkraft.....	54
4.3.2	Schnellstmögliche repetitive isometrische Griffkraftwechsel.....	57
4.3.2.2	Altersentwicklung.....	58
4.3.2.3	Lateralitätsvergleich	64
4.3.2.4	Geschlechtsvergleich.....	66
4.3.3	Schnellstmögliche isometrische Einzelkontraktion.....	69
4.3.3.1	Altersentwicklung.....	70
4.3.3.2	Lateralitätsvergleich	74
4.3.3.3	Geschlechtsvergleich.....	76

4.4	Visuomotorisches Tracking	79
4.4.1	Sinustracking	79
4.4.1.1	Dominante Hand.....	80
4.4.1.2	Nicht dominante Hand.....	83
4.4.1.3	Lateralitätsvergleich:	85
4.4.1.4	Geschlechtvergleich:	86
4.4.2	Rampentracking	89
4.4.2.1	Dominante Hand:	90
4.4.2.2	Nicht Dominante Hand:.....	92
4.4.2.3	Lateralitätsvergleich	94
4.4.2.4	Geschlechtsvergleich:.....	95
5	<i>Diskussion</i>	97
5.1	Methodik	97
5.1.1	Probandengruppe-Auswahl und klinische Untersuchung:	97
5.1.2	Mess-System – Aufbau und Durchführung.....	98
5.1.3	Auswertung.....	100
5.1.4	Statistische Analyse	100
5.2	Elementare Griffkraftfunktionen	101
5.3	Visuomotorisches Tracking	104
5.4	Funktionelle Neuroanatomie	109
5.5	Ausblick	111
5.6	Einsatzmöglichkeit in der Diagnostik	112
6	<i>Zusammenfassung</i>	113
7	<i>Anhang</i>	115
7.1	Tabellarische Zusammenfassung der Ergebnisse	115
7.1.1	Elementare Griffkraftfunktion	115
7.1.2	Visuomotorisches tracking.....	116
7.2	Tabellenverzeichnis	117
7.3	Abbildungsverzeichnis	118
7.4	Literaturverzeichnis	119
8	<i>Danksagung</i>	126
9	<i>Lebenslauf</i>	127

1 Einleitung

1.1 Hinführung

Die Steuerung und Ausführung motorischer Aktionen ist eine der herausragendsten Fähigkeiten unseres zentralen Nervensystems, dessen integrative Leistung auf der Interaktion motorischer und sensorischer Systeme beruht.

Das sensorische System formt interne Abbilder unseres Körpers und unserer Umgebung. Beispielsweise schafft es bei einer sehr einfachen Aufgabe wie das Ergreifen und Heben eines Wasserglases durch dessen visuelle Wahrnehmung ein internes Abbild der Lokalisation des Glases im Raum. Gleichzeitig benötigt es proprioceptive Informationen für das interne Bild unseres Körpers im Raum und im Bezug zum Glas. Erst dann kann ein adäquater Befehl vom motorischen Kortex ausgehen, das Glas zu ergreifen und zu heben.

In der funktionellen Hierarchie des motorischen Systems steht zu Beginn das Ziel der Bewegung, dem folgt die Integration der sensorischen Information in das motorische Programm. An letzter Stelle steht die räumliche und zeitliche Koordination der Muskelkontraktionen, die zum Ergreifen und Heben des Glases führen (Ghez 2000).

Der Schwerpunkt der folgenden Arbeit liegt auf der zuletzt genannten Ebene, d.h. in der Analyse der Kinetik also der Kraft – und Kraftdynamik.

Eine wichtige Voraussetzung der hervorragenden Leistungsfähigkeit der menschlichen Hand ist die präzise Kontrolle von Fingerkräften. Zur Bewegung des besagten Wasserglases benötigen wir eine ganz bestimmte Griffkraft, um ein Entgleiten des Glases zu verhindern, aber auch um ein Zerschneiden oder eine zu rasche Ermüdung durch zuviel Kraft zu vermeiden. Ist diese Griffkraft nicht mit einer Längenänderung der Fingermuskulatur verbunden spricht man von isometrischer Griffkraft, die im folgenden detailliert untersucht werden soll.

Die Produktion isometrischer Griffkraft ist also das letzte Ergebnis eines komplexen Planungs-, Integrations und Durchführungsprozesses des sensomotorischen Systems. Durch die genaue Analyse der Kraftdynamik kann zumindest teilweise auf zentrale Verarbeitungsprozesse rückgeschlossen werden.

Wie gestaltet sich die Entwicklung der Kinetik von Handfunktionen? Welche Schlussfolgerungen auf die Reifungsmuster zentraler motorischer Regelkreise können aus dieser Entwicklung gezogen werden?

Eine sehr wichtige Phase im Erwerb feinmotorischer Fähigkeiten stellt das frühe Kindesalter dar. Während Bewegungsfunktionen durch das klinische Auge noch ausreichend beurteilt werden können, ist dies bei Krafftfunktionen nur in äußerst begrenztem Maß möglich. Die Diagnose handmotorischer Störungen wird meist auf der Grundlage klinischer Beobachtung im Sinne von Koordinationsstörungen oder Teilleistungsstörungen gestellt. Viele neuropsychologische Testverfahren sind zum einen mit erheblichem zeitlichen Aufwand korreliert und erfassen zum anderen motorische Leistung fast nur in Zusammenhang mit visuellen Fähigkeiten. So daß eine Differenzierung zwischen motorischen oder visuellen Defiziten oder Rückschlüsse auf die zugrundeliegenden Prozesse nicht möglich ist (Blank 2000).

Zur objektiven Erfassung kindlicher Griffkrafftfunktionen wurde von Blank in Anlehnung an das Konzept von Mai und Mitarbeitern ein Instrumentarium zur objektiven quantitativen Analyse von kindlichen Finger – Hand Funktionen seit Ende 1995 im Kinderzentrum München am Institut für Soziale Pädiatrie und Jugendmedizin der LMU München aufgebaut.

Durch Blank et al. wurden Kinetik und Kinematik der Handfunktion bei ca. 200 Kindergartenkindern im Alter von 3 – 6 Jahren und mehr als 100 Kindern mit infantilen Zerebralparese untersucht und durch diese Daten ein Standard für zukünftige klinisch-diagnostische Fragestellung zur Handfunktion im Kindesalter sowie die Möglichkeit einer objektiven Beurteilung vielfältiger Therapiemaßnahmen geschaffen.

In der vorliegenden Arbeit soll die Untersuchung der Griffkrafftodynamik elementarer und visuell gesteuerter Bewegungen bei 59 gesunden 7 – 14 jährigen Kindern an diese Untersuchungen anschließen, Reifungsmuster der beteiligten Regelkreise offenlegen und normative Daten für zukünftige klinisch diagnostische Fragestellungen bereitstellen.

1.2 Prä – und perinatale Entwicklung des Nervensystems

Die Entwicklung des Nervensystems beginnt mit der Entstehung des 3. Keimblattes am 15. postkonzeptionellen Tag. Bis zum Ende der 12. SSW ist die so genannte Organogenese abgeschlossen und die äußere Gehirnform in ihren Grundstrukturen ausgebildet. Dieser ersten Pränatalphase schließt sich die 2. Pränatalphase mit Ausbildung des Balkens, der Pons, erster Cortexwindungen und deszendierender Pyramidenbahnen bis zur 28.SSW an. In der dritten und letzten Pränatalphase bis zum Ende der SS in der 40. SSW sind alle Gyri ausdifferenziert, bereits ab der 31. SSW werden Unterschiede im Aufbau der rechten und linken temporalen Gyrierung sichtbar. Die Entwicklung der cerebralen Mikrostrukturen findet wie die der Makrostrukturen in den 3 Perinatalphasen statt. Im **Stadium der Induktion** werden Ektodermzellen durch Kontakt zum Chordamesoderm zum späteren Nervengewebe determiniert. Nach Ausformung des Neuralrohrs aus der Neuralplatte ab dem 18. postkonzeptionellen Tag beginnt die **Proliferation** der das Lumen umgebenden Epithelzellen zu Neuroblasten und Gliazellen. Parallel dazu wandern die Neuroblasten im **Stadium der Migration** (50. Postkonzeptioneller Tag) in ihre Zielgebiete, dabei dienen früh gebildete Gliazellen als Gleitschienen für Neuroblasten. Bereits während der Migration aber spätestens mit Erreichen ihrer Zielgebiete **differenzieren** sich die Neuroblasten zur typischen Struktur der Nervenzelle mit Zellkörper, Axon, Dendriten und deren synaptischen Endknöpfen. Im **Stadium der quantitativen Abstimmung** findet eine Anpassung von Zellzahl und Synapsenart an die individuellen Notwendigkeiten statt.

Im folgenden sind die Zeitpläne der drei Pränatalphasen tabellarisch dargestellt (Tab. 1, 2 und 3 nach Michaelis und Niemann (Michaelis and Niemann 1999), Mod. nach Blank (Blank 2000))

Tabelle 1: Embryo-fetale Entwicklung des ZNS: **1. Pränatalphase** (Michaelis und Niemann, 1999)

1. Pränatalphase		
Zeitachse	Makrostrukturen des ZNS	Mikrostrukturen des ZNS
Konzeption		
18. Tag	Bildung des Neuralplatte	
20. Tag	Bildung der Neuralrinne	
23. Tag	Schluß des vorderen Neuroporus	
25. Tag	Schluß des hinteren Neuroporus	Proliferationsphase: intensive Zellteilung im Zylinderepithel des geschlossenen Neuralrohres
35. Tag	5 Gehirnbläschen sichtbar	
50. Tag	Cerebellum-Anlage sichtbar	Migrationsphase: 2 kurz aufeinanderfolgende Wellen intensiver Proliferation in der 8.-15. Woche. Folge: s. Makrostrukturen ab 10. Woche
10. Woche	Rasche Größenzunahme des Cortex mit Ausnahme des Frontalhirns	Purkinjezellen erscheinen im Cerebellum
12. Woche (Ende 3. Monat)	Äußere Hirnform in Grundstrukturen ausgebildet	Erste Synapsen (Reflexbögen) im Rückenmark. Erste Myelinstrukturen im Rückenmark. Astrozyten, Oligodendrogliazellen

Tabelle 2: Embryo-fetale Entwicklung des ZNS: **2. Pränatalphase** (Michaelis und Niemann, 1999)

2. Pränatalphase		
Zeitachse	Makrostrukturen des ZNS	Mikrostrukturen des ZNS
13. Woche	Striatum wird durch einwachsende Fasersysteme in N. caudatus und Putamen getrennt	Proliferation Migration
4. Monat	Ausdehnung der glatten Hemisphären nach dorsal über Zwischen-Mittel-Rautenhirn	Erster Zellaufbruch im Kaudalbereich der Neuroblastenmatrix des Neuralrohres sichtbar
16. Woche	Balken wird sichtbar, zunächst rostral, dann rasch nach dorsal wachsend, dabei den 3.Ventrikel überwölbend, Pyramidenbahnen	Weitere Ausdifferenzierung der Nervenzellen, sobald endgültiger Bestimmungsort erreicht ist
17. Monat	Pons und durchlaufende lange Fasersysteme sichtbar; Kreuzung Pyramidenbahnen	Proliferation im Matrixbereich der Vorderhörner für Neurone der frontalen Cortexbereiche
5. Monat	Deszendierende Pyramidenbahnen etwa bei Th4	Dendritenwachstum und beginnende Ausdifferenzierung des Dendritenbaumes
20. Woche	Erste Cortexwindungen	
24. Woche	Vorwölbung Prä- und Postzentralregion des Cortex durch einwandernde Neurone	Ende der Proliferation, in bestimmten Hirnabschnitten vielleicht etwas später
26. Woche	Balkenwachstum nach dorsal beendet. Zunehmende Furchung. Verstärkte Ausdifferenzierung der Frontalregion	Lange, dünne „Spines“ bilden exzitatorische Synapsen
28. Woche		Migration weitgehend, bis auf Frontalhirnbereich, beendet

Tabelle 3: Embryo-fetale Entwicklung des ZNS: 3. Pränatalphase (Michaelis und Niemann, 1999)

3. Pränatalphase		
Zeitachse	Makrostrukturen des ZNS	Mikrostrukturen des ZNS
29. Woche	Zunehmende Ausdifferenzierung der Gyri	Ausdifferenzierung des Dendritenbaumes, dünne werden zu dicken Spines
31. Woche	Morphologisch sichtbare Unterschiede im Aufbau der rechten und linken temporalen Gyrierung (Heschl-Windungen)	Synapsenbildung und Vernetzung, etwa 50% der Neurone, deren Synapsen keinen Kontakt gefunden haben, gehen wieder zugrunde, zunehmende Myelinisierung
40. Woche	Balken vollständig Inselregion nicht mehr sichtbar. Alle Gyri ausgebildet	Alle corticalen Neurone haben ihren endgültigen Standort gefunden Fasersysteme des Frontalhirnes bis 8. Lebensmonat nicht myelinisiert Myelinisierung evtl. bis zum 2. Lebensjahrzehnt Wahrscheinlich lebenslange synaptische Transformation in Grenzen und in bestimmten Gebieten möglich

Die Kenntnis über die Stadien der embryo- fetalen Entwicklung des Nervensystems ist wegweisend in der Diagnose und zeitlichen Zuordnung kindlicher motorischer Schädigungsmuster.

Schädigungen, die in der 1. oder 2. Perinatalperiode stattgefunden haben sind im Gegensatz zu späteren Schädigungen durch eine ausgeprägte Hypotonie mit geistiger Behinderung und Entwicklungsretardierung gekennzeichnet und lassen an eine cerebrale Fehlbildung, an ein angeborenes Syndrom oder weitere neurologische Erkrankungen denken (Michaelis 1999).

Der Schädigungszeitpunkt der zum klinischen Bild der infantilen Zerebralparese führt ist die 3. Perinatalperiode. Schädigungsort sind die periventrikulären Keimfelder, die in der 35. SSW eine große Aktivität zeigen. Die periventrikuläre Keimschicht ist Ort der weiteren Differenzierung und Teilung neuronaler Stammzellen, der Zeitpunkt der Teilung bestimmt die spätere Lokalisation (Kortex) und Eigenschaft (Bsp. Pyramidenzelle) der postmitotischen Zelle. So führen periventrikuläre Blutungen mit Schädigung der periventrikulären Keimfelder sowie der Pyramidenbahnen zu corticospinalen Bewegungsstörungen. Davon unterscheiden sich perinatale Schädigungsmuster, die häufig Grenzversorgungsgebiete (Kortex) und die Basalganglien betreffen und somit gemischt pyramidal- und extrapyramidalmotorische Störungen aufweisen (Michaelis 1999).

1.3 Postnatale Entwicklung des Nervensystems

Das pränatale Stadium der quantitativen Abstimmung mit quantitativer Reduktion der Nervenzellzahl und Synapsen und Ausdifferenzierung der Axone setzt sich bis in die ersten Lebensjahre hinein fort (Sanes 2000).

Peters Abhandlung über die kindliche Anatomie von 1938 erfreut sich aufgrund eingeschränkter neuerer Literatur noch heute großer Aktualität (Peter 1938).

1.3.1 Kortex

Die Reifung des menschlichen Kortex kann in drei Phasen unterteilt werden (Brown 1997).

In der ersten Phase werden die Primärareale mit zahlreichen sensorischen Verbindungen, Verbindungen zum Thalamus und langen peripheren corticospinalen Bahnen, in der letzten die Terminalzonen entwickelt.

Zwischen beiden Phasen beginnt die Ausbildung der Assoziationsfelder, die lange intracorticale und auch interhemisphärische Verbindungen aufweisen.

Die langen Assoziationsfasern zeigen bis zum Kindesalter, die kurzen hingegen weit über das Kindesalter hinaus bis hin ins Jugendalter eine Entwicklung.

Die periventriculären Keimfelder sind nicht nur in der 3. Pränatalperiode von großer Wichtigkeit. Sie enthalten eine sekundäre Keimzellmatrix, die bis Ende des zweiten Lebensjahres neuronale Stammzellen für eine weitere Neurogenese im Bereich des Kortex, aber auch der Hippocampusregion sorgen und somit eine Entwicklung der Hauptschichten der Rinde bis ins Kindesalter hinein bewirken (Peter 1938).

Die Zellkörper der Betzschen Riesenzellen, der für die corticospinale Regulation der Handmotorik wichtigsten und gleichzeitig schnellsten Pyramidenbahnzellen, wachsen von 0.027 mm beim 2 Wochen alten Kind und 0.0273 mm beim einjährigen Kind noch bis auf 0.034 mm beim sechsjährigen Kind, was der endgültigen Größe entspricht (Peter et al., S. 614). Die Axone verdicken sich noch deutlich von 0.001 mm auf 0.007 mm (Verhaart 1950). Dennoch sind die Riesenpyramidenzellen die Elemente, die bei der Geburt hinsichtlich Größe und Differenzierung am weitesten entwickelt sind. Hirako (zitiert nach Peter et al., 1938, S. 616) berichtete schon im Jahre 1921, dass an ganz distinkten Stellen in frühmyelinisierenden Zonen kleine myelinisierte Inseln auftreten, von denen aus der Myelinisationsprozeß zum benachbarten Areal fortschreitet, bis sie sich schließlich alle vereinigen. Dies ist nach Hirako (1923, nach Peter et al., 1938) erst im 5. Lebensjahr der Fall. Hirako (1923, in Peter et al., 1938) hat auch erstmals

eine Kartierung zur Myelinisation verschiedener Fasern in der Großhirnrinde bei Kindern dargestellt. Makroskopisch zeigen Magnetresonanztomographien bereits ab dem 3. Lebensjahr das Myelinisierungsbild Erwachsener.

Bestimmte Fasersysteme (Gennari-, Kaes-Bechterew-, Baillarger-Streifen) nehmen noch während der gesamten Wachstumsphase und teilweise sogar bis zum Alter von etwa 20 Jahren zu bzw. zeigen charakteristische Veränderungen. Bereits in der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts wurden individuell verschiedene Myelinisationszeiträume und -verteilungen beschrieben. Dabei werden tendenziell die motorischen Fasern später als die sensiblen (Flechsig, 1920 nach Peter et al., S. 618) sowie Assoziationsfasern später als Projektionsfasern myelinisiert. Ob und inwiefern diese umfangreichen Myelinisierungen im mikroskopischen Bereich klinisch-entwicklungsneurologisch relevant sind, kann auch heute noch nicht sicher gesagt werden (Blank 2000).

1.3.2 Deszendierende Bahnsysteme/ Rückenmark/ Periphere Nerven

Die Myelinisierung der corticospinalen Bahnen stellt einen postnatalen Prozeß dar und geht in seiner Dauer über den Verbindungsprozeß von descendierenden Pyramidalzellen mit Motoneuronen der grauen Substanz hinaus. Während ein kleiner Teil der corticospinalen Bahnen bei Geburt, der für die somatosensible Erregungsleitung verantwortliche lemniscus medialis jedoch bereits sehr gut myelinisiert sind, müssen die corticopontinen Bahnen noch vollständig myelinisiert werden.

Der Myelinisierungsgrad und die Axondicke bestimmen die Erregungsleitungsgeschwindigkeit und mit der Fähigkeit der Übertragung maximaler Entladungsfrequenzen auch den Informationsgrad. Willkürliche Bewegungen sind durch sehr hohe Entladungsfrequenzen gekennzeichnet (Porter 1993).

Eine moderne nicht invasive Möglichkeit Erregungsleitung corticospinaler Bahnen zu messen ist die transkranielle Magnetstimulation (TMS). Eyre (Eyre, Miller et al. 1991) und Müller (Müller, Homberg et al. 1992), konnten eine Verbesserung der Leitfähigkeit bis ins späte Kindesalter hinein feststellen, wobei die Gesamtleitungszeiten ab dem 4. Lebensjahr konstant bleiben. Eine Verbesserung der Leitungszeiten kann neben dem Myelinisierungsgrad auch eine Reifung auf corticaler Ebene bedeuten.

Die peripheren Nerven sind im allgemeinen früher myelinisiert als Hirnnerven und Pyramidenbahn, wie durch Studien mit Motorisch-Evozierten Potentialen gezeigt werden konnte (Eyre, Miller et al. 1991; Müller, Homberg et al. 1992)

1.3.3 Stammganglien und Thalamus

Während des Pallidum bereits bei Geburt myelinisiert ist, wird dies im Striatum im Verlauf der ersten Lebensjahre vollzogen. Die Verbindungen von und zum Thalamus scheinen bereits vor der Geburt ausgebildet zu sein (Peter 1938).

1.3.4 Kleinhirn

Die Reifung des Kleinhirns, das im 6. Lebensjahr Erwachsenengröße besitzt vollzieht sich früher als die des Großhirns (Peter 1938).

Makroskopisch ist im MRT der Myelinisierungsgrad Erwachsener im 3. Lebensmonat erreicht. Mikroskopisch ist die endgültige Kleinhirnstruktur mit Abschluß des 2. Lebensjahres Erreicht. Ebenso wie das Großhirn besitzt auch das Kleinhirn Keimfelder, die um den IV. Ventrikel lokalisiert sind (Hatten and Heintz 1999) allerdings ist die Myelinisierung weiter fortgeschritten.

1.4 Funktionelle Neuroanatomie und Neurophysiologie des Finger-Hand-Systems

1.4.1 Aufbau des sensorisch - sensiblen Systems

Die Aufgabe des sensorischen Systems ist es ein internes Abbild unseres Körpers und seiner Umwelt zu formen und somit die Basis für motorische Programme zu schaffen. Dabei entsteht keine reale Nachbildung von Körper und Umwelt, vielmehr werden die verschiedenen Dimensionen sensorischer Reize aufgezeichnet, zentral verarbeitet und intern rekonstruiert. Die Dimensionen sind die Reizmodalität, -intensität, -dauer und -lokalisierung, die durch unterschiedliche Rezeptoren und dazugehörige Bahnen spezifiziert werden.

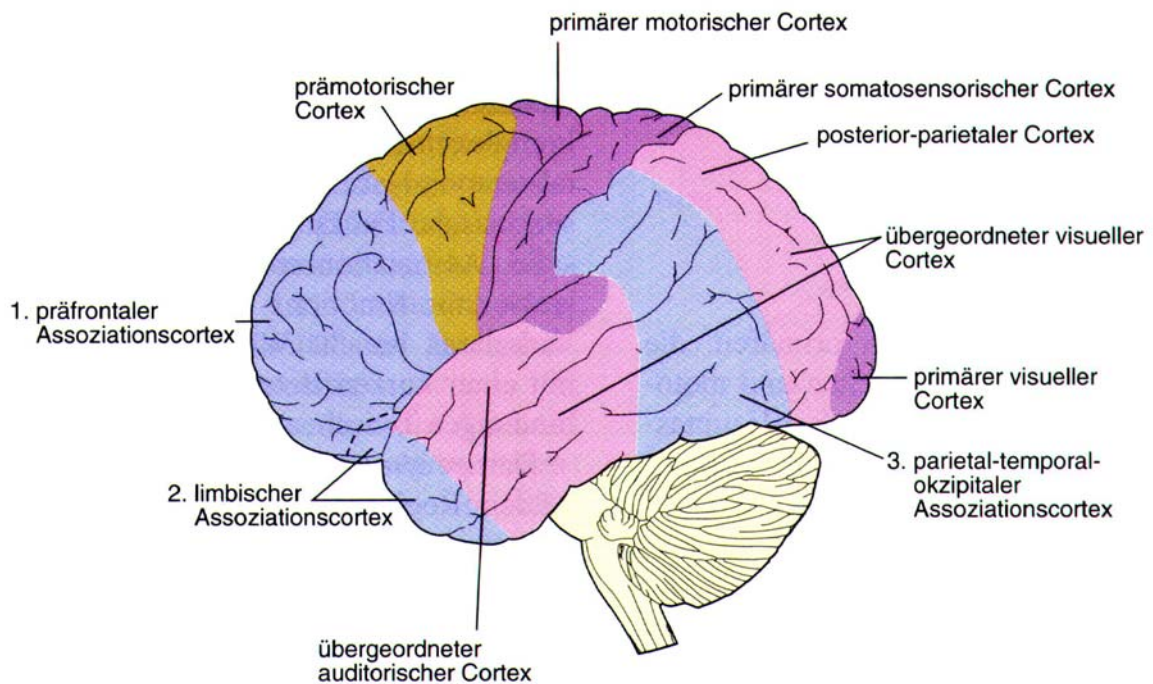


Abbildung 1: Funktionelle Gliederung des Kortex (aus Kandel und Schwartz, 1996)

So erfolgt die Proprioception, die Orts – und Bewegungswahrnehmung über die Muskelspindel und die Golgi – Organe und die Oberflächensensibilität, die Wahrnehmung von Berührung, Schmerz und Temperatur über cutane und subcutane Hautrezeptoren. Diese setzen sich zusammen aus den „Slowly Adapting“-Rezeptoren, den Merkel- und Ruffinikörperchen, und den „Fast Adapting“ Rezeptoren, den Meissner – und Pacini- Körperchen.

Das erste sensible Neuron nimmt dann Entladungsfrequenz und Größe der erregten Reptorfeldes entgegen. Über schnelleitende Fasern der Gruppe Aa und Ab (60 – 120m/s und 40-80m/s) werden Berührungsinformationen, und Propriozeptive Informationen über Ia- , Ib- , II- Fasern über die hintere Nervenwurzel nach Kreuzung auf das 2. sensible Neuron weitergeleitet. Dieses zieht dann innerhalb der Hinterstrangbahn und dem Lemniscus Medialis zum Thalamus, von dem aus letztendlich das 3. sensible Neuron zur somatosensorischen Primärrinde gelangt. Sowohl Hinterstrangbahn als auch Thalamus zeigen eine somatotopische Gliederung. Die primär-sensiblen Rindenareale stehen wiederum mit sekundären und tertiären Zentren in Verbindung sowie mit dem motorischen Cortex (**Abbildung 1**; S.12). Damit werden beispielsweise die Vorstellungen vom Gewicht eines Objektes, welche zur Kontrolle von Kraft und Bewegungen notwendig sind, im Parietallappen, wahrscheinlich in der Area 5, gespeichert. In benachbarten Arealen werden somatosensorische Informationen von Objekten mit visuellen Informationen verknüpft (“ein Gegenstand sieht schwer oder leicht aus”). Damit bestehen die Voraussetzungen für eine optimal programmierbare Motorik.

1.4.2 Aufbau des motorischen Systems

Nur durch die enge Zusammenarbeit von sensorischem und motorischem System ist eine Bewegung und deren Koordination möglich.

Diese Interaktion wird durch parallel oder seriell geschaltete Regelkreise gewährleistet, die je nach Anforderung sehr einfach oder aber hochdifferenziert strukturiert sein können.

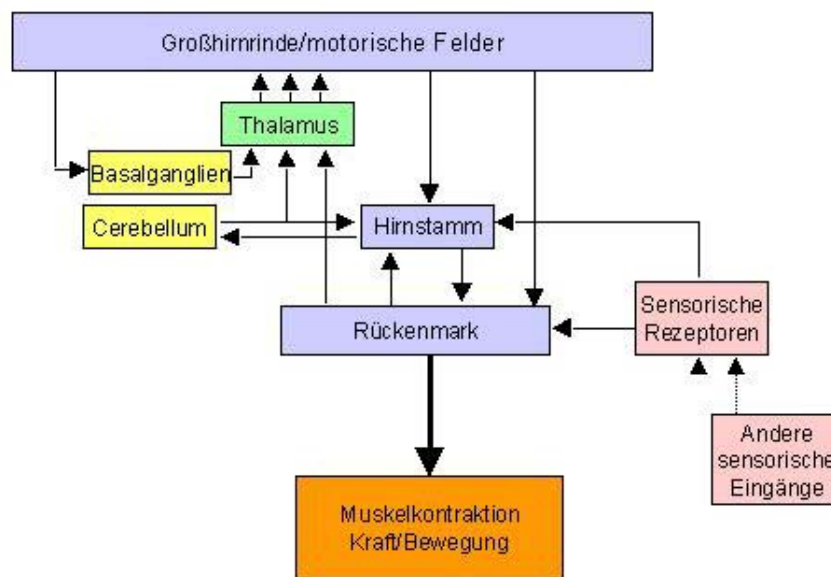


Abbildung 2: Schematische Darstellung zur hierarchischen und parallelen motorischen Steuerung. Der motorische Cortex kann das Rückenmark direkt wie indirekt über absteigende Systeme des Hirnstamms beeinflussen. Die drei motorischen Instanzen werden wiederum von den subcorticalen Systemen der Basalganglien und des Cerebellums via thalamischer Verschaltung gesteuert bzw. beeinflusst (nach Kandel und Schwartz, 1996).

1.4.3 Kortex

Die motorischen Gebiete des Kortex umfassen primärmotorisches Areal (Hand Area = M1-Region), prämotorisches Areal (lateraler Teil der Area 6), supplementärmotorisches Areal (SMA, medialer Teil der Area 6) sowie die motorischen Areale des Gyrus cinguli (Area 23 und 24)

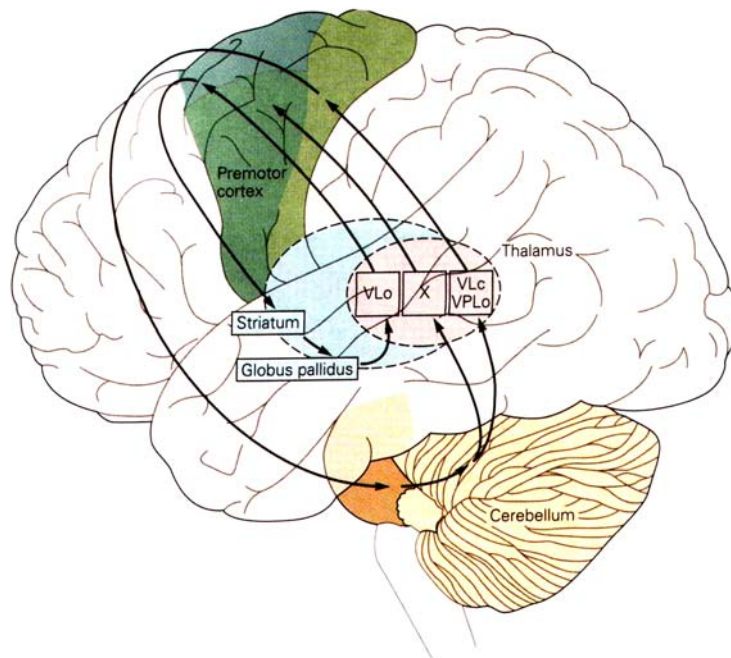


Abbildung 3: Motorische Regulationskreisläufe zwischen motorischem Kortex, Cerebellum, Thalamus und Striatum. VLo, VLc = rostrale und caudale Anteile des Ncl. Ventrolateralis, VPLo = rostraler Anteil des Ncl. Ventralis posterolateralis, X = Ncl.X) (aus Krakauer und Ghez, 2000)

Initiation und Planung einer Bewegung erfolgt im prämotorischen Areal und Gyrus cinguli.

In der supplementärmotorische Area erfolgt die intrinsische motorische (Synkinesien) und die extrinsische motorische Regulation (Zielbewegungen), die funktionell anatomisch dem lateralen oder medialen Teil der SMA zugeordnet (Stephan, Fink et al. 1995) sind. Sie wird von den Basalganglien (via Thalamus) kontrolliert, wohingegen die primär motorische Area vorrangig unter cerebellothalamischer Kontrolle steht.

Die Gliederung der primär motorischen Area ist im Gegensatz zur somatosensorischen nicht strikt somatotopisch aufgebaut (Schieber and Hibbard 1993) entgegen der früheren Annahme einer 1:1 Zuordnung cortikaler Neurone zu peripheren Muskeln, bestehen Überlappungen deszendierenden Fasern zu den spinalen Motoneuronen.

So sind corticale Handrepräsentationen (Rouiller 1996) in der M1-Region der SMA und im prämotorischen Areal zu finden, die nicht nur distinkte Finger – Hand-Muskeln sondern auch Flexion und Extension und kraftdynamische Parameter (Ashe 1997) repräsentieren.

1.4.4 Pyramidenbahnen

Die Pyramidenbahnen setzt sich aus corticobulbären und corticospinalen Fasern zusammen, die der somatosensorischen Region (Area 1, 2 und 3) der Area 6 (SMA, prämotorisches MA) und der Area 4 entspringen, deren Betz'schen Riesenzellen – die schnellsten Pyramidenzellen direkt auf die spinalen Motoneurone projizieren. Die Pyramidenbahn läuft ipsilateral durch die Capsula interna und den Hirnstamm und kreuzen an der Pyramide zu 75% auf die Gegenseite. Die ipsilateralen Bahnen versorgen v.a. die axiale und proximale Muskulatur mit corticalen Befehlen.

1.4.5 Basalganglien und der cortico-striato-thalamische Regelkreis

Die wichtigste Aufgabe der Basalganglien und des cortico-striato-thalamischen Regelkreises ist der Feinabgleich von Bewegungen.

Durch hemmende und erregende Interaktion sowie sensorische Informationen wird eine Feinabstimmung von Amplitude und Geschwindigkeit einer cortical initiierten Bewegung geschaffen (Turner, Grafton et al. 1998; DeLong 2000).

Die Basalganglien bestehen aus fünf Kernen: Nucleus caudatus, Putamen, Globus pallidus (Pallidum), Nucleus subthalamicus und Substantia nigra. Der Nucleus caudatus und das Putamen sind die neueren sog. telencephalen Strukturen und werden daher auch Neostriatum (oder Striatum) genannt. Topographisch angeordnete Projektionen von allen motorischen und sensorischen Arealen des Cortex sowie multimodale sensorische Afferenzen aus den Ncl. intralaminare des Thalamus erreichen das Striatum. Damit bildet es die wichtigste Eingangsstation der Basalganglien. Projektionen vom motorischen und prämotorischen Cortex erreichen den Ncl. subthalamicus, der wiederum afferent mit dem externen Segment des Globus pallidus verbunden ist und selbst Informationen an das innere Segment des Globus pallidus sowie an die Substantia nigra weitergibt.

Die Pars reticulata der Substantia nigra sowie das innere Segment des Globus pallidus sind die wichtigsten Ausgangsstationen des Basalgangliensystems. Beide projizieren zu verschiedenen Teilen des Thalamus (v. a. ventrolaterale, ventroanteriore Kerne) und gelangen nach erneuter Verschaltung wieder zur SMA und zur primär-motorischen Rinde.

Ncl. Caudatus und Cerebellum sind an Lernaufgaben beteiligt. Bei selbstinitiierten motorischen Aufgaben wird das Putamen, der anteriore Teil bei Einzelbewegungen und der posteriore Teil bei repetitiven Bewegungen aktiviert.

Kraftdynamische Komponenten beziehen die Basalganglien in unterschiedlichem Ausmaß mit ein, so wird bei repetitiven Kraftwechseln im Gegensatz zur konstanter Kraftapplikation keine Aktivierung der Basalganglien beobachtet (Dettmers, Lemon et al. 1996).

1.4.6 Kleinhirn und der cortico-ponto-cerebello-thalamische Regelkreis

Eine entscheidende Rolle spielt das Kleinhirn in der Planung und Ausführung von, v.a. koordinierten programmgesteuerten Bewegungen.

Im Gegensatz zu den Basalganglien zeigt das Cerebellum hinsichtlich konstanter Kraft und Kraftwechseln keine Unterschiede, bei unterschiedlichen Bewegungsfrequenzen jedoch sehr wohl Unterschiede im Aktivierungsmuster. Das Cerebellum ist als Timer wesentlich bei der zeitlichen Abfolge und der online-Kontrolle, Feedback-Kontrolle von Bewegungen beteiligt (Brooks 1984; Liu, Ingram et al. 1999; Ghez 2000).

Über zerebello-rubro-spinale Bahnen erhält das Kleinhirn eine Rückmeldung über den Bewegungsablauf und kann diesen somit durch Abgleich mit der cortico-rubro-cerebelläre vermittelten Kopie des kortikalen Bewegungsplanes über absteigende Bahnen korrigieren.

Bei sehr schnellen Bewegungen wären diese Feedback - Regelschleifen mit ca. 200ms zu lange um geschmeidige Bewegungen zu produzieren, so dass das Kleinhirn auf einen wahrscheinlich im Neocerebellum lokalisierten Feedforward Mechanismus zurück.

1.5 Physiologische Entwicklung der Handfunktion

Die Entwicklung der willkürlichen Feinmotorik beginnt vor der Lokomotion und endet deutlich nach der Beherrschung des aufrechten Ganges. Nach den standardisierten Griffiths-Skalen können folgende feinmotorische Veränderungen beobachtet werden (Brandt 1983).

Bereits mit 1 - 4 Monaten werden die Fingerspitzen beider Hände vor dem Gesicht zusammengeführt und die ersten Fingerspiele beginnen. Im Gegensatz zum Neugeborenen sind die Hände meist und vollständig geöffnet. Mit 2 - 5 Monaten können Gegenstände (Ringe, Reifen) im Handpräzisionsgriff gehalten werden. Mit 3 - 6 Monaten ist dann Greifen mit den ersten 3 Fingern möglich, mit 4 - 7 Monaten kann das Kind zum Ergreifen den Arm ausstrecken. Mit 5 - 8 Monaten ergreift das Kind seine Füße und führt sie zum Mund. Spielzeug wird von einer zur anderen Hand transferiert. Mit 6 - 10 Monaten können Daumen- und Zeigefinger isoliert benutzt werden, der sog. Scherengriff wird möglich. Mit 7 - 11 Monaten findet dann der Übergang zum vollständigen radial geführten Pinzettengriff statt, der mit 9 - 12 Monaten vollkommen beherrscht wird. Dieser stellt auch ein wichtiges Reifungszeichen der Pyramidenbahn dar. Mit 10 - 15 Monaten kann das Kind ergriffene Gegenstände willkürlich loslassen und z. B. Gegenstände ablegen oder auf Bitten abgeben. Parallel kann das Kind auch kleine Türmchen aus 2 Bausteinen bauen. Nach dem Denver-Test (Flehmig 1987) können dann mit 16 Monaten 4 Klötzchen aufeinandergestellt werden und mit 2 ¼ Jahren mit einem Stift eine vertikale Linie nachgezeichnet werden.

Aus Untersuchungen zu elementaren Fingerbewegungen ist lange bekannt, dass z. B. die Entwicklung der Tappingfrequenz¹ noch bis ins Pubertätsalter ansteigt (Denckla 1973; Carlier, Dumont et al. 1993). Die Handlateralität scheint im Kindergartenalter zu entstehen (Mandell, Nelson et al. 1984; Gabbard, Hart et al. 1993).

Eigene Untersuchungen zu distal und proximal generierten repetitiven Malbewegungen elementarer Figuren zeigen, dass bis ins Erwachsenenalter, v.a. bei distal generierten Bewegungen, eine ausgeprägte Entwicklung stattfindet, wobei die durch Fingerflexion generierten kleinen Abstrichbewegungen zu Beginn des Schulalters noch kaum automatisiert sind und eine besonders deutliche Entwicklung erst danach nehmen (Blank 1996).

¹ Tapping: repetitives Auf- und Abbewegen des Fingers (Fingertapping) oder der Hand (Handtapping). Hier ist das Fingertapping mit schnellstmöglicher Frequenz gemeint.

1.6 Grundlagen der motorischen Handfunktionen

1.6.1 Elementare Griffkraftfunktion

Blank (Blank 2000) teilte elementare Griffkraftfunktionen je nach Willkürlichkeit, Art und Grad der somatosensorischen Regulation in maximale Griffkraft, willkürlich initiierte, automatisiert durchgeführte isometrische Griffkraftwechsel sowie die reflektorische Griffkraftanpassung ein.

Die Kontrolle isometrischer Griffkraftfunktionen dürfte in den Bereichen der prämotorischen Area, der SMA, des Kleinhirns und des posterioren Sulcus cingulatus liegen (Dettmers, Fink et al. 1995). Die Basalganglien scheinen vornehmlich für die Kontrolle konstanter Griffkraft, das Kleinhirn für repetitive Griffkraftwechsel zuständig zu sein.

1.6.1.1 Maximale statische Griffkraft

Die maximale Griffkraft gehört gemeinsam mit der Haltekraft, dem schnellstmöglichen isometrischen Kraftwechsel und der reflektorischen Kraftanpassung zu den elementaren Kraftfunktionen des Menschen.

Die Messung der Griffkraft stellt einen der wichtigsten und zuverlässigsten klinischen Parameter der menschlichen Gesamtkraft dar und dient zur Beurteilung der Integrität des 1. Motoneurons und der dazugehörigen motorischen Einheit.

Es wurden mehrere Studien zur Messung der maximalen Griffkraft und ihrer Entwicklung durchgeführt, die sich sowohl in Methodik als auch in Hintergrund und Zielsetzung voneinander unterschieden. Pearn (Pearn and Bullock 1979) versuchte Rassenunterschiede in der maximalen Griffkraft zu beschreiben, Montoye HJ et al. (Montoye and Lamphiear 1977) zeigten Geschlechtsunterschiede und Swanson AB et al (Swanson, Matev et al. 1970) untersuchten die maximale Griffkraft zur Gewinnung normativer Werte zur Beurteilung von Therapieerfolgen. Auch Lateralitätsunterschiede (Ayres 1972) als mögliches Symptom sensorischer integrativer Dyfsunktion (Lateralisationsdefizit, Cerebrale Dysfunktion) wurden untersucht.

Erste Kraftmessungen unternahm Jones (1947) bei 11-17 jährigen beiderlei Geschlechts, er zeigte Geschlechtsunterschiede der Kraft sowohl bei der dominanten als auch nicht-dominanten Hand, die ab dem 13. Lebensjahr zu Gunsten der männlichen Probanden zunehmen. Weitere Kraftmessungen erfolgten durch O`Connor (O`Connor 1970) bei 10 gesunden Kindern, hier fanden sich signifikant höhere Werte für die Kräfte der dominanten im Vergleich zur nicht-dominanten Hand. O.J. Bowman (Bowman and Katz 1984) bestimmte bei 153 gesunden rechtshändigen Kinder im Alter zwischen 6 - 9 Jahren die Handkräfte mittels Dynamometer. Sie konnte ebenfalls eine Zunahme der Maximalkraft mit dem Alter sowie Händigkeitsunterschiede mit höheren Kräften in der dominanten Hand zeigen. Weitere Griffkraftmessungen führte D.G. Newman (Newman, Pearn et al. 1984) ebenfalls mittels Dynamometer bei insgesamt 1417 gesunden Kinder im Alter zwischen 5 – 18 Jahren durch. Er konnte eine deutliche Altersentwicklung der Griffkraft mit einem kontinuierlichen Griffkraftanstieg für männliche Probanden bis zum 18. Lebensjahr im Gegensatz zu den weiblichen Probanden mit linearem Griffkraftanstieg bis zum 13. Lebensjahr und folgenden konstanten Griffkräften zeigen. Das Griffkraftmaximum der männlichen Probanden lag im 18.Lj 60% über dem der weiblichen Probanden.

Untersuchungen zur Entwicklung der maximalen Griffkräfte fanden 2000 durch Blank (Blank 2000) bei 192 gesunden Kindern im Alter zwischen 3-6 Jahren statt. Mittels einem im Jahre 1995 von Hermsdörfer konstruiertem Handgreifobjekt konnte eine deutliche Altersentwicklung ermittelt werden. Lateralitäts- sowie Geschlechtsunterschiede konnten in dieser Altersgruppe nicht gezeigt werden.

1.6.1.2 Isometrische repetitive Griffkraftwechsel und schnellste isometrische Einzelkontraktion

Isometrische repetitive Griffkraftwechsel gehören zu der Gruppe der ballistischen oder auch rhythmischen Bewegungen. Ballistisch ist ein Terminus mit dem eine extrapyramidal - motorische Bewegungsstörung beschrieben wird. Er wird aber auch benutzt um eine Gruppe vorprogrammierter „open-loop“ Bewegungen zu beschreiben, bei denen in der Regel nur Bewegungsanfang und –ende willkürlich, durch sensorisches Feedback kontrolliert und willentlich beeinflusst wird. Rhythmische Bewegungsmuster kommen im alltäglichen Leben als Gehen oder Kauen und als Synkinesien (rhythmische Armbewegungen) beim Gehen häufig vor und sind essentieller Bestandteil von Geschicklichkeitsbewegungen.

Sie stehen neurophysiologisch zwischen den hochautomatisierten stereotypen reflexiven Bewegungen und Willkürbewegungen.

Verschiedene Teile des motorischen Systems z.B. Ncl. Dentatus (Kleinhirn), Basalganglien (Conrad and Brooks 1974) sind an dem zentralen Programm rhythmischer Bewegungsmuster beteiligt. Mai beobachtete eine Geschwindigkeitsabnahme repetitiver isometrischer Bewegungen bei Patienten mit cerebellärer Schädigung (Mai, Bolsinger et al. 1988).

Freund und Bündingen (Freund and Budingen 1978) untersuchten 1978 schnellste repetitive isometrische Bewegungen bei gesunden Erwachsenen. Sie konnten zum einen zeigen, dass die Geschwindigkeit schnellster isometrischer repetitiver Bewegungen nicht durch mechanische Faktoren, wie die Kontraktilität der Muskelfasern, limitiert ist. Zum anderen bleibt die Muskelkontraktionszeit unabhängig von der produzierten Kraft bzw. dem zurückgelegten Weg durch einen Anstieg der Krafrate konstant. Dieses zentrale Programm zur Kontrolle von Kontraktionsgeschwindigkeit (Krafrate) und Kraftamplitude ist unabdingbar für die Synchronizität synergistischer Muskelkontraktionen.

Die Frequenz isometrischer Bewegungen wurde bei erwachsenen Probanden untersucht. Gesunde Erwachsene erreichten in schnellen repetitiven Kraftwechseln mit vorgegebener Kraftamplitude von 12,5 N eine durchschnittliche Anzahl von 66 Kraftwechseln/20 sec., das einer Frequenz von 3,3Hz für gesunde Probanden entspricht (Mai, Bolsinger et al. 1988). In einer weiteren Untersuchungen mit gleicher Kraftamplitude von 12,5 N erzielten gesunde Erwachsene eine Frequenz von 3,9 Hz (78,33 Kraftwechseln/20sec.) (Avarello, Bolsinger et al. 1988).

Hier wurden auch Krafrate der Muskelkontraktionszeit (375,33 N/sec., range 251 – 534 N/sec.) sowie der Quotient von Muskelkontraktionszeit zu Muskelrelaxationszeit (1,04, range 1,76 – 1,3) bestimmt.

Ergebnisse von Untersuchungen schnellster isometrischer Bewegungen unter dem Aspekt der Kraftamplitude, Krafrate, Kontraktionszeiten und Frequenz bei Kindern liegen nicht vor.

1.6.2 Sensomotorische und koordinative Griffkraftfunktionen

1.6.2.1 Automatisierte und koordinative sensomotorische Kraftfunktionen

Koordinative Griffkraftfunktionen umfassen das Heben eines Objektes aber auch visuomotorische Griffkraftkontrolle wie das Verändern eines Kraftniveaus unter visuellem Feedback.

Westling und Johansson prägten 1984 den Begriff der antizipatorischen Griffkraftkontrolle. Bei der Untersuchung von Griffkraft- und Hebekraftdynamik gesunder erwachsener Probanden konnte sie zeigen, dass Griffkraft und Ladungskraft beim Abheben eines Objektes parallel ansteigen. Es werden drei Phasen des Abhebens beschrieben: in der preload phase wird der Kontakt zum Objekt hergestellt, in der darauffolgenden loading phase steigen Hebekraft und Griffkraft parallel an bis ein Heben des Objektes, in der „transitional phase“ möglich ist.

Beim Erwachsenen erfolgt zunächst eine Kraftzunahme, wenn sich Trägheits- und Gewichtskraft des Objektes nicht mehr verändern, eine Kraftabnahme. Die Kraftänderung ist hierbei sehr gleichmäßig und das Griffkraftmaximum entspricht der geringstmöglichen Griffkraft die ein Ausgleiten des Objektes verhindert.

In die antizipatorische Griffkraftkontrolle gehen zum einen visuelle, haptische und proprioceptive Informationen ein, zum anderen wird auf interne Informationen, z.B. äußere Form und Gewicht des Objektes zurückgegriffen. Bei Erwachsenen z.B. genügt eine einzige Hebebewegung mit einem bestimmten Objekt um eine innere Repräsentation der Objekteigenschaften aufzubauen [Johansson, 1984 #91; (Johansson 1991).

Grundlegendes Element der Griffkraftsteuerung ist die sensorische Information über die Höhe der angewandten Griffkraft. Die Hautrezeptoren der Finger werden als Trigger automatischer Griffkraftanpassung angesehen. Johansson (Johansson and Westling 1984) konnten darstellen, dass zu Beginn des Greifens und des Anhebens die schnell adaptierenden Fast Adapting Rezeptoren II (FA II), die FA I und während des gesamten Hebevorgangs die Slow Adapting Rezeptoren (Sa I/II) aktiv sind.

Da sich die Kraftwahrnehmung unter aniso – und isometrischen Bedingungen voneinander unterscheidet, scheinen nicht nur die Druckrezeptoren der Haut an der

Kraftsensation beteiligt zu sein, auch die Muskelspindeln spielen als Dehnungssensoren vornehmlich unter anisometrischen Bedingungen eine Rolle.

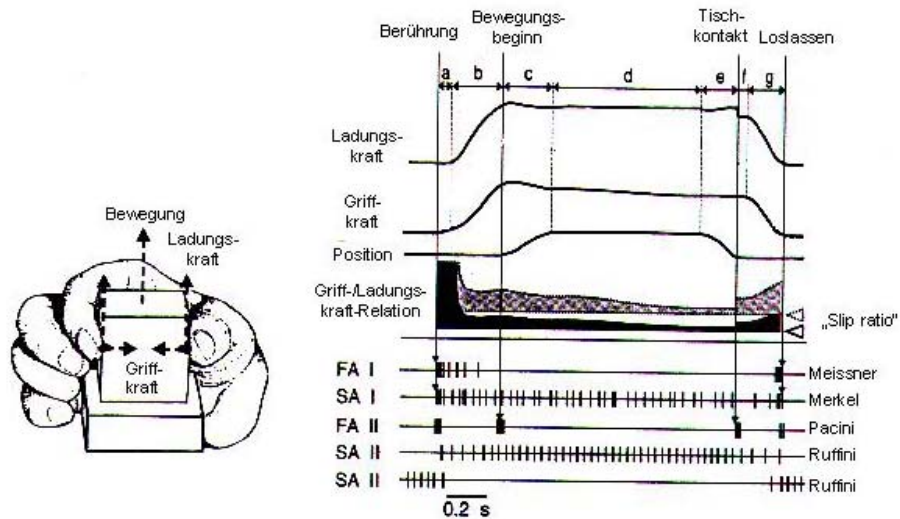


Abbildung 4: Antizipatorische Kontrolle der Griffkraft und somatosensorische Aktivierung (nach Johansson, 1994): Die Griffkraft nimmt parallel zur Ladungskraft zu. Den Beginn initialisieren Fast-Adapting-Rezeptoren (FAI und FAII); die Ladungskraftveränderungen werden v. a. von FAII-Rezeptoren signalisiert. Legende: Hebe- und Loslassphasen: a) „preload“-Phase, b) „load“-Phase, c) Bewegungsbeginn, d) Halten, e) Absetzen, f+g) Loslassen

1.6.2.2 Visuomotorisches Tracking

Visuell gesteuerte Bewegungen stellen eine überlebenswichtige motorische Fähigkeit für die menschliche Spezies dar. Äußerst komplexe visuomotorische Aufgaben wie Autofahren aber auch sehr einfache alltägliche Handlungen beispielsweise ein Objekt zu ergreifen oder an einem Ziel entlang zu führen setzt eine Reihe sensorimotorischer Integrationsmechanismen voraus.

Dabei spielt die Fähigkeit zur präzisen Griffkraftmodulation auch eine entscheidende Rolle.

Eine visuomotorische Trackingaufgabe versucht diese alltäglichen Anforderungen an das visuomotorische Kontrollsystem in ihren Grundzügen zu imitieren und ermöglicht eine genaue und objektive Methode visuomotorischer Leistungsfähigkeit und deren Entwicklung (Blank, Heizer et al. 1999; Blank, Heizer et al. 2000).

Die **Definition des visuomotorischen Tracking** nach Hammerton (Hammerton 1989) umfasst **drei Dimensionen** einer Trackingaufgabe:

- 1. Vorgabesignal** oder auch **externes Signal**: gibt die Leistung vor, die der Proband erbringen muss.
- 2. Trackingsignal**, Feedbacksignal oder auch **internes Signal**: gibt dem Probanden seine tatsächliche Leistung wieder.
- 3. Trackingfehler**: bezeichnet die Abweichung bzw. Differenz des Trackingsignals vom Vorgabesignal.

Durch die strikte Definition einer Trackingaufgabe ist eine genaue und objektive Messung der Ausführung in mehreren Dimensionen möglich. So benötigt beispielsweise das isometrische Griffkrafttracking eine präzise Kontrolle niedriger Griffkräfte mit so wenig wie möglichen Griffkraftschwankungen. Deren differenzierte Analyse wiederum kann zur Diagnose und Lokalisation einer cerebralen Schädigung beitragen. Durch Griffkraftfeedback (visuomotorische Trackingaufgaben) können Defizite im visuomotorischen Kontrollsystem gezielt trainiert (Jeannerod, Michel et al. 1984; Halaney and Carey 1989; Kriz, Hermsdorfer et al. 1995) und der Therapieerfolg objektiv bewertet werden. Nachdem beides, Therapie und Messung des Therapieerfolges bei Erwachsenen als auch bei Kindern mit spastischer Cerebralparese (Mai, Diener et al. 1989; Kriz, Hermsdorfer et al. 1995; Hermsdörfer 1996) bereits zum Einsatz gekommen ist, stellt sich gerade bei der Anwendung bei

Kindern die Frage nach den Reifungsmustern der präzisen Griffkraftmodulation insbesondere im Zusammenhang mit visuomotorischen Kontrollmechanismen.

Motorische Trackingaufgaben können durch Änderung des Vorgabesignaltyps (Rampe, Sinus, Step and Hold Modus), dessen Geschwindigkeit oder Frequenz sowie der Form der Rückmeldung des Trackingsignals (permanent, intermittierend) sehr flexibel gestaltet werden.

Das Vorgabesignal kann im Griffkrafttracking ein sich kontinuierlich veränderndes, dynamisches oder auch statisches Signal sein.

Beim **Rampentracking** ändert die vorgegebene Kraft kontinuierlich ihre Höhe bis zu einem bestimmten Griffkraftniveau, um dort konstant zu bleiben.

Im **Sinustracking** findet ebenfalls eine kontinuierliche Veränderung der vorgegebenen Griffkraft statt. Hier steigt und fällt die Griffkraftvorgabe sinusförmig. Diese Schwingungen wiederum können in ihrer Geschwindigkeit konstant bleiben oder zunehmen.

Auf weitere Variationen haben wir in der vorliegenden Untersuchung verzichtet.

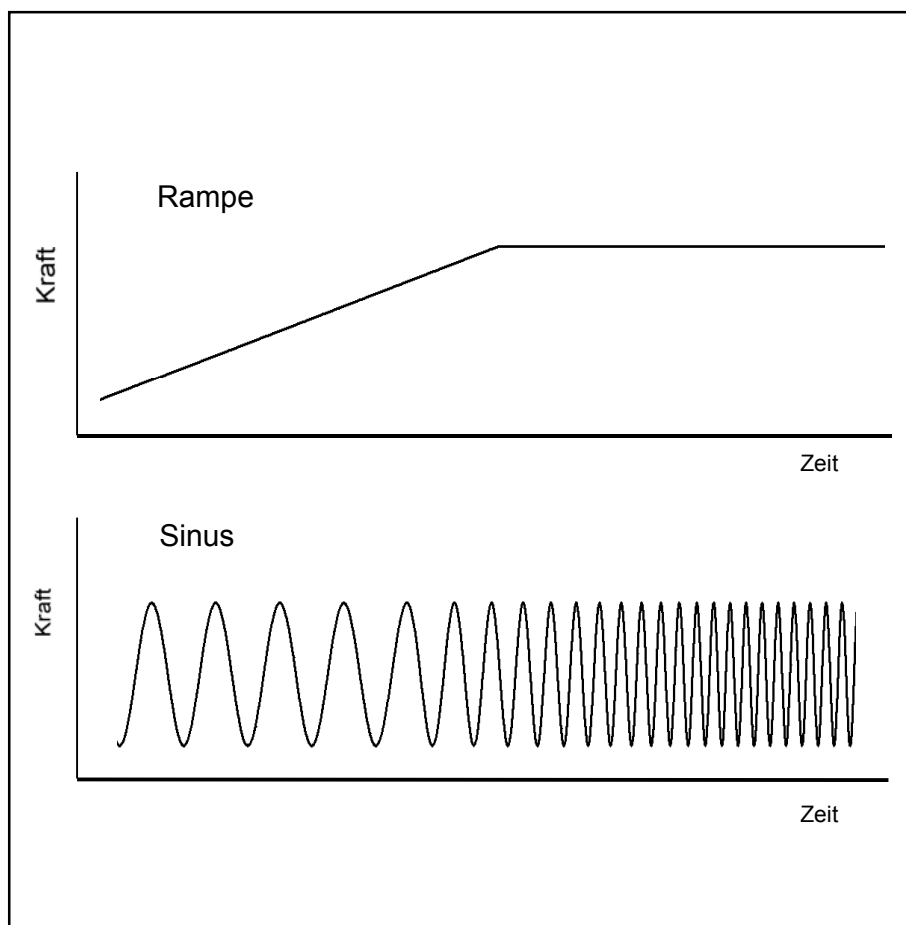


Abbildung 5: Schematische Abbildung der Trackingaufgaben

In der Entwicklung visuomotorischer Kontrollmechanismen spielt die Anwendung unterschiedlicher **Trackingstrategien** eine große Rolle:

Folgetracking

Hier kommt allein die **Feedbackstrategie** zur Anwendung. Es besteht ein **geschlossener Regelkreis**, closed loop. Der Proband nimmt die Änderung des Vorgabesignals wahr. Nach einer bestimmten **Reaktionszeit**, die durch die **neuronalen Regelkreise** und deren **Überleitungszeiten** definiert ist, versucht der Proband durch Griffkraftänderung das Trackingsignal dem Vorgabesignal anzupassen = **catch up response**.

Bereits während dieser Anpassungszeit hat sich die vorgegebene Griffkraft abermals verändert. Es erfolgt eine erneute Griffkraftkorrektur, der **weitere Korrekturbewegungen** aufgrund des sich stetig verändernden Signals folgen werden. Somit zeigt im Folgetracking das Trackingsignal keinen glatten Verlauf, sondern setzt sich aus einer Vielzahl von Griffkorrekturen zusammen.

Miall, Weir und Stein [Miall, 1985 #2202] ermittelten in ihren Untersuchungen **1-3 Korrekturbewegungen pro Sekunde**.

Auch bei sich nicht veränderndem Vorgabesignal finden kontinuierliche Griffkraftkorrekturen statt, die möglicherweise durch Ermüdungseffekte aber auch durch fehlerhaft proprioceptive Rückmeldung zu erklären ist.

Prädiktives Tracking

Das prädiktive Tracking umfasst eine **Feedforwardstrategie**, bei dem ein **offener Regelkreis** ein open loop, eine **programmgesteuerte Bewegung** vorliegt.

Hierbei hat sich der Proband ein **Schema** des sich kontinuierlich verändernden Vorgabesignals gemacht.

Er ist nun in der Lage die Veränderung des Vorgabesignals zu **antizipieren**, er reagiert also nicht sondern generiert anhand seines Schemas sein Trackingsignal

So zeigt das Trackingsignal im prädiktiven Tracking einen sehr viel glatteren Verlauf, der durch wenig Griffkraftkorrekturen unterbrochen wird.

In der Durchführung visuomotorischer Aufgaben spielt der sensorimotorische Kortex eine große Rolle. Bildgebende Verfahren bei Erwachsenen zeigten, dass bei der Regulation visuomotorischer Aufgaben der parietale Kortex, Anteile des anterioren supplementär motorischen Areals, der prämotorische Kortex sowie anteriore Anteile des Putamens mit einbezogen werden (Jueptner, Jenkins et al. 1997). Zudem ist das Cerebellum und somit der gesamte kortikostriatale Regelkreis mitbeteiligt (Mai, Bolsinger et al. 1988; Hermsdörfer 1996).

Neben dem Mapping kortikaler Aktivität reiner feedbackgesteuerter Mechanismen sind auch die programmgesteuerten Feedforward Mechanismen, die bei einer Trackingaufgabe ebenfalls zum Einsatz kommen untersucht worden. Hier werden mehr subcorticale Areale, wie Striatum und das Cerebellum aktiviert.

In tierexperimentellen Versuchen wurde die bereits 1917 durch Leyton und Sherrington erwähnte äußerst komplexe Beziehung spezifischer motorischer Areale und bestimmter in Bewegungen involvierte Muskeln detailliert untersucht. So stehen die Aktivitätsrate corticaler Motoneurone und die Krafrate (Kraftanstiegsgeschwindigkeit) in engem Zusammenhang. Dabei zeigt sich bei einer Flexionsbewegung eine geringere Aktivitätsrate als bei einer Extensionsbewegung. Ebenso wie bei der Aufrechterhaltung gleicher Griffkräfte (statisch) im Vergleich zu sich ändernden Griffkräften (dynamisch) (Ashe 1997)

Auch die Griffart und das Kraftniveau spielen für die Trackinggenauigkeit eine Rolle (Ashe 1997; Muir 1983). Im Bereich höherer Griffkraftvorgaben nimmt die Möglichkeit zur Feineinstellung isometrischer Griffkräfte ab. Jüngere Probanden (Blank 1997; Heizer 1998; Blank, Heizer et al. 1999) zeigen im Vergleich zu Erwachsenen Unterschiede in der Trackinggenauigkeit zu Gunsten des Präzisionsgriffes. Dies steht im Zusammenhang mit zunehmenden Freiheitsgraden je mehr Finger an der Produktion von Griffkräften beteiligt sind.

Zum Reifungsmuster antizipatorischer Griffkraftmodulation (Forssberg, Kinoshita et al. 1992; Gordon 1992; Gordon, Forssberg et al. 1992; Johansson, Riso et al. 1992; Eliasson, Forssberg et al. 1995; Flanagan, Jakobson et al. 1999) liegen für Hebebewegungen zahlreiche Studien vor.

Blank et al konnte 1999 (Nitschke 2002) in der Untersuchung von Kindergartenkindern nachweisen, dass sich die antizipatorische Griffkraftkontrolle sehr viel früher entwickelt als die Griffkraftkontrolle unter visuellem feedback. 3 – 4 jährige können demnach eine visuomotorische Trackingaufgabe aufgrund unausgereifter feedback-Strategien nicht ausführen. Bei Erwachsenen werden feedback- und feedforward -Strategien in Kombination eingesetzt mit dem Ziel den Trackingfehler, das Abweichen zwischen Vorgabe und Trackingsignal so gering wie möglich zu halten. Auf diesem Weg wird ein mehr oder weniger glattes und kontinuierliches Trackingsignal unterbrochen von einigen Korrekturbewegungen erzeugt. Im Gegensatz dazu zeigen Kinder ein jump and wait Verhalten. Sie überhohlen das Vorgabesignal und warten dann bis das Vorgabesignal ihr Trackingsignal erreicht hat um dann abermals eine eher grobe Korrekturbewegung durchzuführen. 30 – 40% der 3 – 4 jährigen Kinder waren nicht in der Lage ihre Griffkraft durch ein Feedbacksignal zu regulieren. Der Grund für eine viel frühere antizipatorische Kontrolle kann in der sehr viel früheren Entwicklung des Cerebellums, als Sitz von Feedforward Mechanismen, im Vergleich zum Kortex und Korticospinaler Bahnen (Roucoux, Culee et al. 1983; Müller, Hömberg et al. 1991; Fietzek, Heinen et al. 2000) gesehen werden.

1.7 Asymmetrien in der Durchführung feinmotorischer Aufgaben

Unter den Säugetieren ist der Mensch, die einzige Spezies, die eine konsistente, bereits seit tausenden von Jahren existente Dominanz meist der rechten Hand aufweist. Viele Wissenschaftler haben sich in unterschiedlicher Fragestellung mit der Asymmetrie in der Ausführung handmotorischer Aufgaben und ihrem cerebralen Korrelat auseinandergesetzt. Neuropsychologen, Neurophysiologen, Kinesiologen und Anthropologen untersuchten die mögliche Zusammenhänge zu kognitiven oder motorischen Funktionen, dabei fanden auch Messungen von Handasymmetrien statt, mit Hilfe derer Rückschlüsse auf die Kontrollmechanismen motorischer Handfunktionen gezogen werden könnten.

Als wichtiger Meilenstein in der Entwicklung von Kindern wird die Festlegung der Lateralität bzw. Handdominanz angesehen. Diese scheint sich im Kindergartenalter auszuprägen (Annett 1970; Gabbard, Hart et al. 1993; Mandell, Nelson et al. 1984). Die meisten neuropädiatrischen Entwicklungsskalen geben den prozentualen Anteil von Kindern an, die einen gewissen Meilenstein in ihrer Entwicklung passieren können oder das Alter, ab dem lateralitätsbezogene Unterschiede in der Ausführung motorischer Aufgaben auftreten an. So sollte beispielsweise ein 5 jähriges Kind sowohl auf rechtem als auch linken Bein (dominantes und nicht dominantes Bein) balancieren und hüpfen können, während ein 4 jähriges gesundes Kind dazu noch nicht in der Lage ist (Touwen and Prechtl 1970). Allerdings finden sich genaue quantitative Angaben über Handlateralitätsunterschiede feinmotorischer Aufgaben z.B. Anzahl der Richtungswechsel bei alternierenden Handbewegungen (Fingertapping, Pro- und Supination) nicht.

Die meisten Studien zur Entwicklung und Ausprägung der Handlateralität orientierten sich an schnellen alternierenden Bewegungen, wie z.B. das Fingertapping. Die Vielfalt der Methodologie dieser Untersuchungen erklärt zum Teil auch die Inkonsistenz der Ergebnisse. Allerdings spielt die Komplexität der Handfunktionen kein unerhebliche Rolle.

Lateralitätsunterschiede in der Durchführung feinmotorischer Aufgaben sind in der Literatur bekannt. Allerdings scheinen sie jedoch von der Aufgabenart abhängig zu sein (elementare versus koordinative Aufgaben) (Denckla 1973; Denckla 1974; Ingram 1975; Finlayson 1976). Weiterhin ist die Lateralität altersabhängig, jüngere Kinder weisen größere Unterschiede zwischen rechter und linker Hand auf als ältere Kinder (Annett 1970; Denckla 1973; Denckla 1974). Auch ein Geschlechtseffekt, bei dem Mädchen eine wesentlich ausgeprägtere Lateralisation aufweisen als Jungen (Annett 1970; Denckla 1973) ist beschrieben.

Neuroanatomische und physiologische Unterschiede rechter und linker Hirnhemisphäre sind hinreichend bekannt. Allerdings sollten Parallelen zu funktionellen Asymmetrien innerhalb des motorischen Systems mit Vorsicht gezogen werden.

Erklärungen für die Asymmetrien in der Durchführung feinmotorischer Aufgaben liefern zahlreiche neuroanatomische und bildgebende Studien. Nudo beschrieb 1992 für den primärmotorischen Kortex der dominanten Hand ein größeres Areal, eine höhere räumliche Komplexität sowie eine umfassendere Repräsentation der oberen Extremität als für den der nicht dominanten Hand. Mittels PET fand Kawashima (Kawashima, Itoh et al. 1996) während repetitiver Fingerbewegungen der rechten Hand eine Zunahme des ipsilateralen intrakraniellen Blutflusses, nicht aber bei Bewegungen des linken Fingers rechtshändiger Probanden.

Weiterhin sind Asymmetrien innerhalb der corticospinalen Bahnen (Nathan 1990) sowie eine niedrigere Erregungsschwelle für die Muskulatur der dominanten Hand (Triggs 1994) beschrieben.

2 Zielsetzung, Hypothesen, Begründung

2.1 Zielsetzung

Ziele sind:

- die Erhebung **standardisierter quantitativer Daten** zur Griffkraftkontrolle elementarer Kraftfunktionen und Griffkrafttracking.
- die Darstellung und Bewertung **kinetischer Variablen** hinsichtlich ihrer **normalen Altersentwicklung**.
- die Darstellung und Bewertung der **Trackingleistung** hinsichtlich ihrer normalen Alterentwicklung.
- die Untersuchung verschiedener Dimensionen innerhalb der Aufgaben hinsichtlich altersabhängiger Durchführungsunterschiede.
- der **Zusammenhang** von Griffkraftkontrolle und Maximaler Griffkraft.
- Ferner sollen **Lateralisationseffekte** aufgedeckt werden und
- **Geschlechtsunterschiede** beurteilt werden.

2.2 Explorative Hypothesen

- Die **maximale Griffkraft** nimmt mit steigendem Alter zu
- Die Fähigkeit zur **schnellen Kraftmobilisation (Krafrate)** nimmt mit steigendem Alter zu.
- Die **Frequenz isometrischer Griffkraftwechsel** nimmt mit steigendem Alter zu.
- Die **Trackingleistung** im Griffkrafttracking steigt mit zunehmendem Alter.
- Innerhalb des Griffkrafttracking gibt es **Unterschiede** in der Trackingleistung zwischen **statischem und dynamischem Tracking** sowie in Abhängigkeit der **Geschwindigkeit** des Vorgabesignals.
- Mit steigendem Alter werden in dynamischen Trackingaufgaben **Feedforward-mechanismen** vermehrt eingesetzt.
- Die Feedforward/Feedbackstrategie ist **geschwindigkeitsabhängig**.
- Es gibt Lateralitätsunterschiede in der Durchführung elementarer Griffkraftfunktionen nicht aber in der Trackingleistung.
- Es gibt **keine durchgängigen Geschlechtsunterschiede**.

2.3 Begründung

Die Griffkraftregulation innerhalb verschiedener handmotorischer Aufgaben spiegelt die Integrität des motorischen Systems wieder. Klinische Untersuchungen können nur sehr ungenau die Parameter der Griffkraftregulation erfassen und sind sowohl in Ausführung klinischer Tests als auch Bewertung vom Untersucher abhängig und somit subjektiv. Aus diesen Gründen ist eine objektive Erfassung der verschiedenen Dimensionen der Griffkraftregulation im Kindesalter notwendig.

Die Erhebung standardisierter Daten gesunder Kinder ist ebenfalls wichtig um eine altersnormierte Vergleichsmöglichkeit zu Daten motorisch auffälliger Kinder zu besitzen. Somit könnten die Messungen zur frühzeitigen und genauen Diagnose von Störungen der Griffkraftregulation führen und dieser einer geeigneten Therapie zugänglich machen.

Hier wiederum kann die quantitative Erfassung der Griffkraft zur objektiven Beurteilung von Therapieerfolgen oder ihrer Anwendbarkeit herangezogen werden.

Zur Griffkraftregulation im Kindesalter gibt es in der Literatur im wesentlichen Untersuchungen zum Greifen und Heben (Johansson und Westling, 1984), kraftdynamische Untersuchungen zu z.B. isometrischer Kraftwechselln und Griffkrafttracking im Schulalter fehlen völlig.

3 Methodik

3.1 Stichprobenbeschreibung

An der Untersuchung nahmen **59 Kinder** im Alter von **7,02 bis 14,92 Jahren** teil.

Die Probanden setzten sich aus den **Mitgliedern**, deren **Geschwister** oder **Freunden** eines **Tennisclubs** in Eichenau, einem Vorort Münchens zusammen.

Alle Kinder besuchten **Grund –oder Hauptschule** oder das **Gymnasium**.

Alter in Jahren	Geschlecht				Gesamt	
	weiblich		männlich			
	Anzahl	in %	Anzahl	in %	Anzahl	%
7	3	11,1%	4	12,5%	7	11,9%
8	7	25,9%	4	12,5%	11	18,6%
9	3	11,1%	3	9,4%	6	10,2%
10	4	14,8%	3	9,4%	7	11,9%
11	4	14,8%	3	9,4%	7	11,9%
12	2	7,4%	5	15,6%	7	11,9%
13	2	7,4%	6	18,8%	8	13,6%
14	2	7,4%	4	12,5%	6	10,2%
Gesamt	27	100,0%	32	100,0%	59	100%

Tabelle 4: Stichprobenbeschreibung

3.2 Stichprobenselektion

Zur Prüfung von **Aufmerksamkeit**, **Handgeschicklichkeit** und zum **Ausschluss motorisch auffälliger** Kinder wurden eine entsprechende Anamnese und folgende **orientierende Untersuchungen vor Beginn** des Programms durchgeführt.

3.2.1 Anamnese

Mit den Eltern der Kinder wurde eine **ausführliche Anamnese** durchgeführt. Gefragt wurde insbesondere nach **peri – und postnatalen Besonderheiten**, nach Verzögerungen in der **motorischen und sprachlichen Entwicklung** (Meilensteine der Entwicklung), **neurologischen Erkrankungen** des Probanden und seiner nächsten Angehörigen, **Hand- und Armverletzungen** in der Vergangenheit sowie **schulischen Leistungen** bzw. nach Problemen in der Schule.

3.2.2 Körperliche Untersuchung

Schwerpunkt stellte eine ausführliche neurologische Untersuchung dar.

Geprüft wurden:

- **Beweglichkeit der Gelenke der oberen Extremität (Winkelmessung - Positionsmessung)**
- **Grobe Kraft** der oberen Extremität (Schulter, Oberarm, Unterarm, Hand)
Schulterkreisen, Armkreisen, Handkreisen
- **Hirnnerven** (*sensorisch* (ohne Geschmacksprüfung) *motorisch*)
- **Eigenreflexe** (Biceps -, Triceps -, Brachioradialis -, Quadriceps -, Achillessehnen -, Babinski - Reflex)
- **Finger – Nase , Knie – Hacken** - Versuch
- **Diadochokinese**
- **Romberg - Versuch, Armvorhalteversuch, Strichgang**
- **Fingerschnippen**
- **Hampelmann**

3.2.3 Lateralitätsprüfung

Zur **Bestimmung der Handdominanz** wurde ein **Lateralitätskoeffizient** angelehnt an Salmaso und Longoni (Salmaso and Longoni 1983) ermittelt. Nach folgender Formel wurde die **Summe** Σ der mit der **rechten** bzw. **linken** Hand ausgeführten Tätigkeiten der Lateralitätskoeffizient berechnet.

Gefragt wurde nach der **präferierten Hand** bei der Durchführung **alltäglichen Aufgaben**, wie

- **Malen**
- **Werfen eines kleinen Balles**
- **Kämmen**
- **Zähneputzen**
- **Schneiden mit einem Messer**
- **Essen mit einem Löffel**
- **Hämmern**
- **Schrauben mit einem Schraubenzieher**
- **Einfädeln eines Fadens in eine Nadel**

$$LQ = 100 * [(\Sigma R - \Sigma L) / (\Sigma R + \Sigma L)]$$

Alle Kinder wiesen einen **Lateralitätskoeffizienten über 75 auf**.

3.2.4 Handgeschicklichkeit

Zur Messung der allgemeinen Handgeschicklichkeit unter Zeitdruck wurde eine **Steckbrettaufgabe** durchgeführt. Es wurde das **Purdue Pegboard** (Modell 32020, Lafayette Instrument Company, Lafayette, In., U.S.A.) verwendet. Der Proband sitzt dabei vor dem Steckbrett an einem Tisch. An der Oberkante des Brettes befindet sich ein Schälchen mit Metallstiften. Auf dem Brett sind rechts und links von der Sicht des Probanden zwei vertikale Reihen von Bohrungen angebracht. Aufgabenstellung ist es, **so schnell wie möglich die Stifte der Reihe nach in die Bohrlöcher zu stecken**. Begonnen wird mit der präferierten, d.h. dominanten Hand, gleiches wird dann mit der nicht dominanten Hand sowie mit beiden Händen gleichzeitig durchgeführt.

3.2.5 Konzentration/Merkfähigkeitstest

Zahlensymboltest, Untertest des **Hamburg – Wechsler** Symboltestes für Kinder
Handbewegungen Untertest nach **Kaufmann**.

3.2.6 Epikritische Sensibilität und Diskrimination

Die Oberflächensensibilität wurde nach dem **Westsystem** untersucht. Hier werden geeichte **Monofilamente** unterschiedlicher Stärke auf die Haut aufgesetzt bis eine taktile Sensation hervorgerufen wird. Die Stärke der Monofilamente entsprechen einem bestimmtem **Gewicht in Gramm**.

3.3 Allgemeine Aspekte zur Versuchsdurchführung

Neben der Untersuchung der **Kraftdynamik** wurden bei den Probanden ebenfalls die **Kinematik freier Handbewegungen** und **elementarer Schreibbewegungen** durchgeführt, so dass ein **mehrteiliges Untersuchungsprogramm** vorlag. Die gesamte Dauer dieses Untersuchungsprogramms betrug je nach Alter, Kooperation und Konzentration des Kindes **ca. 3-4 h**, d.h. daß die Untersuchung **immer auf 2 getrennte Sitzungen** verteilt wurde. Die Untersuchung wurde auf Wunsch des Kindes sofort abgebrochen. **Kindern < 10 Jahre** wurden alle 20 min und **> 10 Jahren** spätestens nach 1 h eine Pause eingeräumt.

Alle Kinder wurden in einem **separaten Raum des Eichenauer Tennisvereins** untersucht.

Hier wurde die **gesamte Testapparatur** über einen Zeitraum von 3 – 4 Wochen aufgebaut.

Vorteil der Untersuchungsdurchführung vor Ort, war zum einen eine **gewohnte Umgebung**, die einen **unverkrampten** und **offenen** Umgang sowohl mit den Untersuchern als auch mit den Testapparaturen ermöglichte, der **Wegfall langer Fahrtzeiten** sowie die **problemlose Unterteilung des Untersuchungsprogramms** auf zwei Sitzungen, die mit evtl. Trainingsstunden im Sportclub kombiniert werden konnten.

Als Zeitpunkt der Untersuchungen wurden die **Weihnachtsferien** gewählt. Einige Kinder wurden aus organisatorischen und zeitlichen Gründen in der vorweihnachtlichen Zeit im Anschluss an den Schulbesuch untersucht.

Es wurden **im Bereich der Kraftdynamik folgende Versuche** mit jeweils der dominanten und nicht dominanten Hand durchgeführt:

Maximale Griff - und Haltekraft, Kraftkoordination bei **schnellster einzelner** Armbewegung und **repetitiven Armbewegungen** verschiedener Frequenz , **schnellste isometrische Einzelbewegung, schnellste isometrische repetitive Griffkraftwechsel, Trackingaufgaben mit visuellem Feedback** (Sinusförmiges und Rampenförmiges Trackingsignal)

3.4 Meßinstrument

Das in **Abbildung 6** dargestellte Meßsystem wurde zur **Messung** der **statischen** sowie **dynamischen** Griffkräfte eingesetzt.

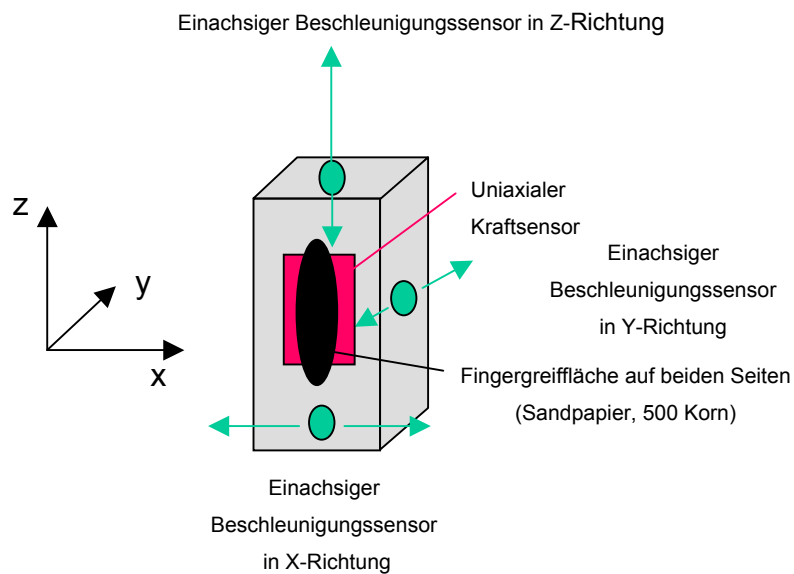
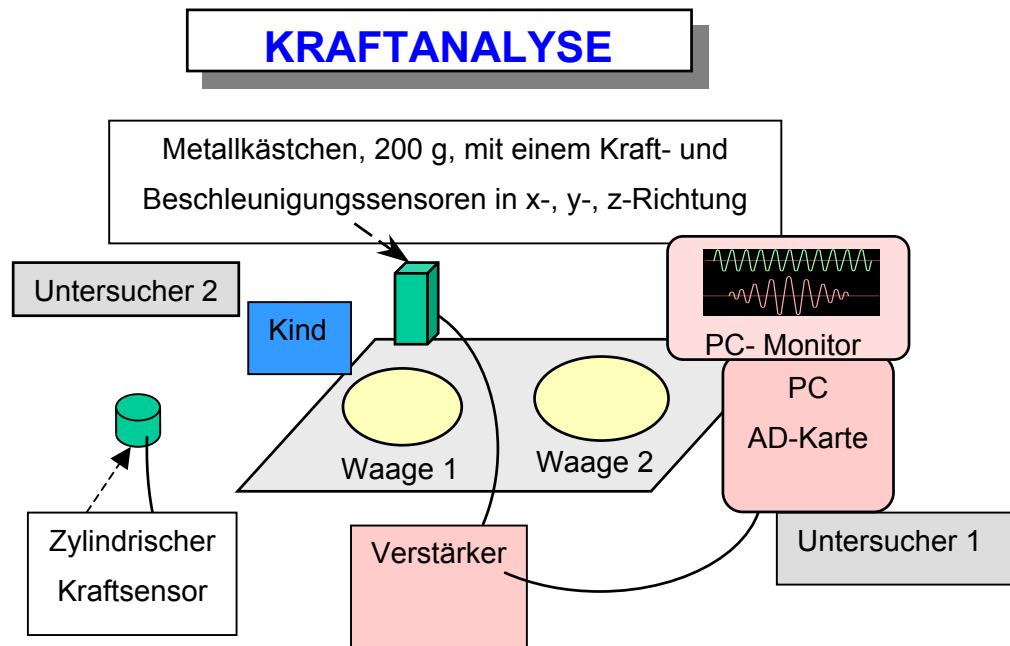


Abbildung 6: Versuchsanordnung zur kinetischen Analyse von statischen und dynamischen Griffkräften ohne sowie während Bewegungen.

- Zur Bestimmung der Griffkraft wurde das **Meßsystem GHT – K** (Greifen, Heben, Transportieren) Version 1.1. von **Hermisdörfer** (1996b) verwendet.
 - Das Handgreifobjekt wiegt incl. Kabel **225 g** und ist damit deutlich leichter als in vorhergehenden Systemen (500g).
 - Das **quaderförmige Objekt** von **100 x 50 x 32 mm** (H x B x T) Größe ist an seiner Oberfläche mit **zwei Sandpapierflächen** (500 Korn) gekennzeichnet, welche die **Fläche spezifizieren**, an der die Kinder angreifen sollen.
 - Das Objekt wird mit allen Fingern im **Handpräzisionsgriff** (Daumen in Opposition zu den restlichen Fingern) gehalten.
-
- Die Messung der Griffkraft erfolgt über einen **Kraftsensor**, der auf einen **Meßbereich** von **0 bis 70 N** mit einer **Meßgenauigkeit** von **+/- 0,2 N** eingestellt ist.
 - Das Meßprinzip basiert auf einer **Änderung des elektrischen Widerstandes** bei der Auslenkung von metallischen Dehnmeßstreifen.
 - Die Größe des Kästchens und somit auch der **Fingerabstand bleibt dabei unverändert** (isometrische Kraftapplikation).
-
- Das Greifobjekt ist durch ein **flexibles Kabel** mit dem **Basisgerät** verbunden, in dem das **Signal des Sensors verstärkt** und an den **PC weitergeleitet** wird. Im PC wird das eingehende analoge Signal mittels eines **Analog/ Digital – Wandlers** (AT – Mio – 6 - 10 – E, National Instruments) **digitalisiert**.
 - Durch die Erwärmung des Gerätes nach Inbetriebnahme können sich die Nullpunkte verschieben. Die **Eichung des Signals** wurde mit Hilfe der **Bedienungssoftware MOVE** (Blank & Heidebrecht, 1996) durchgeführt. Hierbei wurde eine **Genauigkeit von 0,02N** erreicht.
 - Das **Zeitintervall zwischen zwei Meßwerten** betrug, entsprechend der **Abtastrate von 100 Hz**, konstant **10 Millisekunden**.
 - Die **digitalisierten Signale** des Meßobjektes wurde mit der **Bedienungssoftware MOVE** von Blank und Heidebrecht (1997) weiterverarbeitet. Dabei wird das eingehende **Signal graphisch** verarbeitet und der **zeitliche Verlauf der Griffkraft (N)**, der **Kraftrate (N/s)**, **Geschwindigkeit (m/s)** oder **Beschleunigung (m/s²)** in Form von **X/Y bzw. X/t** Diagrammen dargestellt. Mit Hilfe von senkrecht bzw. waagrecht angeordneten **Cursern** können **Zeitsegmente** gebildet bzw. **Maxima** und **Minima** festgesetzt werden. Mit speziellen **Programmroutinen** können z.B. Mittelwert, SD, Maximum und Minimum aber auch Beginn und Ende des ausgewählten Zeitsegmentes oder auch ganz spezielle Werte wie den RMS (siehe

im Folgenden) ermittelt werden, die in speziellen Datenbanken angelegt werden und damit bestimmten Statistikprogrammen zur Verfügung stehen.

- Bei den **visuomotorischen Trackingaufgaben** erfolgte eine **visuelle Rückmeldung** über die aufgebrachte Griffkraft auf einem 17- Zoll Bildschirm.
- Neben der Messung der Griffkräfte war es möglich, mittels dreier zusätzlich eingebauter **dreidimensional angeordneter Beschleunigungsmesser** die Beschleunigungsrichtung im Raum exakt zu reproduzieren (Blank 2000). Diese Messwerte sind relevant für die **Analyse koordinativer Kraftfunktion** bei Armbewegungen. Da über diese im Weiteren nicht berichtet wird, wird auch auf die Bewegungsmessung nicht tiefer eingegangen.
- Zur Vermeidung von Artefakten durch Zug am Kabel wurde dieser bei allen Versuchen mittels eines Klettbandes am Unterarm befestigt.

3.5 Beschreibung der Testaufgaben

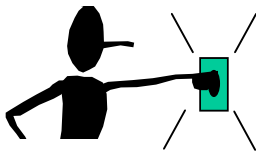
Folgende Testaufgaben wurden sowohl mit der **dominanten** als auch mit der **nicht dominanten** Hand durchgeführt:

3.5.1 Elementare Griffkraftfunktionen

3.5.1.1 Maximale Griffkraft

- Die Testserie der elementaren und koordinativen Kraftfunktionen beginnt für jeden Probanden mit der **einfachen Aufgabenstellung der Maximalkraft**. Somit sind für alle Probanden gleiche Bedingungen, um sich mit dem Messinstrument vertraut zu machen, gegeben.
- Das Kind wird instruiert, das Greifobjekt **so fest wie möglich** zu drücken.

Instruktion:



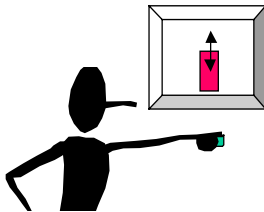
„Drücke eine Zitrone so fest aus wie Du kannst“

- Die Dauer der Messung beträgt 5 sec.

3.5.1.2 Schnellstmögliche repetitive isometrische Griffkraftwechsel

- Es sollen schnellstmögliche isometrische Kraftwechsel zwischen zwei vorgegebenen **Kraftniveaus 2,5 N und 5 N** erzeugt werden.
- Die **vorgegebenen Kraftniveaus** werden in Form eines vertikal angeordneten **roten**, sich nicht bewegenden Balkens **visuell** dargestellt.
- Als visuelles Feedback über den aufgebrauchten Kraftaufwand erscheint ein ebenfalls vertikal angeordneter **blauer Balken**
- Die **Höhe** des Balkens korrespondiert mit der **aufgebrachten Kraft**
- Die **Schnelligkeit der Kraftwechsel** ist für den Probanden aus der Auf – und Ab-bewegung des Feedbacksignals ersichtlich.
- Die **Dauer** der Aufzeichnung beträgt **10 sec.**

Instruktion:



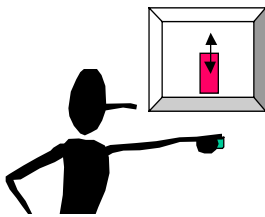
„Lasse den blauen Balken so schnell wie möglich auf und ab springen“

- Die Dauer der Messung beträgt 10 sec.

3.5.1.3 Schnellstmögliche isometrische Einzelkontraktion

- Es soll **schnellstmöglich** ein **vorgegebenes Mindestkraftniveau von 5 N** erreicht werden.
- Das **vorgegebene Kraftniveau** wird in Form eines vertikal angeordneten stehenden **roten Balkens** angezeigt.
- Als **visuelle Feedback** über den aufgebrauchten Kraftaufwand erscheint ein ebenfalls vertikal angeordneter **blauer Balken**
- Die **Höhe** des Balkens korrespondiert mit der **aufgebrachten Kraft**
- Die **Dauer** der Aufzeichnung beträgt **10 sec.**

Instruktion:



„Lasse den blauen Balken so schnell wie möglich nach oben springen“

- Die Dauer der Messung beträgt 10 sec.

3.5.2 Visuomotorisches Tracking – sensomotorische Kraftaufgabe

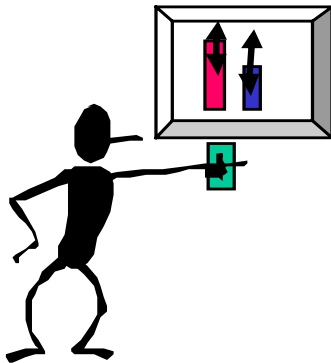
3.5.2.1 Sinustracking

- Es soll ein durch die eigene Griffkraft produziertes **Trackingsignal** (roter Balken) einem kontinuierlich variierenden **Vorgabesignal** (blauer Balken) präzise angepasst werden.
- Das Vorgabesignal wird in Form eines **roten vertikal** angeordneten bewegten Balkens dargestellt.
- Der Balken des **Vorgabesignals** schwingt **sinusförmig** zwischen **2,5 und 5 N** auf und ab.
- Die **Frequenz des Vorgabesignals** nimmt nach einer **konstanten Anfangsphase** von **0,3 Hz** kontinuierlich auf **1,2 Hz** zu.
- Die **Steigerung der Frequenz** erfolgt über 26 sec. Der Steigerung geht eine Anfangsphase mit **konstanter langsamer (0,3 HZ)** Sinusfrequenz über 14 sec voran. Beendet wird der Versuch ebenfalls durch eine **konstante aber schnelle (1,2 Hz)** Frequenz über 10 sec.
- Als **visuelles Feedback** über den aufgebrauchten Kraftaufwand erscheint ein ebenfalls vertikal angeordneter **roter Balken**
- Die **Höhe des Balkens** gibt den **Momentanwert** der aufgebrauchten Griffkraft wieder.
- Die **Dauer** der Aufzeichnung beträgt **40 sec**.

3.5.2.2 Rampentracking

- Es soll ein durch die eigene Griffkraft produziertes **Trackingsignal** einem variierenden **Vorgabesignal** angepasst werden.
- Das Vorgabesignal wird in Form eines **blauen vertikal** angeordneten bewegten Balkens dargestellt.
- Der Balken des **Vorgabesignals** bewegt sich **rampenförmig** von **2,5 bis 10 N** nach oben.
- Dieser **dynamischen Phase** mit einem Kraftanstieg von **7,5 N** folgt eine **statische Phase**, in der das Vorgabesignal **konstant bei 10 N** bleibt.
- Die **Kraftsteigerung** erfolgt über **10 sec (Kraftrate 0,75N/sec)**, die Dauer der **statischen Phase** beträgt ebenfalls **10 sec**.

Instruktion:



***„Folge dem roten Balken so genau wie möglich mit
deinem blauen Balken “***

3.6 Zielparameter

Alle Versuche wurden vom Probanden jeweils mit der dominanten und nicht dominanten Hand, d.h. ohne Wiederholung durchgeführt.

3.6.1 Elementare Griffkraftfunktion

3.6.1.1 Maximale Griffkraft

- Als Zielparameter dient hier die **größte Kraftspitze FG max** des Probanden. Zur Auswertung wurde der **maximale Kraftpeak** herangezogen.

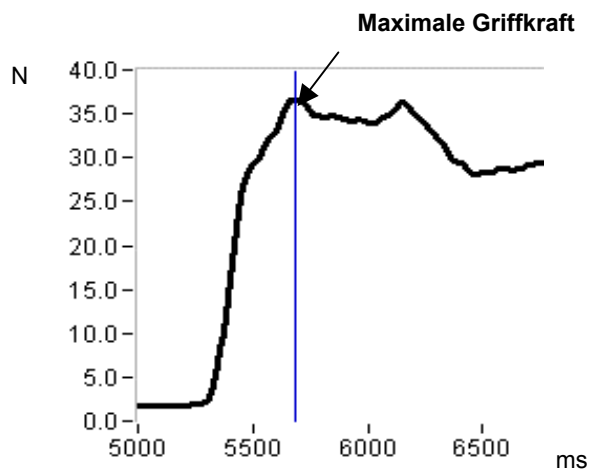


Abbildung 7: Bestimmung der Maximalkraft, FG max

3.6.1.2 Schnellstmögliche repetitive isometrische Griffkraftwechsel

- Als **Kraftparameter** dienen die
 - durchschnittlich angewandte Kraft in N (Newton) oder auch Kraftniveau der isometrischen Griffkraftänderungen und die
 - mittlere Kraftamplitude in N (Newton), als Maß über die Höhe der Griffkraftwechsel.
- **Zeitliche** Zielp Parameter stellen dar, die
 - Zeit der Kraftzunahme oder Dauer bis zum Griffkraftmaximum (Kontraktion)
 - Zeit der Kraftabnahme in ms, die in den Quotienten aus Kraftzunahmezeit Kraftabnahmezeit eingeht.
- **Leistungsparameter** sind die
 - Krafrate bzw. die Kraftanstiegsgeschwindigkeit N/sec
 - Frequenz = 1 Kraftamplitude/sec (Kraftwechsel/sec)

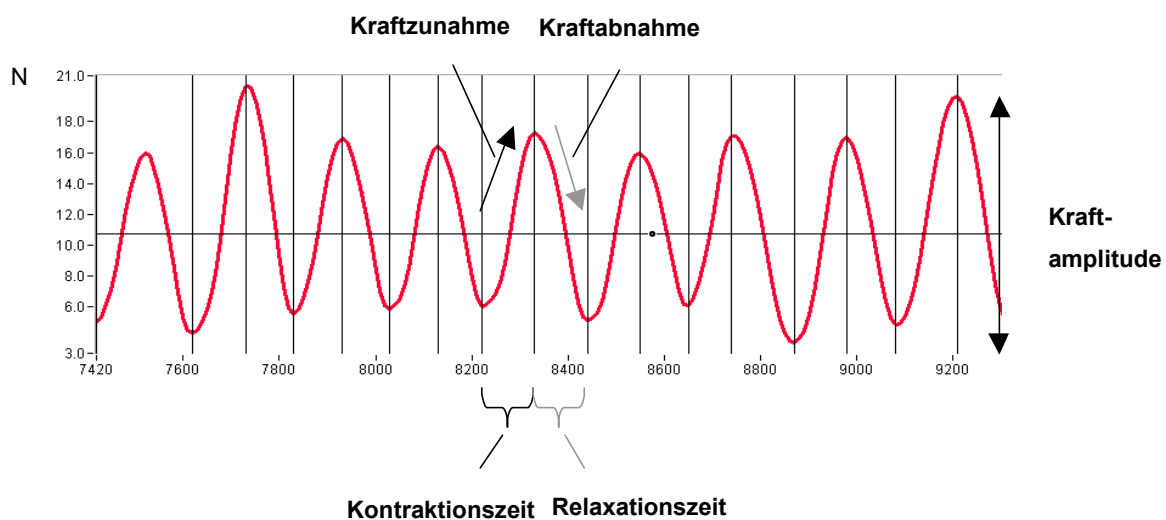


Abbildung 8: schnellstmöglicher isometrischer repetitiver Griffkraftwechsel

3.6.1.3 Schnellstmögliche isometrische Einzelkontraktion

- Als **Kraftparameter** dienen die
 - **mittlere Kraftamplitude in N** (Newton), als Maß über die Höhe der Griffkraft der Einzelkontraktion.
- **Zeitliche** Zielparameter stellen dar, die
 - Zeit des **Kraftzunahme** oder Dauer bis zum Griffkraftmaximum (Kontraktion)
- **Leistungsparameter** sind die
 - Krafrate bzw. die **Kraftanstiegsgeschwindigkeit N/sec**
 - Sowie die **streckennormierte Krafrate**, also die Krafrate/sec bezogen auf die Griffkraftamplitude.

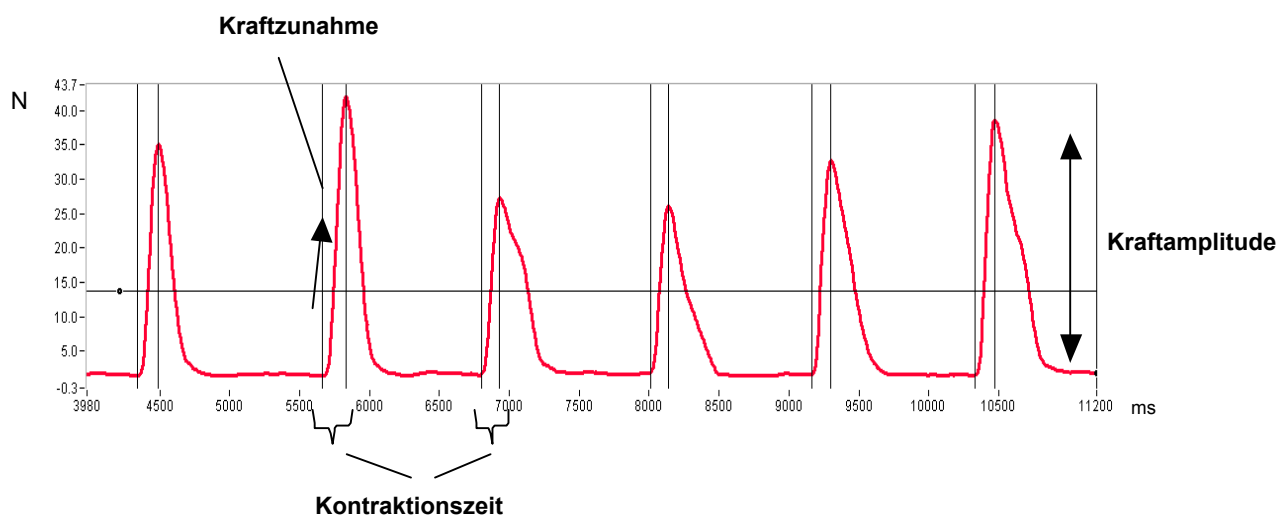


Abbildung 9: Schnellstmögliche isometrische Einzelkontraktion

3.6.2 Visuomotorisches Tracking

- **Leistungsparameter**

- Zur Bewertung der **Trackingleistung** wurde der Abweichungswert unter den verschiedenen Bedingungen bestimmt.
- Als **allgemeiner Abweichungswert** bzw. **Fehlermaß** wurde der von Poulton (Poulton 1981) vorgeschlagene **RMS** berechnet.
- Der RMS ist der **Mittelwert der quadrierten Abweichung** vom **Vorgabesignal**:

$$RMS = \sqrt{\sum \frac{(U_i - V_i)^2}{N}}$$

mit U_i = vorgegebene Kraft;

V_i = angewandte Kraft;

N = Anzahl der Meßpunkte

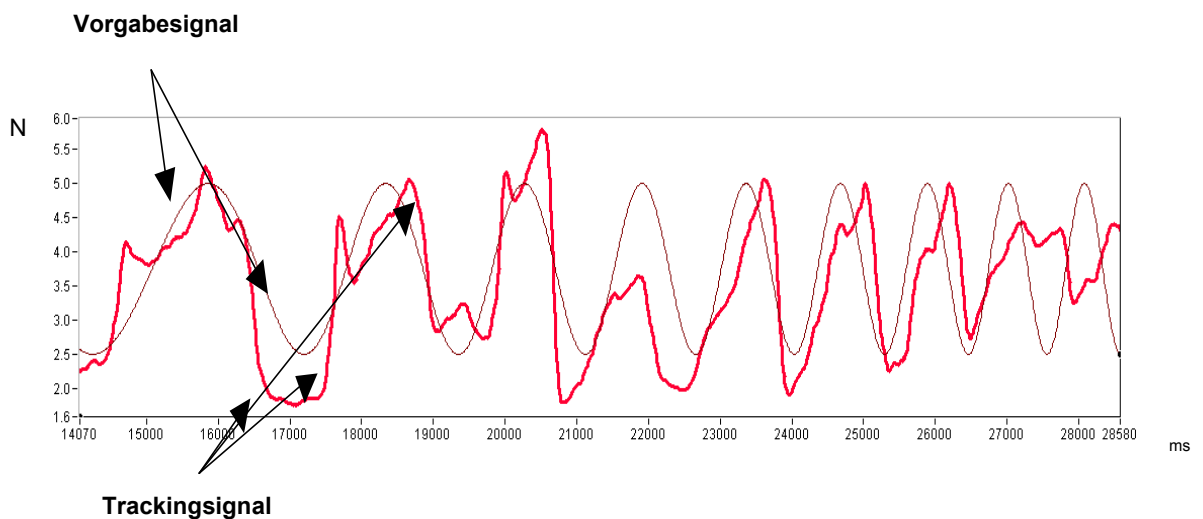


Abbildung 10: Visuomotorisches Tracking, **Sinustracking**

3.6.2.1 Sinustracking

- Zur Berechnung des **RMS** und Auswertung der **Trackingleistung** wurden **9 Abschnitte** mit definierter Frequenz gebildet.
- Die Frequenz wurde aus der Anzahl der Kraftwechsel (Schwingungen) des Vorgabesignals/sec im jeweiligen Abschnitt errechnet.
- Anfangs – und Endphase mit jeweils gleichbleibenden Frequenzen von 0,3 bzw. 1,2 Hz bilden 3 Abschnitte mit jeweils 4 bzw. 5 Kraftwechseln.
- Die Steigerungsphase wurde für die Bestimmung des RMS in weitere 6 Abschnitte unterteilt.

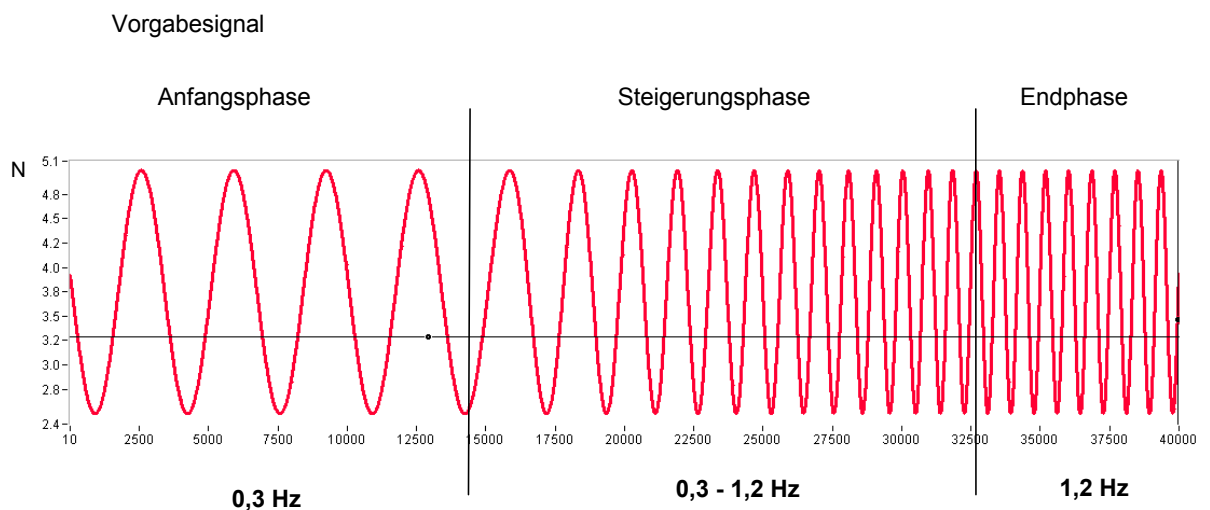


Abbildung 11: Visuomotorisches Tracking, **Sinustracking 2**

3.6.2.2 Rampentracking

- Zur Berechnung des **RMS** und **Auswertung der Trackingleistung** wurden **4 Zeitsegmente** gebildet.
- Die **dynamische Phase** wurde in 2 Segmente, einem kurzen Anfangssegment und einem längerem Endsegment unterteilt. Diese Unterteilung der dynamischen Phase erfolgte aufgrund der Beobachtung, dass die Probanden einige Zeit benötigten sich den Trackingbedingungen anzupassen.
In der Analyse der Daten allerdings ergab sich kein Unterschied im Trackingfehler zwischen diesen beiden Segmenten)
- Die **statische Phase** wurde ebenfalls in 2 Segmente, einem kurzen Anfangssegment und einem längerem Endsegment unterteilt.
- Diese Unterteilung erfolgte, da ein Großteil der Probanden nach Abschluss der Kraftanstiegsphase einen **Knick** in der Trackingleistung zeigten. Um diesen Knick von der Trackingleistung der statischen Phase abzugrenzen erfolgte diese Segmentierung.

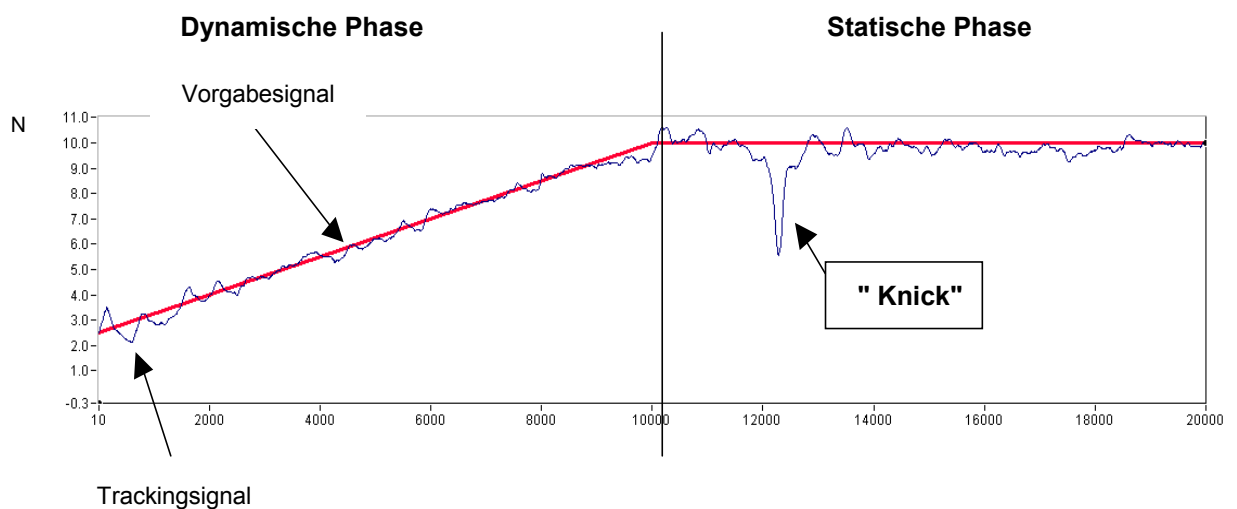
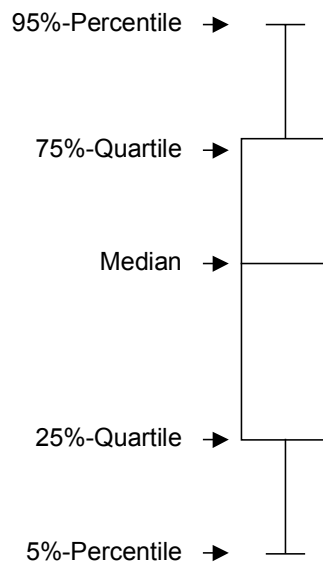


Abbildung 12: Visuomotorisches Tracking, **Rampentracking**

3.7 Statistische Auswertung

Es erfolgte zunächst eine **verteilungsunabhängige Darstellung** der Zielparameter in **Boxplots**, die das jeweilige **Spektrum** der gemessenen Werte incl. **Median** und **Perzentilen** (5.,25.,75.,95.) darstellen.



Gemäß der Fragestellung wurden die Zielvariablen bezüglich ihrer **Altersentwicklung**, **Lateralität** und des **Geschlechtes** betrachtet.

Zur Darstellung und statistischen Auswertung der **Altersabhängigkeit** und **Lateralität** wurden **alle 59 Probanden** herangezogen.

Für den **Geschlechtsvergleich** musste die Gesamtkohorte zur Bildung von Altersgruppen mit gleicher Geschlechtsverteilung auf **48 Probanden** reduziert werden. Die **Auswahl** der Probanden erfolgte nach dem **Zufallprinzip**.

Ergebnisse und die dazugehörigen Graphiken werden im Kapitel Ergebnisse dargelegt.

Bei einigen Zielparametern wurde zusätzlich zur **deskriptiven Statistik** eine **explorative Statistik** durchgeführt.

Zunächst erfolgte die Prüfung der **Normalverteilung** der Zielparameter.

Lag diese auch nach **logarithmischer Transformation** nicht vor, wurden **nicht parametrische** Testverfahren angewandt:

- Zum Vergleich **verbundener Stichproben** der **Wilcoxon Test**
- Zum Vergleich **unverbundener Stichproben** der **Kruskal Wallis Test**
- Zum Vergleich mehr als zwei **verbundener Stichproben** der **Kendal Wallis Test**

Lag nach Logarithmierung eine **Normalverteilung der Zielparameter** vor, konnten **parametrische Testverfahren** eingesetzt werden.

- Zur **Korrelationsanalyse** wurde die Korrelation nach **Pearson** eingesetzt
- Zum Vergleich **verbundener und unverbundener Stichproben** der **t – Test** für verbundene oder unverbundene Stichproben.

Der **Alterseffekt** wurde mittels **einfaktorieller ANOVA** analysiert.

4 Ergebnisse

4.1 Stichprobenbeschreibung

Es konnten alle Probanden in die Auswertung der Versuche eingeschlossen werden. Bei keinem der Probanden lagen pathologische klinische Untersuchungsbefunde, Testergebnisse oder Auffälligkeiten in der peri – und postpartalen Anamnese vor. Für die Untersuchung des Alterseffektes auf die Entwicklung der Zielparameter wurden die 8 Altersgruppen zu 4 Altersgruppen zusammengefasst. Die Verteilung von Alterstufen und Geschlecht ist in Tabelle 5 dargestellt.

Altersgruppen	Geschlecht		Gesamt
	weiblich	männlich	
7 – 8 Jahre	10	8	18
9 – 10 Jahre	7	6	13
11 – 12 Jahre	6	8	14
13 – 14 Jahre	4	10	14
	27	32	59

Tabelle 5: Geschlechtsverteilung der 4 Altersgruppen (zum Geschlechtervergleich Bildung von Altersgruppen mit gleicher Geschlechtsverteilung)

4.2 Fehlende Daten

Es wurden im Versuch „Visuomotorisches Tracking, Sinusversuch“, bei einem Probanden in der nicht-dominanten Hand die Werte nicht abgespeichert. Laut Protokoll war die Versuchsdurchführung regelrecht und ohne Auffälligkeiten.

4.3 Elementare Griffkraftfunktionen

4.3.1 Maximale Griffkraft

- **Median, Mittelwerte, Standardabweichung** sowie **05.und 95. Perzentil** für die Zielparameter sind für dominante und nicht-dominante Hand in **Tabelle 6** und **Tabelle 7** dargestellt.
- Die Darstellung der maximalen Griffkraft erfolgt in verteilungsunabhängigen Boxplots (**Abbildung 13, Abbildung 14**)
- Bei vorliegender Normalverteilung wurde die maximale Griffkraft mittels einfaktorieller ANOVA auf Alterseffekte untersucht, 2 homogene Gruppen (7-10 und 11-14 Jahre) konnten identifiziert werden.
- Ein Anstieg der maximalen Griffkraft zeigt sich **ab dem 11.Lj.** sowohl für die **dominante** als auch für die **nicht dominante** Hand.
ANOVA $p < 0,001$; (**Abbildung 13**)
- **Lateralitätsunterschiede** in der maximalen Griffkraft sind **zu Gunsten der dominanten** Hand **signifikant**.
t – Test für verbundene Stichproben $p < 0,001$; (**Abbildung 13**)
- Ein **Geschlechtsunterschied** zeichnet sich im Vergleich der Altersgruppen sowohl in dominanter als auch nicht dominanter Hand nicht ab. Griffkraftmaximum in der Gesamtgruppe der Mädchen im Mittel 47,85 N gegenüber 51,83 N im Mittel in der Gruppe der Buben.
t – Test für unverbundene Stichproben $p > 0,05$ (df 46); (**Abbildung 15**)

GF (grip force) dominante Hand						
	Anzahl = N	Median	05. Perzentil	95. Perzentil	Mittelwert	SD
<i>7 – 8 - jährige</i>	18	49,526	26,018	65,476	48,363	9,696
<i>9 – 10 - jährige</i>	13	48,164	40,971	67,737	49,505	8,366
<i>11 – 12- jährige</i>	14	64,812	47,940	71,328	63,796	7,684
<i>13 – 14 - jährige</i>	14	70,820	53,095	71,328	68,403	5,531

GF (grip force) nicht - dominante Hand						
	Anzahl = N	Median	05. Perzentil	95. Perzentil	Mittelwert	SD
<i>7 – 8 - jährige</i>	18	45,600	29,832	62,422	46,867	9,175
<i>9 – 10 - jährige</i>	13	46,314	34,427	57,110	45,105	6,020
<i>11 – 12- jährige</i>	14	61,576	48,608	71,328	60,547	7,046
<i>13 – 14 - jährige</i>	14	70,517	50,724	71,328	66,389	6,735

Tabelle 6: Standardwerte für die *Maximale Griffkraft* der dominanten und nicht dominanten Hand in Newton

GF (grip force) dominante Hand:				
	weiblich		männlich	
	Anzahl = N	Median	Anzahl = N	Median
<i>7 - 8 - jährige</i>	8	39,329	8	47,84
<i>9 - 10 - jährige</i>	6	39,498	6	45,202
<i>11 - 12 - jährige</i>	6	58,513	6	59,681
<i>13 - 14 - jährige</i>	4	64,942	4	61,927

GF (grip force) nicht-dominante Hand:				
	weiblich		männlich	
	Anzahl = N	Median	Anzahl = N	Median
<i>7 - 8 - jährige</i>	8	33,918	8	45,791
<i>9 - 10 - jährige</i>	6	38,132	6	42,621
<i>11 - 12 - jährige</i>	6	50,557	6	55,417
<i>13 - 14 - jährige</i>	4	59,031	4	61,611

Tabelle 7: *Griffkraftmaxima* im *Geschlechtsvergleich*, für dominante und nicht dominante Hand. Parallelierte Gruppen mit je 25 Mädchen und 25 Jungen N = 48.

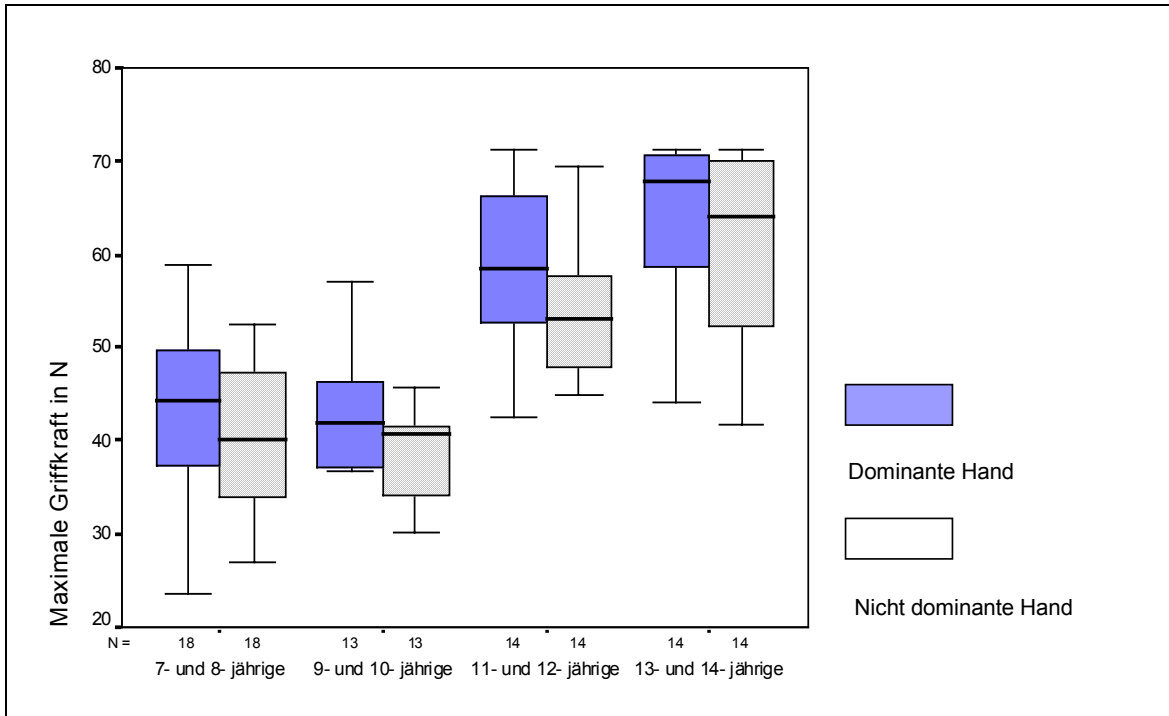


Abbildung 13: Altersverlauf und Lateralität der maximalen Griffkraft.
 Signifikanter Altersverlauf $p < 0,001$
 signifikanter Lateralitätsunterschied $p < 0,001$

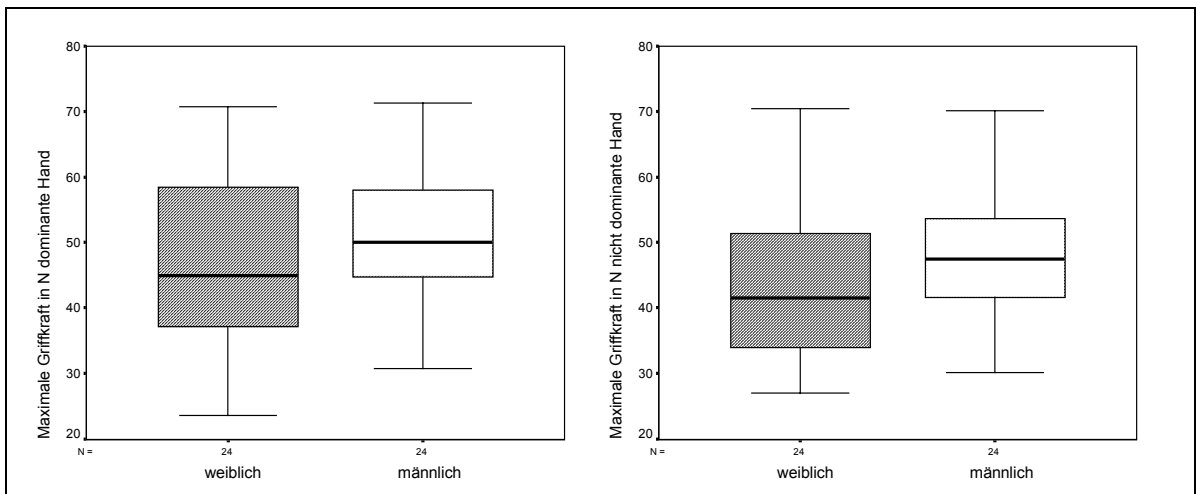


Abbildung 14: Geschlechtsvergleich der maximalen Griffkräfte.
 $p > 0,05$ (N = 46)

4.3.2 Schnellstmögliche repetitive isometrische Griffkraftwechsel

- **Median, Mittelwerte, Standardabweichung** sowie **05. und 95. Perzentil** für die Zielparameter sind in **Tabelle 9** dargestellt.
- Die Darstellung der Zielparameter erfolgt in verteilungsunabhängigen Boxplots für die Dimension Alter, Hand, Geschlecht.
- Da für die Zielparameter nach logarithmisch Transformation eine Normalverteilung der Daten vorlag, konnten **parametrische Testverfahren** angewandt werden.
- Mittels einfaktorieller ANOVA konnten zwei homogene Gruppen (7 bis 10- und 11 bis 14- jährige) identifiziert werden. Die größten Alterseffekte ergaben sich zwischen der Gruppe der 7 bis 10jährigen und der Gruppe der 11 bis 14-jährigen
- Mittels t – Test für verbundene Stichproben erfolgte der Lateralitätsvergleich.
- Mittels t – Test für unverbundene Stichproben erfolgte der Geschlechtsvergleich.
- Zur Analyse der Zusammenhänge zwischen Alter, maximaler Griffkraft und Zielparametern erfolgt die bivariate Korrelationsanalyse nach Pearson.

4.3.2.2 Altersentwicklung

Dominante Hand

- In der verteilungsunabhängigen Darstellung in Boxplots zeigt sich, dass
 - die durchschnittlich angewandte Kraft, das Kraftniveau, die in allen Altersgruppen der Kraftamplitude, der Höhe der Griffkraftwechsel, entspricht, eine tendenzielle Zunahme mit steigendem Alter zeigt. (siehe **Abbildung 15**)
 - sich eine Altersentwicklung der Leistungsparameter Krafrate, Frequenz der Griffkraftwechsel und Quotienten zeigt.
 - eine deutlicher Altersunterschied zwischen der Gruppe der 7 – 11 und 12-14-jährigen zu sehen ist.
- im Mittelwertvergleich ANOVA, konnten die oben dargestellten Sachverhalte belegt werden.
 - die *Kraftamplitude* zeigt keine signifikante Alterentwicklung
ANOVA: **df = 3; F = 1,9; p = 0,142;**
 - die Leistungsparameter *Krafrate*, *Frequenz* der **Griffkraftwechsel** und Quotienten unterliegen einer signifikanten Altersentwicklung
ANOVA: **df = 3; F = 8,3 – 12,3; p < 0,001;** (**Abbildung 15**)
 - Im **post hoc Verfahren** konnten **2** homogene Altergruppen identifiziert werden (**siehe Abbildung 17**)
- In der bivariaten Korrelationsanalyse(**Tabelle 8**) nach **Pearson** ergab sich :
 - Keine Alterskorrelation für den Kraftparameter, *Griffkraftamplitude*
 - die höchste Alterskorrelation für die
 - Maximale *Frequenz* der Griffkraftwechsel: **KK = 0,567; p < 0,001,**
 - Dieser folgten
 - *Krafrate*: **KK = 0,547; p = <0,001;**
 - *Quotient*: **KK = - 0,509; p = <0,001;**
 - Die Griffkraftamplitude zeigt eine höhere Korrelation zur maximalen Griffkraft als zum Alter .
 - Maximale Griffkraft: **KK 0,408; p = 0,001;**
 - Alter: **KK = 0,225; p = 0,087;**

Nicht dominante Hand

- **In der verteilungsunabhängigen Darstellung in Boxplots zeigt sich, dass**
 - die durchschnittlich angewandte Kraft, das Kraftniveau, die in allen Altersgruppen der Kraftamplitude, der Höhe der Griffkraftwechsel, entspricht, auch in der nicht-dominanten Hand keine Altersentwicklung zeigt.
 - Krafrate, Frequenz und Quotienten eine Altersentwicklung zeigen
- **im Mittelwertvergleich ANOVA, konnten die oben dargestellten Sachverhalte belegt werden.**
 - Die Kraftamplitude und die Krafrate zeigen keine signifikante Altersentwicklung
ANOVA $df = 3; F = 1,4; p = 0,26$; (siehe Abb. 16)
 $df = 3; F = 2,65; p = 0,058$;
Frequenz und Quotient eine Altersentwicklung zeigen
Frequenz: $F = 16,6; p < 0,001; df = 3$
Quotient: $F = 5,88; p = 0,003; df = 3$
- **In der bivariaten Korrelationsanalyse (Tabelle 8) nach Pearson** ergab sich
 - Keine Alterskorrelation der Griffkraftamplitude (KK 0 225; $p = 0,087$)
 - die höchste Alterskorrelation für die
 - Maximale *Frequenz* der Griffkraftwechsel: **KK = 0,616; $p < 0,001$** ;
 - Dieser folgten
 - *Quotient*: $KK = - 0,473; p = <0,001$
 - *Krafrate*: $KK = 0,288; p = 0,024$

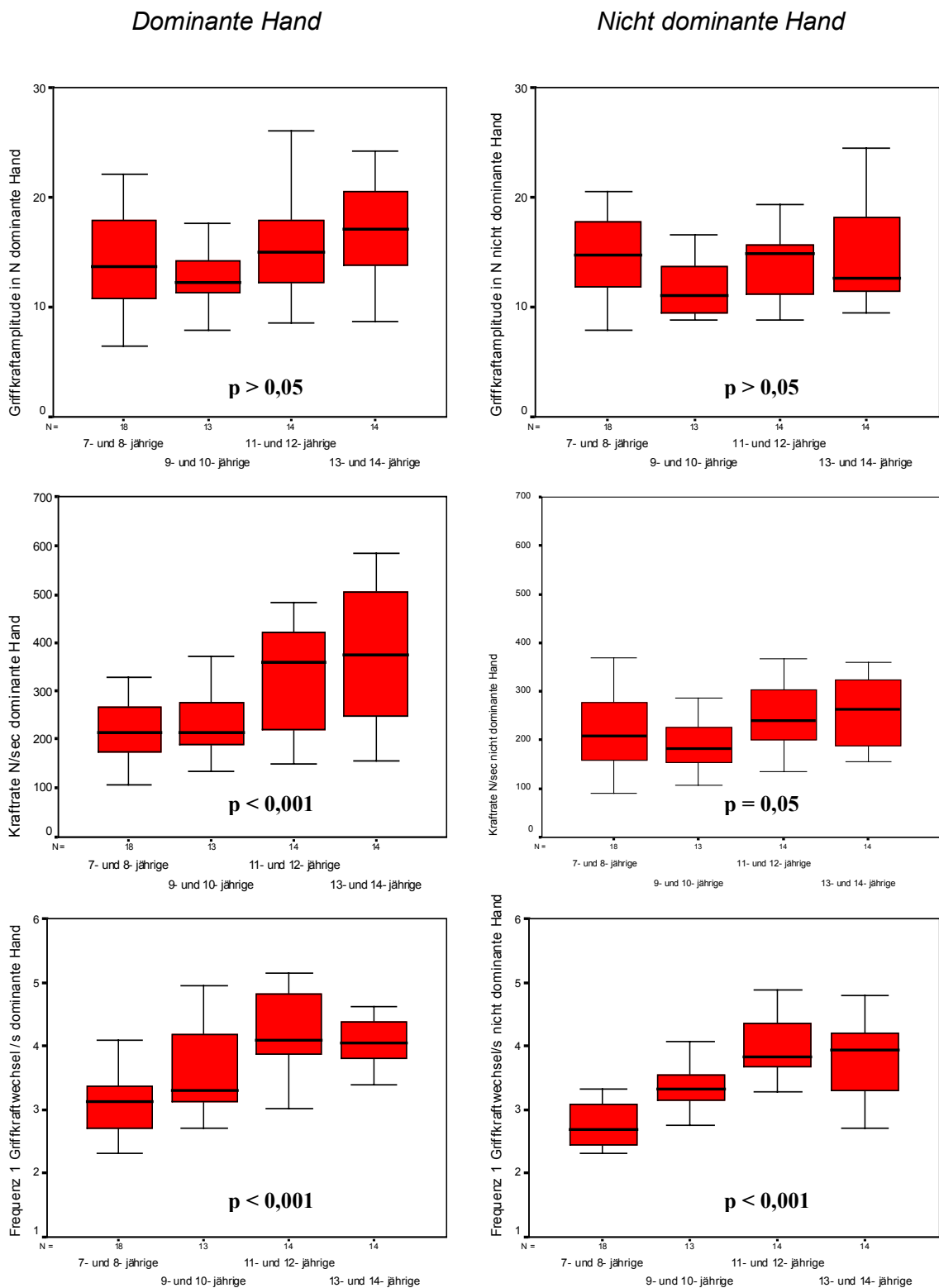
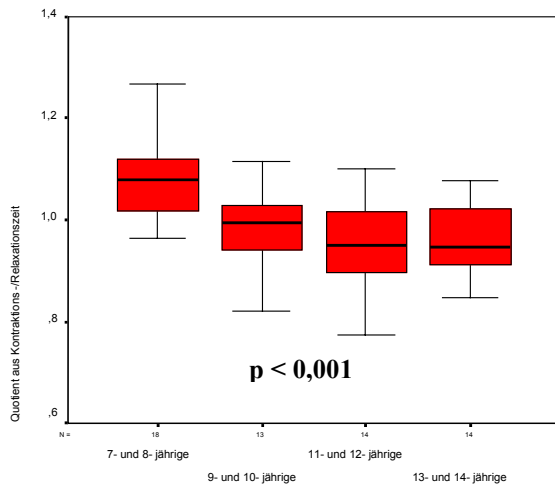


Abbildung 15: Altersverlauf isometrischer repetitiver Griffkraftwechsel. Darstellung von **Griffkraftamplitude**, **Kraftrate** sowie **Frequenz** in dominanter und nicht dominanter Hand. Signifikanzen durch einfaktorielle ANOVA, $df = 3$.

Dominante Hand



Nicht dominante Hand

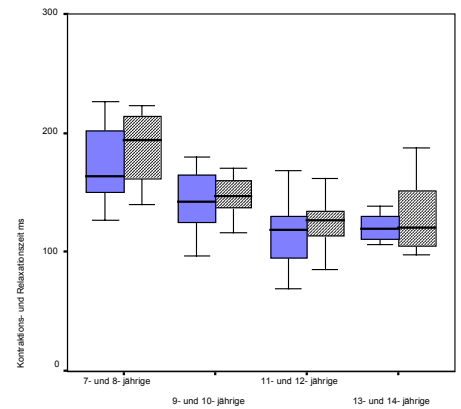
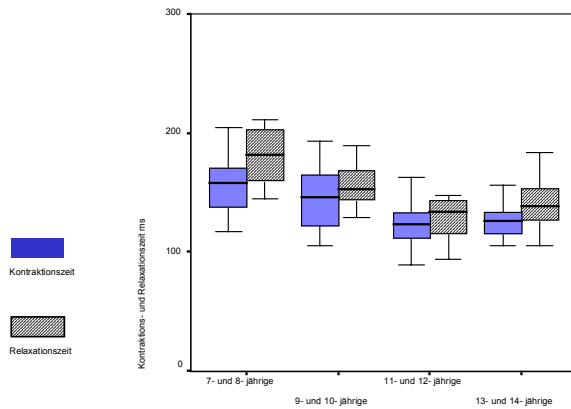
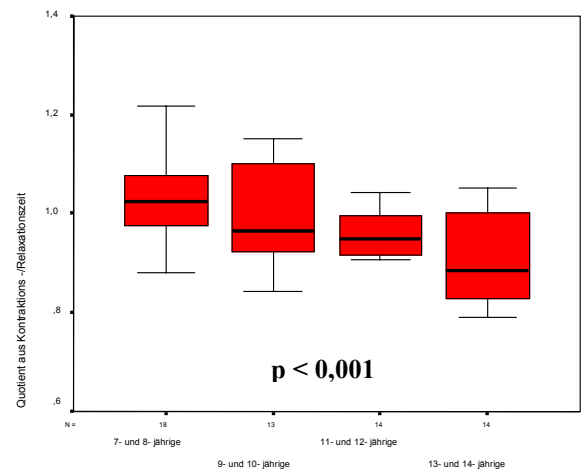


Abbildung 16: Verhältnis von *Kontraktions-* zu *Relaxationszeit* isometrischer repetitiver Griffkraftwechsel.

a. Oben: Quotient aus Kontraktions - zu Relaxationszeit

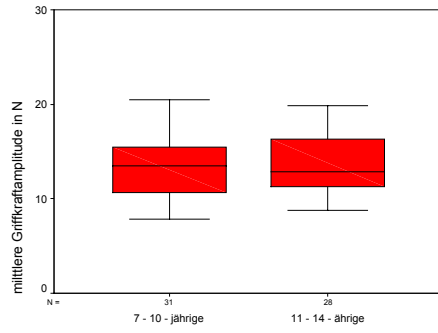
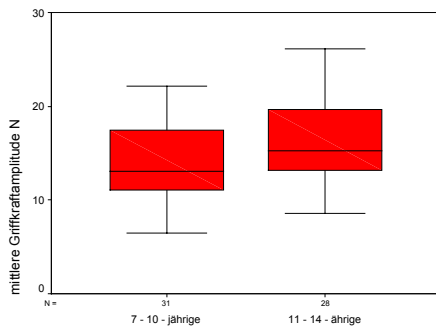
Der Quotient wird mit steigendem Alter < 1 , d.h. die Kontraktionszeit nimmt stärker als die Relaxationszeit ab. Der Quotient der nicht dominanten Hand liegt bei insgesamt längeren Kontraktions- und Relaxationszeiten unter dem der nicht dominanten Hand.

b. Unten: Kontraktionszeit im Vergleich zur Relaxationszeit.

Beide Parameter nehmen im Altersverlauf entsprechend der steigenden Frequenz ab Signifikanzen durch einfaktorielle ANOVA, $df = 3$

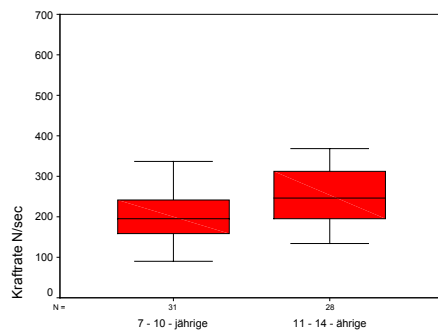
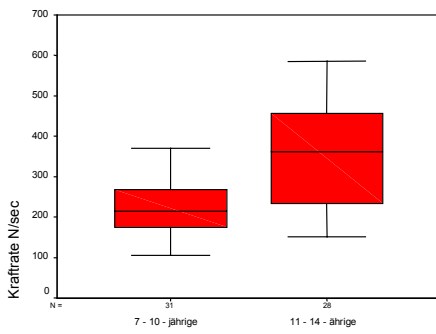
Dominante Hand

Nicht dominante Hand



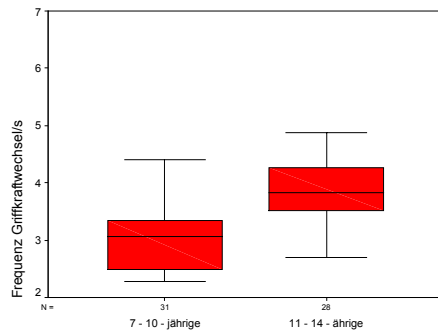
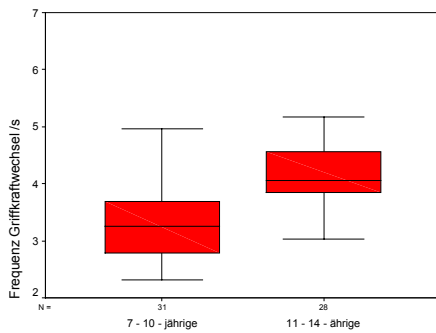
Alter

Alter



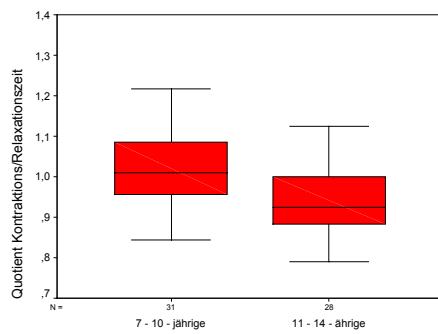
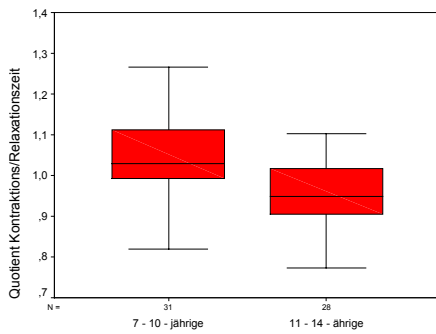
Alter

Alter



Alter

Alter



Alter

Alter

Abbildung 17: Durch einfaktorielle ANOVA und post hoc Verfahren konnten zwei *homogene Gruppen* identifiziert werden:

Korrelationen, dominante Hand

		Altersgruppen	maximale Griffkraft in N	Griffkraft-amplitude in N	Kraftrate N/sec	Frequenz Griffkraft-wechsel /s	Quotient aus Kontraktions/Relaxationszeit
Altersgruppen	Korrelation nach Pearson	1,000	,704**	,225	,547**	,567**	-,509*
	Signifikanz (2-seitig)	,	,000	,087	,000	,000	,000
	N	59	59	59	59	59	59
maximale Griffkraft in N	Korrelation nach Pearson	,704**	1,000	,408**	,619**	,484**	-,300*
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,	,001	,000	,000	,021
	N	59	59	59	59	59	59
Griffkraftamplitude in N	Korrelation nach Pearson	,225	,408**	1,000	,774**	-,220	-,025
	Signifikanz (2-seitig)	,087	,001	,	,000	,094	,854
	N	59	59	59	59	59	59
Kraftrate N/sec	Korrelation nach Pearson	,547**	,619**	,774**	1,000	,188	-,394*
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,000	,000	,	,153	,002
	N	59	59	59	59	59	59
Frequenz Griffkraftwechsel /s	Korrelation nach Pearson	,567**	,484**	-,220	,188	1,000	-,499*
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,000	,094	,153	,	,000
	N	59	59	59	59	59	59
Quotient aus Kontraktions/Relaxationszeit	Korrelation nach Pearson	-,509**	-,300*	-,025	-,394**	-,499**	1,000
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,021	,854	,002	,000	,
	N	59	59	59	59	59	59

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Korrelationen, nicht dominante Hand

		Altersgruppen	Maximale Griffkraft in N	Griffkraft-amplitude in N	Kraftrate N/sec	Frequenz Griffkraft - wechsel/s	Quotient aus Kontraktions/Relaxationszeit
Altersgruppen	Korrelation nach Pearson	1,000	,704**	,024	,288*	,616**	-,473*
	Signifikanz (2-seitig)	,	,000	,854	,027	,000	,000
	N	59	59	59	59	59	59
Maximale Griffkraft in N	Korrelation nach Pearson	,704**	1,000	,219	,458**	,605**	-,384*
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,	,096	,000	,000	,003
	N	59	59	59	59	59	59
Griffkraftamplitude in N	Korrelation nach Pearson	,024	,219	1,000	,779**	-,144	,289*
	Signifikanz (2-seitig)	,854	,096	,	,000	,278	,026
	N	59	59	59	59	59	59
Kraftrate N/sec	Korrelation nach Pearson	,288*	,458**	,779**	1,000	,246	-,054
	Signifikanz (2-seitig)	,027	,000	,000	,	,060	,684
	N	59	59	59	59	59	59
Frequenz	Korrelation nach Pearson	,616**	,605**	-,144	,246	1,000	-,449*
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,000	,278	,060	,	,000
	N	59	59	59	59	59	59
Quotient aus Kontraktions/Relaxationszeit	Korrelation nach Pearson	-,473**	-,384**	,289*	-,054	-,449**	1,000
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,003	,026	,684	,000	,
	N	59	59	59	59	59	59

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 8: Schnellstmögliche repetitive Griffkraftwechsel
Korrelation nach Pearson für dominante Hand und nicht dominante Hand

4.3.2.3 Lateralitätsvergleich

- Da in Griffkraftamplitude, Krafrate, Frequenz und Quotient Alterseffekte vorliegen wurde der Lateralitätsvergleich für jede Altersgruppe durchgeführt.
- Im Vergleich der Durchführung in dominanter sowie nicht dominanter Hand zeichnen sich in der verteilungsunabhängigen Darstellung in Boxplots für jede Altersgruppe Lateralitätsunterschiede für alle 4 Zielparameter ab. (siehe **Abbildung 18**)
- Im t – Test für verbundene Stichproben zeigt sich lediglich in der Altersgruppe der 7 – 8-jährigen die nicht-dominante Hand in der Frequenz (2,7 Kraftwechsel/sec vs. 3,1 Kraftwechsel/sec) der dominanten Hand unterlegen: **p < 0,001, T = 5,1.**
- Bezüglich der Frequenz zeigen sich in allen anderen Altersgruppen keine statistisch signifikanten Unterschiede, obwohl die Mittelwerte (Tabelle 9) durchaus Unterschiede aufweisen.
- Auch im altersunabhängigen Vergleich der Zielvariablen ergaben sich nur für die Frequenz signifikante Unterschiede im t -Test für verbundene Stichproben **p < 0,001, T = 4,7.**

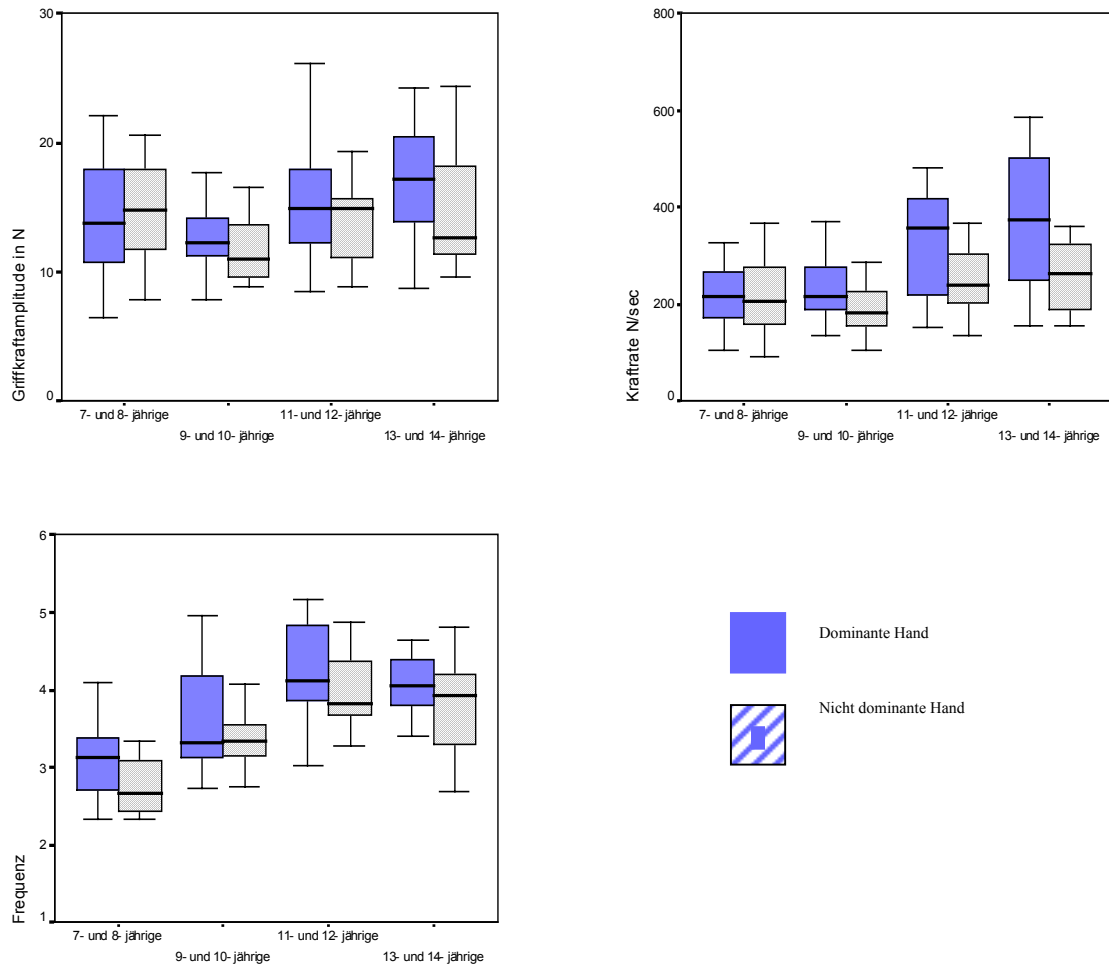
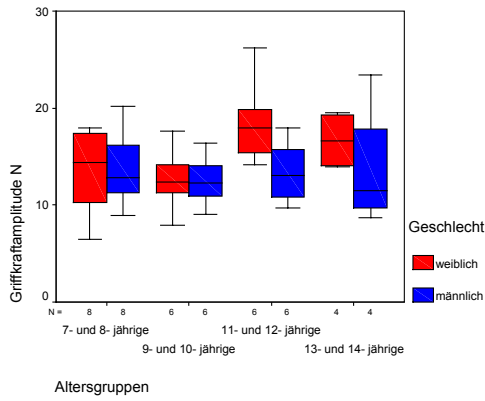


Abbildung 18: Lateralitätsvergleich der repetitiven isometrischen Griffkraftwechsel
 Im Altersabhängigen Vergleich zeigt sich nur für die Frequenz in der Altersgruppe der 7 – 8 jährigen ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dominanter und nicht-dominanter Hand. Auch in **altersunabhängiger Betrachtung** ergibt sich nur für die Frequenz ein signifikanter Unterschied zwischen dominanter und nicht dominanter Hand.

4.3.2.4 Geschlechtsvergleich

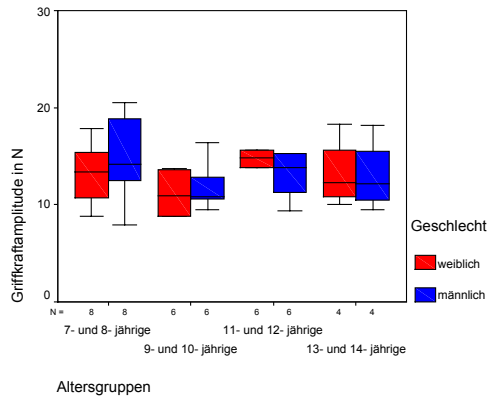
- Zum Vergleich und zur graphischen Darstellung des Altersverlaufs der Zielparameter im Geschlechtsvergleich wurden Altersgruppen mit ausgewogener Geschlechtsverteilung gebildet.
Die Auswahl der Probanden erfolgte nach dem Zufallsprinzip, **Anzahl der Probanden** beträgt nun **48**.
- Es wurden alle Zielparameter nach Geschlechtsunterschieden sowohl in der dominanten als auch in der nicht dominanten Hand untersucht.
In der verteilungsunabhängigen Darstellung in Boxplots zeigten sich
- keine Unterschiede für die Höhe der Kraftamplitude und Krafrate
Frequenz für den Quotient aus Kraftzunahme zu Kraftabnahmezeit sowohl für die dominante als auch für die nicht dominante Hand. (siehe **Abbildung 19**)
- Im t – Test für ungebundene Stichproben zeigten sich **keine signifikanten** Geschlechtsunterschiede (**$p > 0,05$**).

Dominante Hand

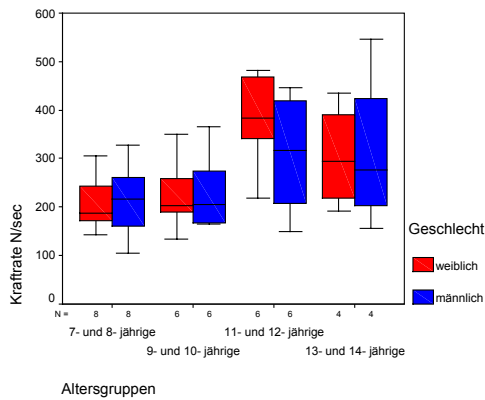


Altersgruppen

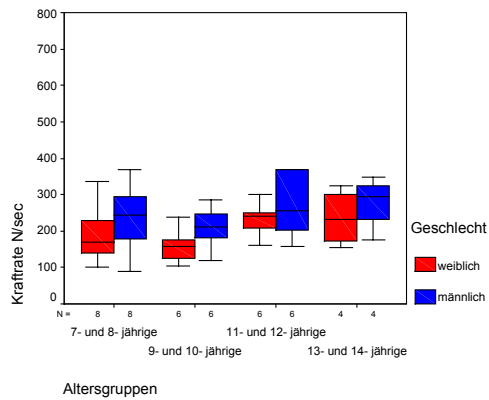
Nicht dominante Hand



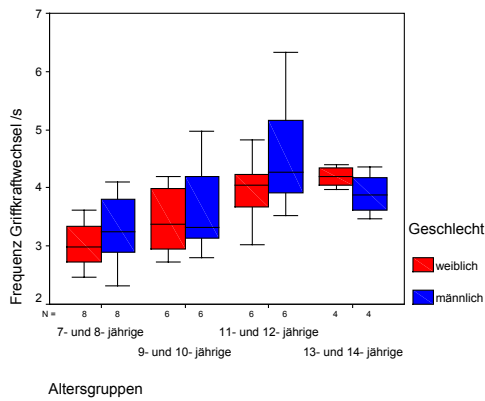
Altersgruppen



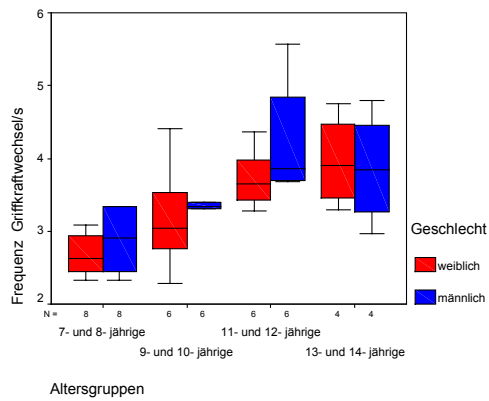
Altersgruppen



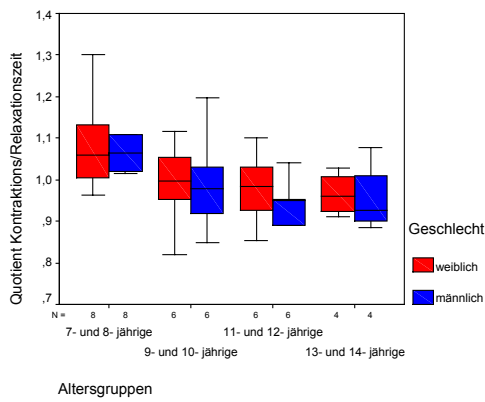
Altersgruppen



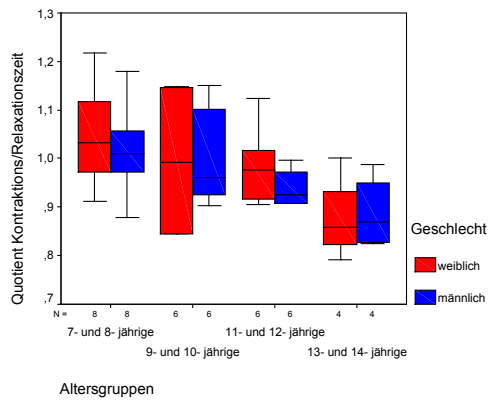
Altersgruppen



Altersgruppen



Altersgruppen



Altersgruppen

Abbildung 19: Geschlechtsunterschiede der Zielparameter für dominante und nicht-dominante Hand. Altersabhängige Darstellung. Im t-Test für unverbundene Stichproben ergaben sich keine signifikanten Geschlechtsunterschiede

<u>Dominante Hand</u>		N	Mittelwert	5. P.	95. P.	SD	Median
durchschnittlich angewandte Kraft in N	<i>7 - 8- jährige</i>	18	14,278	6,217	20,955	4,132	14,418
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	12,684	7,875	17,000	2,817	12,662
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	15,261	9,386	24,459	4,096	14,833
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	16,471	8,319	23,662	4,803	16,468
mittlere Griffkraftamplitude in N	<i>7 - 8- jährige</i>	18	14,57	6,48	22,14	4,54	13,70
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	13,06	7,87	19,19	3,24	12,26
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	15,34	8,53	26,16	4,56	14,94
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	16,96	8,66	24,22	4,80	17,10
Kraftrate N/sec	<i>7 - 8- jährige</i>	18	216,79	105,33	328,90	61,51	215,65
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	237,61	133,28	370,99	80,11	214,16
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	330,28	150,20	482,37	116,42	358,64
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	379,93	155,52	585,64	143,82	373,25
1 Griffkraftwechsel /s	<i>7 - 8- jährige</i>	18	3,10	2,32	4,09	,50	3,13
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	3,58	2,72	4,97	,67	3,31
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	4,32	3,02	6,32	,84	4,11
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	4,09	3,40	4,64	,41	4,05
Quotient Kontraktions /Relaxationszeit	<i>7 - 8- jährige</i>	18	1,09	,96	1,30	,09	1,08
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	,99	,82	1,20	,10	1,00
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	,95	,77	1,10	,08	,95
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	,96	,85	1,08	,07	,95
<u>Nicht-dominante Hand</u>							
durchschnittlich angewandte Kraft N	<i>7 - 8- jährige</i>	18	13,804	7,858	20,219	3,448	14,208
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	11,612	7,157	16,718	2,783	10,965
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	14,075	9,984	20,534	3,193	14,579
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	13,963	9,891	22,737	3,687	12,845
Mittlere Griffkraftamplitude in N	<i>7 - 8- jährige</i>	18	14,35	7,88	20,52	3,63	14,74
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	11,88	8,77	16,54	2,67	10,98
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	14,40	8,79	24,07	4,10	14,87
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	14,02	9,53	24,41	4,39	12,59
Kraftrate N/sec	<i>7 - 8- jährige</i>	18	215,78	90,04	368,90	79,53	207,55
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	187,46	105,42	286,11	54,64	182,03
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	271,22	133,74	696,04	138,74	240,49
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	282,18	153,72	637,78	121,92	262,49
Frequenz 1 Griffkraftwechsel/s	<i>7 - 8- jährige</i>	18	2,75	2,33	3,33	,37	2,68
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	3,33	2,29	4,41	,54	3,33
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	4,04	3,28	5,57	,65	3,83
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	3,80	2,69	4,80	,66	3,93
Quotient Kontraktions/ Relaxationszeit	<i>7 - 8- jährige</i>	18	1,03	,88	1,22	,09	1,02
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	1,00	,84	1,15	,11	,96
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	,97	,91	1,12	,06	,95
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	,91	,79	1,05	,09	,89

Tabelle 9: Standardwerte für die schnellsten isometrischen repetitiven Griffkraftwechsel

4.3.3 Schnellstmögliche isometrische Einzelkontraktion

- Median, Mittelwerte, Standardabweichung sowie 05. und 95. Perzentil für die Zielparameter sind in **Tabelle 11** (S.78) dargestellt.
- Die Darstellung der Zielparameter erfolgt in verteilungsunabhängigen Boxplots für die Dimension Alter, Hand, Geschlecht.
- Da für die Zielparameter nach logarithmischer Transformation eine Normalverteilung der Daten vorlag, konnten parametrische Testverfahren angewandt werden.
- Mittels einfaktorieller ANOVA (mit post hoc Verfahren) konnten zwei homogene Gruppen identifiziert werden. Die größten Alterseffekte ergaben sich zwischen der Gruppe der 7 – 10 jährigen und der Gruppe der 11 – 14 jährigen.
- Mittels t-Test für unverbundene Stichproben erfolgte daraufhin der *Altersgruppen- und Geschlechtsvergleich* der Zielparameter.
- Mittles t – Test für verbundene Stichproben der *Lateralitätsvergleich*.
- Zur Analyse der Zusammenhänge zwischen Alter, maximaler Griffkraft und Zielparametern erfolgt die bivariate Korrelationsanalyse nach Pearson.

4.3.3.1 Altersentwicklung

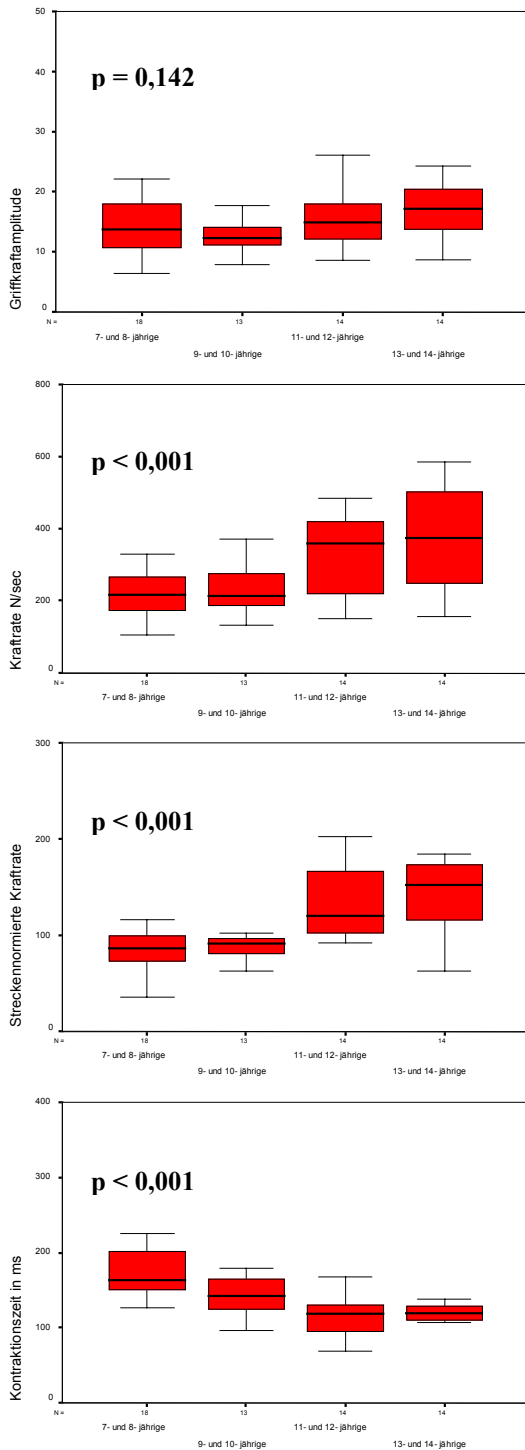
Dominante Hand

- In der verteilungsunabhängigen Darstellung in Boxplots zeigt sich, dass
 - eine Altersentwicklung der Griffkraftamplitude und der Krafrate, streckennormierter Krafrate und Kontraktionszeit vorliegt.
 - ein deutlicher Altersunterschied ab dem 11. Lebensjahr für alle Zielparameter zu sehen ist.
- Im Mittelwertvergleich ANOVA konnten die oben dargestellten Sachverhalte belegt werden.
 - Statistisch signifikante Altersunterschiede ergaben sich für alle Zielparameter, außer der Griffkraftamplitude ($p = 0,142$).
Krafrate, streckennormierte Krafrate, Kontraktionszeit: $p < 0,001$, df 3,
- In der bivariaten Korrelationsanalyse nach Pearson ergab sich
 - die höchste Alterskorrelation für die
 - *Kontraktionszeit: $KK = 0,647$; $p < 0,001$;*
 - Dieser folgten
 - *Streckennormierte Krafrate: $KK = 0,622$; $p = < 0,001$*
 - *Krafrate: $KK = 0,547$; $p < 0,001$*
 - Die Griffkraftamplitude zeigt keine signifikante aber eine höhere Korrelation zum Alter als zur Kontraktionszeit.
 - *Alter: $KK = 0,225$; $p = 0,087$*
 - *Kontraktionszeit: $KK 0,194$; $p = 0,14$*

Nicht dominante Hand

- In der verteilungsunabhängigen Darstellung in Boxplots (Abbildung 20) zeigt sich, dass
 - eine Altersentwicklung der Griffkraftamplitude und der Krafrate, streckennormierter Krafrate und Kontraktionszeit.
 - Wie auch in der dominanten Hand ein deutlicher Altersunterschied ab dem 11. Lebensjahr für alle Zielparameter zu sehen ist.
- Im Mittelwertvergleich ANOVA konnten die oben dargestellten Sachverhalte belegt werden.
 - Statistisch signifikante Altersunterschiede ergaben sich für alle Zielparameter, außer der Kontraktionszeit ($p = 0,154$).
Griffkraftamplitude, Krafrate, streckennormierte Krafrate: $p < 0,001$; df 3,
- In der bivariaten Korrelationsanalyse nach Pearson ergab sich
 - die höchste Alterskorrelation für die
 - *Krafrate: $KK = 0,659$; $p < 0,001$;*
 - Dieser folgten
 - *Streckennormierte Krafrate: $KK = 0,629$; $p = < 0,001$*
 - *Kontraktionszeit: $KK = -0,296$; $p < 0,023$*
 - Die Griffkraftamplitude zeigt im Gegensatz zur dominanten Hand eine hohe Alterskorrelation.
 - *Alter: $KK = 0,550$; $p < 0,001$*
 - *Kontraktionszeit: $KK 0,057$; $p = 0,66$*

Dominante Hand



Nicht dominante Hand

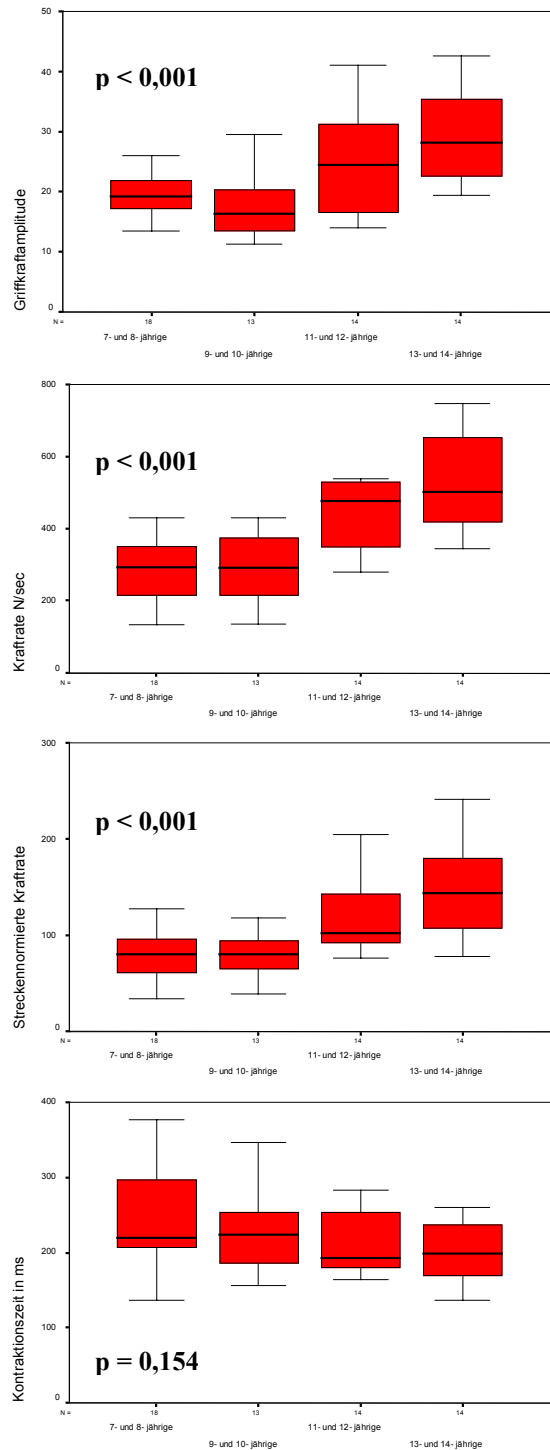


Abbildung 20: schnellst mögliche isometrische Einzelkontraktion, verteilungsunabhängige Darstellung

Altersverlauf von Grifkraft, Krafrate, streckennormierter Krafrate und Kontraktionszeit. In allen vier Zielparametern ist eine Altersentwicklung sichtbar. Statische Signifikanzen durch ANOVA. Im post hoc Verfahren konnten zwei homogene Altergruppen (7-10 und 11-14 Jahre) identifiziert werden.

Korrelationen, dominante Hand

		Alter	Griffkraft amplitude	Kraftrate N/sec	Kontraktions zeit	Strecken normierte Kraftrate
Altersgruppe	Korrelation nach Pearson	1,000	,262*	,572**	-,655**	,651*
	Signifikanz (2-seitig)	,	,045	,000	,000	,000
	N	59	59	59	59	59
Griffkraftamplitude in N	Korrelation nach Pearson	,262*	1,000	,774**	,194	,712*
	Signifikanz (2-seitig)	,045	,	,000	,140	,000
	N	59	59	59	59	59
Kraftrate N/sec	Korrelation nach Pearson	,572**	,774**	1,000	-,246	,864*
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,000	,	,061	,000
	N	59	59	59	59	59
Kontraktionszeit	Korrelation nach Pearson	-,655**	,194	-,246	1,000	-,508**
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,140	,061	,	,000
	N	59	59	59	59	59
Streckennormierte Kraftrate	Korrelation nach Pearson	,651**	,712**	,864**	-,508**	1,000
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,000	,000	,000	,
	N	59	59	59	59	59

*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Korrelationen, nicht-dominante Hand

		Alter	Griffkraft amplitude	Kraftrate N/sec	Kontraktions zeit	Strecken normierte Kraftrate
Altersgruppe	Korrelation nach Pearson	1,000	,581**	,659**	-,275*	,629*
	Signifikanz (2-seitig)	,	,000	,000	,035	,000
	N	59	59	59	59	59
Griffkraftamplitude in N	Korrelation nach Pearson	,581**	1,000	,779**	,057	,795**
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,	,000	,668	,000
	N	59	59	59	59	59
Kraftrate N/sec	Korrelation nach Pearson	,659**	,779**	1,000	-,432**	,938**
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,000	,	,001	,000
	N	59	59	59	59	59
Kontraktionszeit	Korrelation nach Pearson	-,275*	,057	-,432**	1,000	-,477*
	Signifikanz (2-seitig)	,035	,668	,001	,	,000
	N	59	59	59	59	59
Streckennormierte Kraftrate	Korrelation nach Pearson	,629**	,795**	,938**	-,477**	1,000
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,000	,000	,000	,
	N	59	59	59	59	59

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 10: **Schnellste isometrische Einzelkontraktion**

Darstellung der Zusammenhänge der Zielparmeter für dominante und nicht-dominante Hand

4.3.3.2 Lateralitätsvergleich

- Wie bereits beschrieben, zeigen alle Zielparameter eine Altersentwicklung, aus diesem Grund erfolgt die Darstellung der Lateralitätsunterschiede nach Altersgruppen.
- Im Vergleich der Durchführung durch die dominante sowie nicht dominante Hand zeichnen sich in der verteilungsunabhängigen Darstellung in Boxplots für jede Altergruppe Lateralitätsunterschiede für alle 4 Zielparameter ab (siehe **Abbildung 21**).
- Im t – Test für verbundene Stichproben zeigt sich in allen Altergruppen ein deutlicher Unterschied in der Kontraktionszeit: $p < 0,001$; df 13-17
- keine signifikanten Unterschiede zwischen dominanter und nicht-dominanter Hand konnten für die streckennormierte Krafrate ermittelt werden.
- Die restlichen Zielparameter (Griffkraftamplitude, Krafrate) zeigen Unterschiede im altersabhängigen Vergleich, $p < 0,05$, df 13-17;
- Im altersunabhängigen Vergleich der Zielvariablen ergaben sich für die Griffkraftamplitude, Krafrate und Kontraktionszeit signifikante Unterschiede im t -Test für verbundene Stichproben, $p < 0,001$, $T = -5 - -10$; df 58

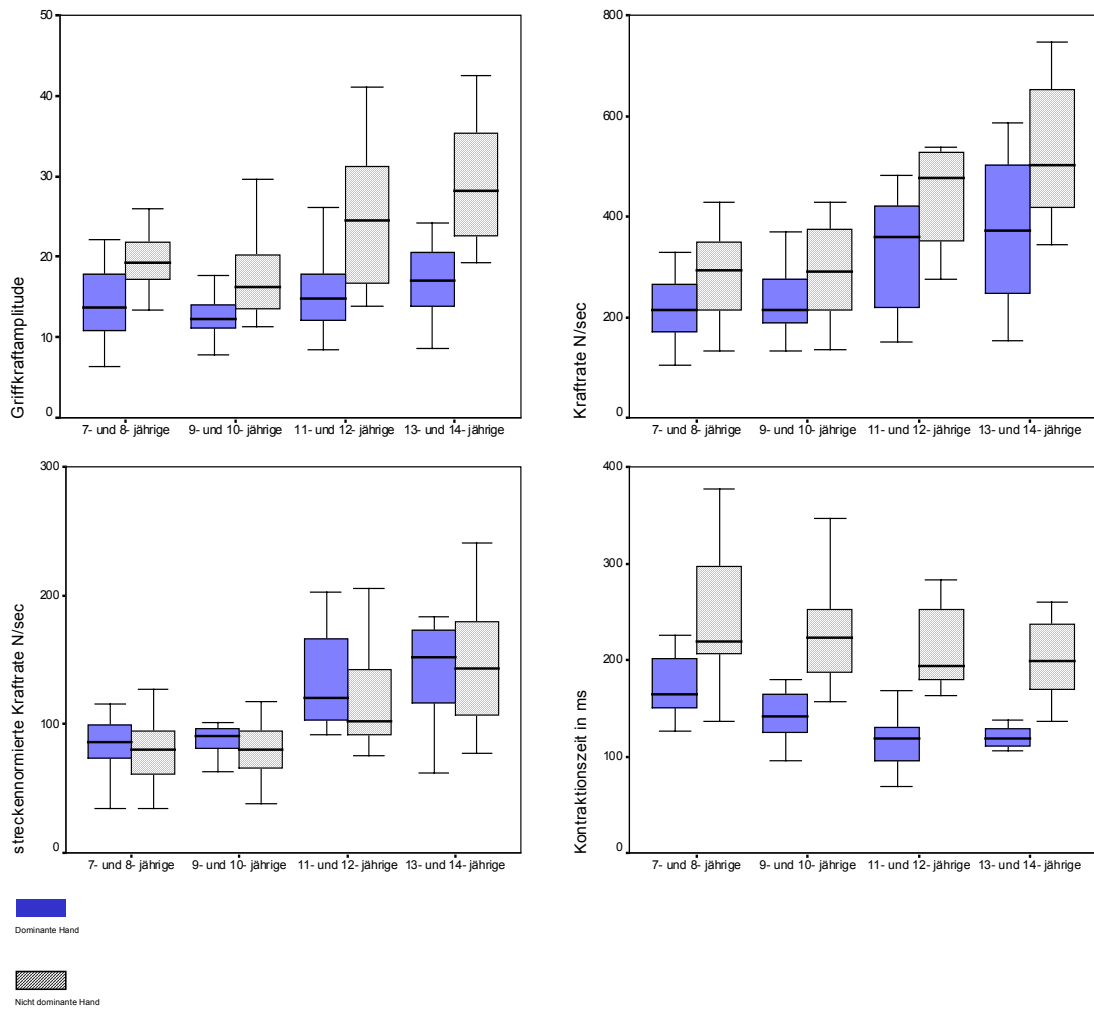


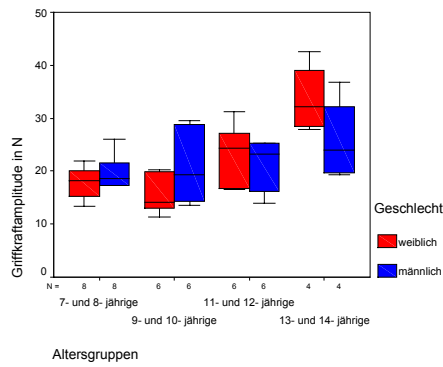
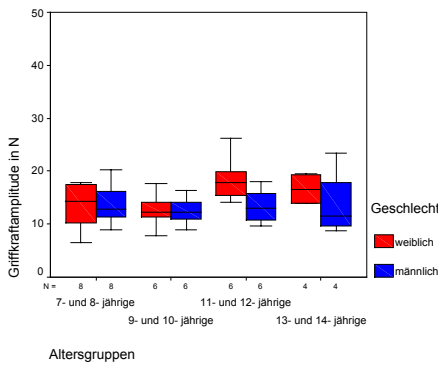
Abbildung 21: Lateralitätsvergleich der schnellsten Einzelkontraktion
 Deutliche Unterschiede zwischen dominanter und nicht dominanter Hand.
 Die streckennormierte Kraffrate spiegelt lateralitätsbezogen die unterschiedliche Leistung der Probanden in diesem Versuch deutlich wieder, durch die höheren Griffkraftamplituden der dominanten Hand ergeben sich höhere Kraffraten.

4.3.3.3 Geschlechtsvergleich

- Zum Vergleich und zur graphischen Darstellung des Altersverlaufs der Zielparameter im Geschlechtsvergleich wurden Altergruppen mit ausgewogener Geschlechtsverteilung gebildet.
Die Auswahl der Probanden erfolgte nach dem Zufallsprinzip, **Anzahl der Probanden** beträgt nun **48**.
- Es wurden alle Zielparameter nach Geschlechtsunterschieden sowohl in der **dominanten** als auch in der **nicht dominanten** Hand untersucht.
- **In der verteilungsunabhängigen Darstellung in Boxplots zeigten sich**
 - **keine Unterschiede** für die Höhe der **Kraftamplitude** und **Kraftrate** **Frequenz** für den **Quotient** aus Kraftzunahme zu Kraftabnahmezeit sowohl für die dominante als auch für die nicht dominante Hand. (**Abbildung 22**)
- Im **t – Test** für ungebundene Stichproben zeigten sich **keine signifikanten** Geschlechtsunterschiede (**$p > 0,05$**).

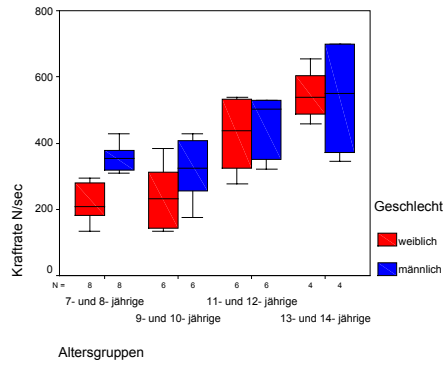
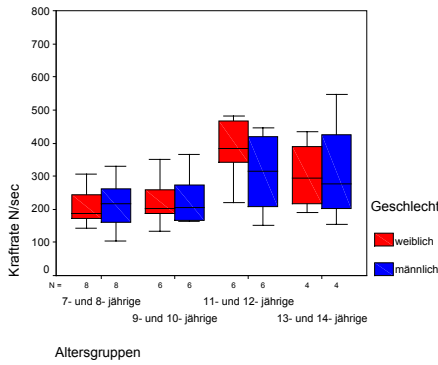
Dominante Hand

Nicht-dominante Hand



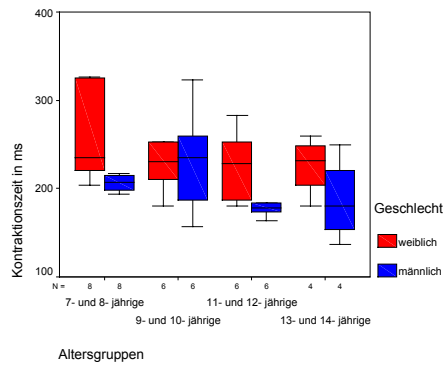
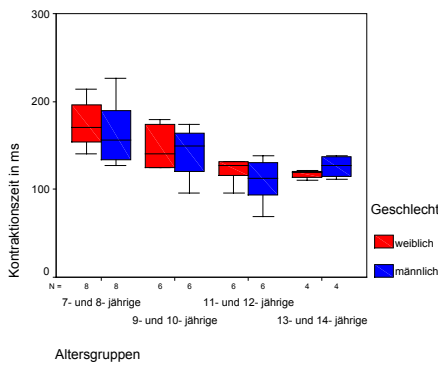
Altersgruppen

Altersgruppen



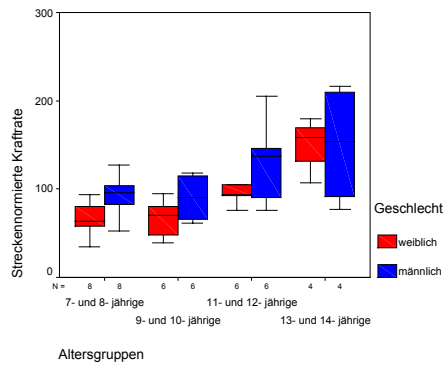
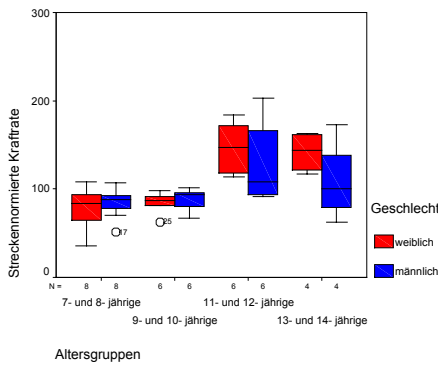
Altersgruppen

Altersgruppen



Altersgruppen

Altersgruppen



Altersgruppen

Altersgruppen

Abbildung 22: Geschlechtsunterschiede der dominanten Hand. Verteilungsunabhängige Darstellung.

Es finden sich keine durchgängigen Unterschiede in der Durchführung isometrischer Einzelkontraktionen im Geschlechtsvergleich

<i>1. Dominante Hand</i>		N	Mittelwert	5. P.	95. P.	SD	Median
Griffkraftamplitude in N	<i>7 - 8-jährige</i>	18	14,57	6,48	22,14	4,54	13,70
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	13,06	7,87	19,19	3,24	12,26
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	15,34	8,53	26,16	4,56	14,94
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	16,96	8,66	24,22	4,80	17,10
Kraft rate N/sec	<i>7 - 8-jährige</i>	18	216,79	105,33	328,90	61,51	215,65
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	237,61	133,28	370,99	80,11	214,16
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	330,28	150,20	482,37	116,42	358,64
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	379,93	155,52	585,64	143,82	373,25
Streckennormierte Kraft rate N/sec	<i>7 - 8-jährige</i>	18	84,87	35,31	116,02	21,41	86,39
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	92,78	62,73	165,67	24,85	90,95
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	133,48	91,75	202,87	36,70	120,54
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	140,94	62,57	184,12	36,07	151,79
Kontraktionszeit in ms	<i>7 - 8-jährige</i>	18	172,37	126,67	226,32	31,23	163,80
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	142,70	96,39	179,52	25,62	142,19
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	116,65	68,96	168,00	24,23	118,07
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	120,36	106,09	138,40	10,97	118,87
<i>2. Nicht-dominante Hand</i>							
Griffkraftamplitude in N	<i>7 - 8-jährige</i>	18	18,88	10,21	26,04	3,92	19,30
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	18,00	11,31	29,54	5,81	16,37
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	25,63	13,94	41,07	8,70	24,54
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	29,34	19,36	42,57	7,42	28,19
Kraft rate N/sec	<i>7 - 8-jährige</i>	18	280,95	132,94	428,26	81,83	293,66
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	287,09	134,75	427,49	100,29	291,53
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	464,38	277,70	811,71	136,86	476,93
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	528,57	344,62	746,68	130,54	502,37
Streckennormierte Kraft rate N/sec	<i>7 - 8-jährige</i>	18	78,60	34,41	127,46	22,96	80,15
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	80,43	38,71	118,16	24,44	80,13
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	118,60	76,04	205,35	37,87	102,48
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	149,66	77,44	241,12	47,21	143,67
Kontraktionszeit in ms	<i>7 - 8-jährige</i>	18	258,33	136,67	566,67	96,35	220,00
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	231,03	156,67	346,67	57,64	223,33
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	220,48	163,33	386,67	61,09	193,33
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	202,62	136,67	260,00	37,28	198,33

Tabelle 11: Standardwerte für die schnellste isometrischen Einzelkontraktion

4.4 Visuomotorisches Tracking

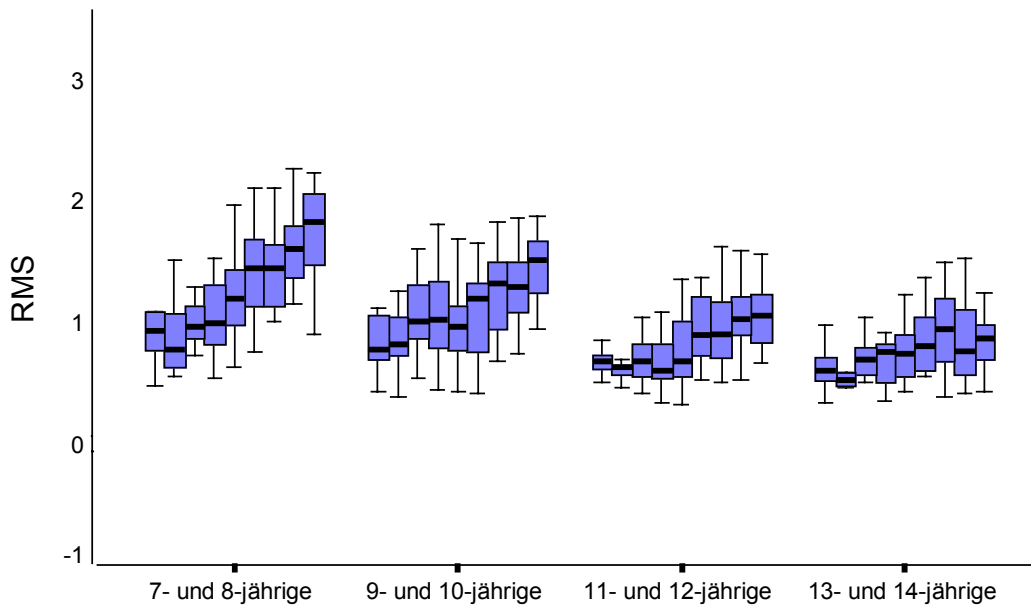
4.4.1 Sinustracking

- **Median, Mittelwerte, Standardabweichung** sowie **05.und 95. Perzentil** für den Trackingfehler, den RMS; sind in **Tabelle 12** und **Tabelle 13** dargestellt.
- Die Darstellung des RMS für das jeweilige Zeitsegment erfolgt in verteilungsunabhängigen Boxplots für die Dimension Alter, Hand, Geschlecht.
- Da für die Zielparameter nach logarithmischer Transformation *keine* Normalverteilung der Daten vorlag, mussten nicht parametrische Testverfahren angewandt werden:
 - Analyse der *Alterseffekte*
Kruskal – Wallis Test für unverbundene Stichproben
 - Frequenzvergleich der Trackingleistung :
Kendal – Wallis Test für mehr als 2 verbundene Stichproben
 - Analyse der *Lateralitätseffekte*
Wilcoxon Test für verbundene Stichproben
 - *Geschlechtsvergleich*
U – Test für unverbundene Stichproben

4.4.1.1 Dominante Hand

- **In der verteilungsunabhängigen Darstellung in Boxplots zeigt sich, dass**
 - der RMS mit steigendem Alter abnimmt (**Abbildung 23**)
 - der Trackingfehler einen Sprung zeigt mit deutlicher Abnahme ab dem 10. Lebensjahr (**Abbildung 24**)
 - der RMS altersunabhängig mit steigender Frequenz des Vorgabesignals zunimmt (**Abbildung 23**)
- **Die oben dargestellten Sachverhalte konnte statistisch belegt werden.**
 - Im Kruskal – Wallis Test zeigte sich eine signifikante Verbesserung der Trackingleistung mit steigendem Alter, **p <0,001**; $\chi^2 = 30,6$

Trackingfehler - RMS der dominanten Hand



Trackingfehler – RMS der nicht dominanten Hand

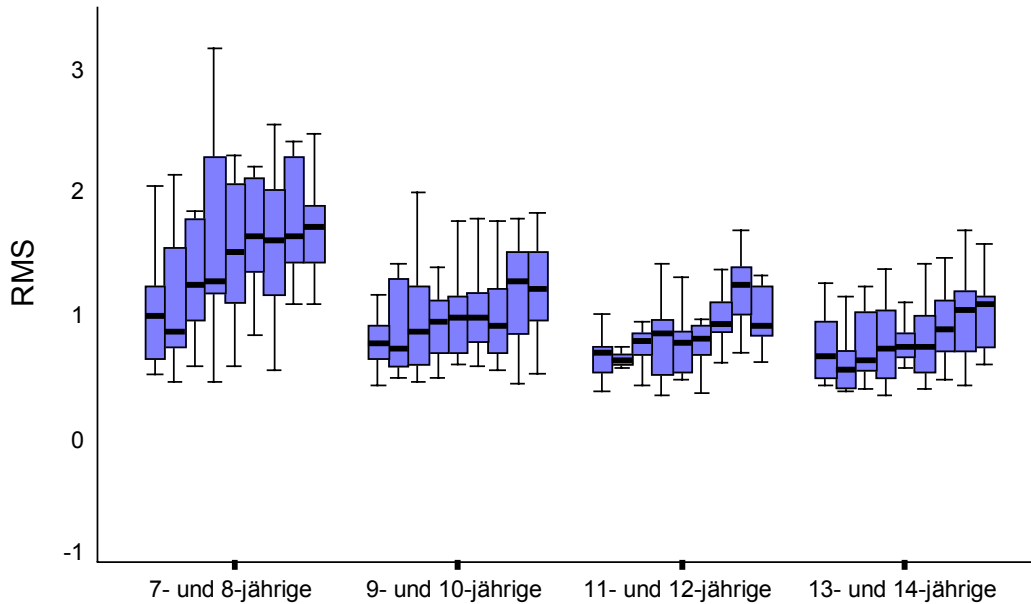


Abbildung 23: RMS des Sinustracking der dominanten und nicht dominanten Hand. Dargestellt für alle **neun Frequenzabschnitte** jeder **Altersgruppe**. **Höhere Trackingfehler** bei den jüngeren Probanden, $p < 0,001$, $\chi^2 = 30,6$. **Zunahme des Trackingfehlers** mit steigender Frequenz, $p < 0,001$; $\chi^2 = 170,5$

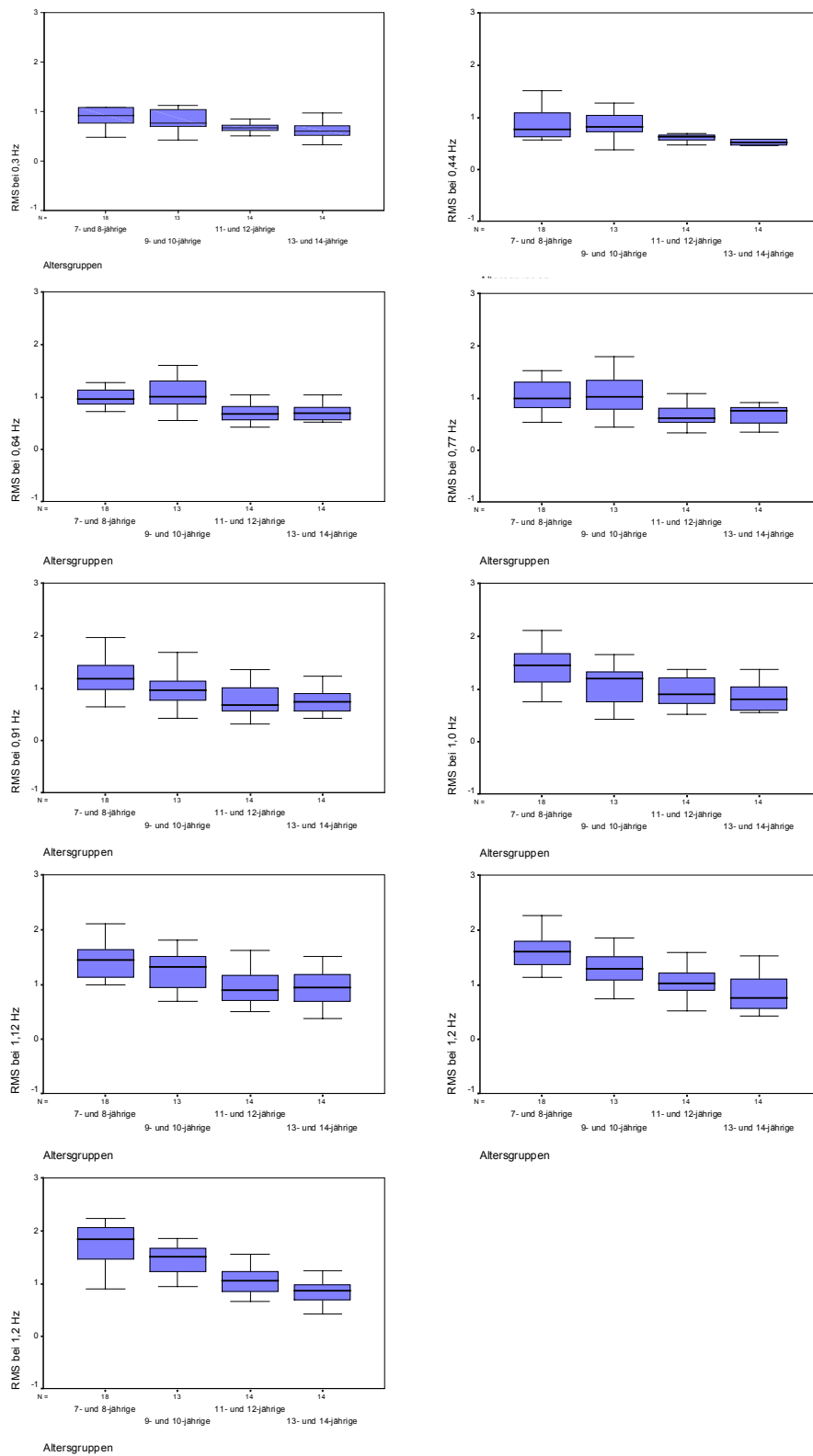


Abbildung 24: RMS im Sinustracking der dominanten Hand, dargestellt im Altersverlauf für die einzelnen Frequenzsegmente.

4.4.1.2 Nicht dominante Hand

- Die Ergebnisse der dominanten Hand decken sich mit den vorliegenden Ergebnissen.
- **In der verteilungsunabhängigen Darstellung in Boxplots zeigt, dass**
 - der RMS mit steigendem Alter abnimmt (**Abbildung 25**)
 - der Trackingfehler ab dem 10. Lebensjahr deutlich abnimmt
 - der RMS mit steigender Frequenz des Vorgabesignals zunimmt (**Abbildung 23**)
- Im Kruskal – Wallis Test zeigte sich ebenso wie in der dominanten Hand eine signifikante Verbesserung der Trackingleistung mit steigendem Alter, **p < 0,001**, **$\chi^2 = 24,4$** .

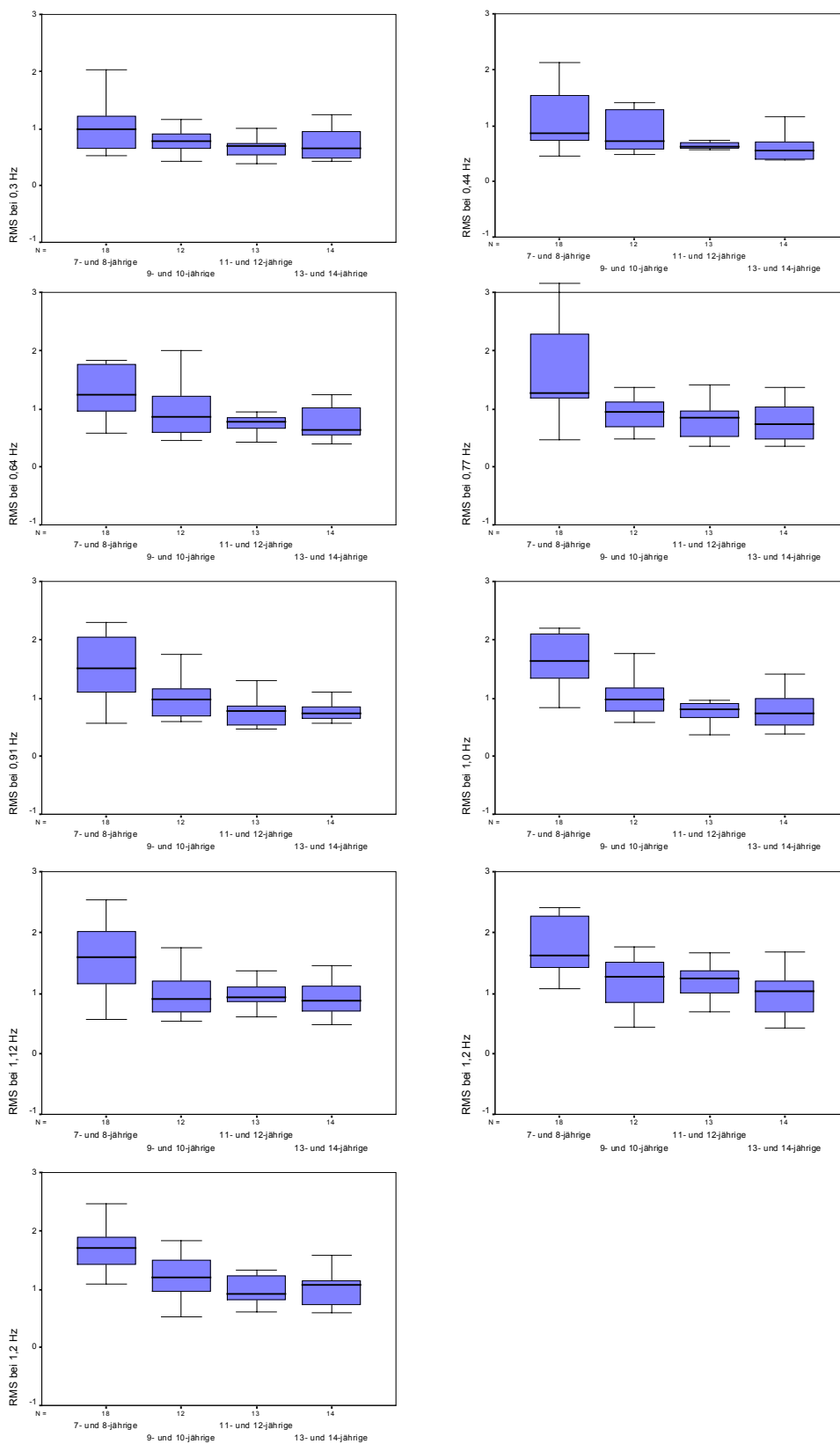


Abbildung 25: RMS im Sinustracking der Nicht dominanten Hand. Dargestellt im Altersverlauf für die einzelnen Frequenzabschnitte.

4.4.1.3 Lateralitätsvergleich:

- In der verteilungsunabhängigen Darstellung in Boxplots zeigt sich, dass
 - keine eindeutigen Lateralitätsunterschiede mit steigender Frequenz bestehen.Wilcoxon Test für verbundene Stichproben $p > 0,05$.
- Lateralitätsunterschiede mit größerem Trackingfehler und Streuung in der nicht dominanten ist nur für die jüngeren Probanden sichtbar sind.

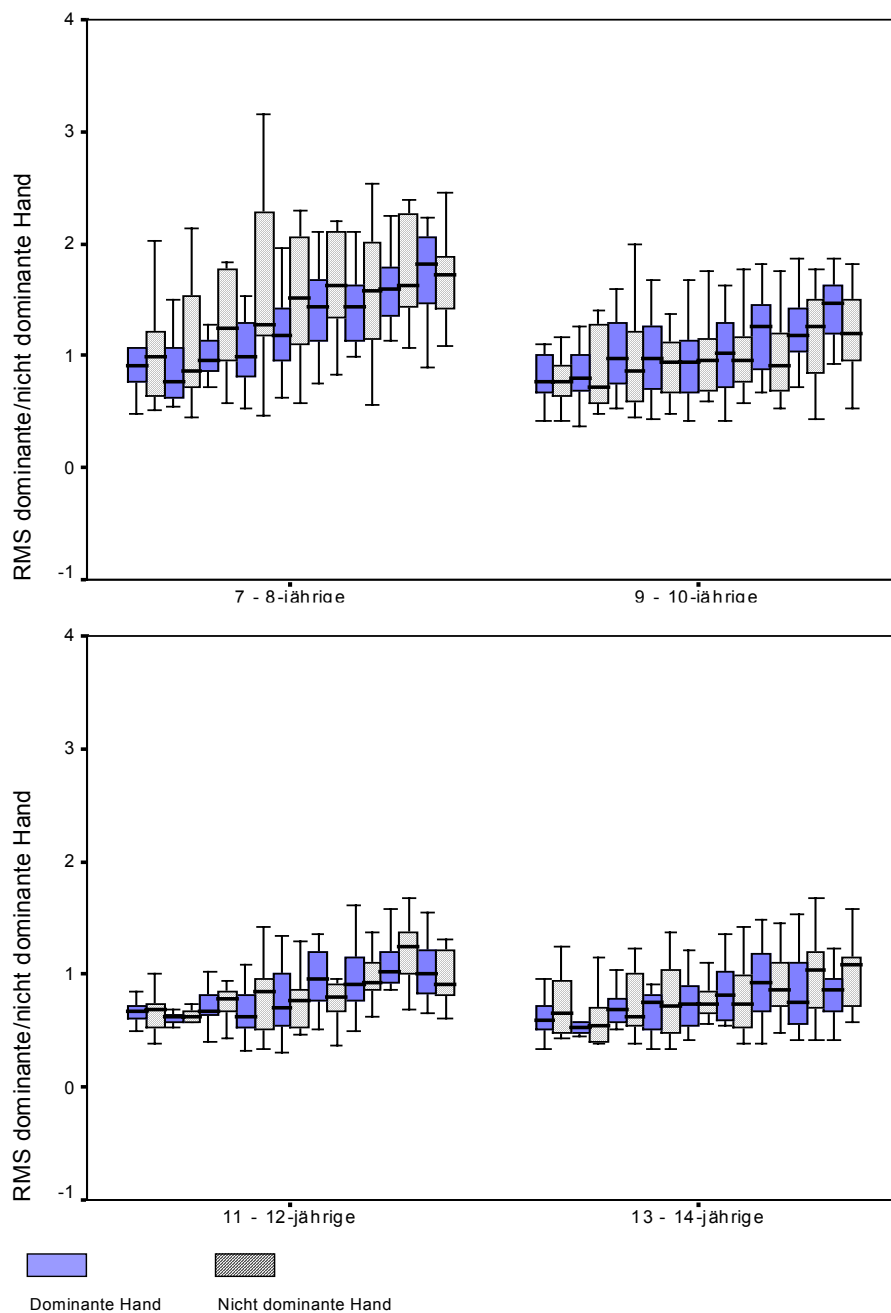


Abbildung 26: *Lateralitätsvergleich* des RMS im Sinustrackingversuch: Statistisch bestehen keine signifikanten Unterschiede. Lediglich bei den jüngeren Probanden liegt die Trackingleistung der nicht dominanten Hand unter der dominanten Hand.

4.4.1.4 Geschlechtsvergleich:

- **In der verteilungsunabhängigen Darstellung in Boxplots zeigt sich, dass**

- In der dominanten Hand männliche und weibliche Probanden gleiche Trackingleistung haben.

U - Test für unverbundene Stichproben $p > 0,05$

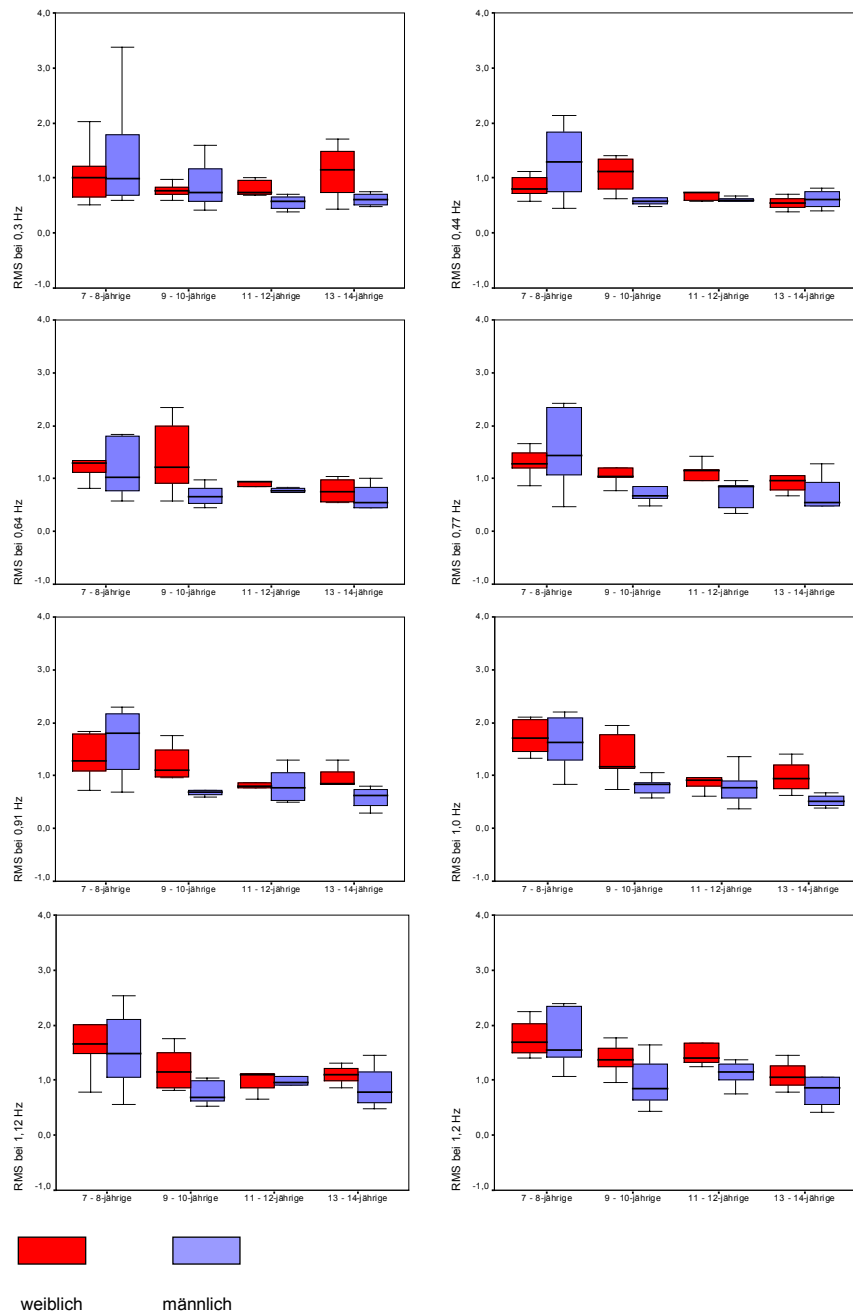


Abbildung 27: Geschlechtsvergleich des RMS im Sinustrackingversuch

Dominante Hand		Anzahl	Mittelwert	5. P.	95. P.	SD	Median
Zeitsegment 1 RMS bei 0,3 Hz	<i>7 - 8-jährige</i>	18	1,3058	,4768	5,5667	1,1854	14,418
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	,8754	,4180	1,7234	,3262	12,662
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	,6847	,5033	,9974	,1383	14,833
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	,7242	,3306	2,2354	,4632	16,468
Zeitsegment 2 RMS bei 0,44 Hz	<i>7 - 8-jährige</i>	18	1,0489	,5556	3,5397	,7405	13,70
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	,9905	,3724	2,1042	,4855	12,26
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	,6360	,4581	,8739	,1099	14,94
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	,5810	,4544	1,0120	,1607	17,10
Zeitsegment 3 RMS bei 0,64 Hz	<i>7 - 8-jährige</i>	18	1,0159	,4356	2,2718	,3728	215,65
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	1,0247	,5419	1,6016	,3145	214,16
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	,7170	,4132	1,0338	,1773	358,64
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	,7690	,5110	1,5572	,2778	373,25
Zeitsegment 4 RMS bei 0,77 Hz	<i>7 - 8-jährige</i>	18	1,1956	,5284	4,3826	,8420	3,13
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	1,0742	,4341	1,8020	,4226	3,31
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	,6897	,3277	1,0827	,2352	4,11
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	,7216	,3501	1,4135	,2667	4,05
Zeitsegment 5 RMS bei 0,91 Hz	<i>7 - 8-jährige</i>	18	1,3851	,6362	4,8732	,9258	1,08
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	1,0393	,4200	2,0486	,4489	1,00
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	,7444	,3113	1,3539	,2990	,95
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	,7888	,4225	1,4978	,3069	,95
Zeitsegment 6 RMS bei 1,0 Hz	<i>7 - 8-jährige</i>	18	1,6074	,7571	4,8274	,8862	3,13
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	1,1423	,4162	2,5134	,5460	3,31
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	,9554	,5172	1,3674	,2759	4,11
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	,8432	,5483	1,3646	,2523	4,05
Zeitsegment 7 RMS bei 1,12 Hz	<i>7 - 8-jährige</i>	18	1,7300	,9976	5,7768	1,1197	1,08
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	1,3244	,6831	2,6534	,5187	1,00
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	,9731	,4991	1,6145	,3336	,95
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	,9395	,3818	1,4973	,3205	,95
Zeitsegment 8 RMS bei 1,2 Hz	<i>7 - 8-jährige</i>	18	1,8977	1,1406	4,8204	1,0067	3,13
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	1,4203	,7356	3,7010	,7505	3,31
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	1,0492	,5251	1,5812	,2639	4,11
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	,8445	,4146	1,5293	,3660	4,05
Zeitsegment 9 RMS bei 1,2 Hz	<i>7 - 8-jährige</i>	18	2,1614	,8990	8,4166	1,6576	1,08
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	1,6542	,9388	4,4744	,8896	1,00
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	1,0640	,6641	1,5584	,2802	,95
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	,8586	,4185	1,4969	,2810	,95

Tabelle 12: Standardwerte für den RMS des Sinustracking, *dominante Hand*

<i>Nicht-dominante Hand</i>		N	Mittelwert	5. P.	95. P.	SD	Median
Zeitsegment 1 RMS bei 0,3 Hz	<i>7 - 8- jährige</i>	18	1,1627	,5206	3,3762	,7121	,9944
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	,8274	,4197	1,6028	,3095	,7691
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	,6710	,3830	1,0052	,1824	,6944
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	,7590	,4262	1,7033	,3676	,6548
Zeitsegment 2 RMS bei 0,44 Hz	<i>7 - 8- jährige</i>	18	1,3176	,4544	3,8716	1,0172	,8653
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	,8796	,4880	1,4104	,3569	,7241
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	,6540	,3876	1,0241	,1430	,6298
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	,7940	,3849	3,4270	,7854	,5509
Zeitsegment 3 RMS bei 0,64 Hz	<i>7 - 8- jährige</i>	18	1,6747	,5842	4,8494	1,3007	1,2428
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	1,0319	,4582	2,3563	,5935	,8634
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	,7931	,4290	1,2845	,2053	,7879
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	,7381	,3909	1,2322	,2732	,6326
Zeitsegment 4 RMS bei 0,77 Hz	<i>7 - 8- jährige</i>	18	1,8676	,4635	7,4242	1,5758	1,2739
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	1,0344	,4881	2,6154	,5600	,9406
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	,8186	,3506	1,4177	,3238	,8490
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	,7657	,3536	1,3691	,3272	,7286
Zeitsegment 5 RMS bei 0,91 Hz	<i>7 - 8- jährige</i>	18	1,9192	,5763	7,9061	1,6855	1,5140
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	,9926	,5941	1,7546	,3565	,9707
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	,8110	,4684	1,5793	,3341	,7695
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	,7642	,3036	1,2907	,2374	,7449
Zeitsegment 6 RMS bei 1,0 Hz	<i>7 - 8- jährige</i>	18	2,1761	,8373	7,8506	1,7379	1,6387
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	1,0695	,5809	1,9490	,4184	,9690
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	,9189	,3706	2,4213	,5083	,8071
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	,8178	,3873	1,4168	,3227	,7438
Zeitsegment 7 RMS bei 1,12 Hz	<i>7 - 8- jährige</i>	18	2,1494	,5584	7,6117	1,9256	1,5947
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	,9885	,5438	1,7508	,3740	,9086
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	1,3659	,6190	6,5373	1,5680	,9304
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	,9115	,4798	1,4567	,2746	,8762
Zeitsegment 8 RMS bei 1,2 Hz	<i>7 - 8- jährige</i>	18	2,1311	1,0806	6,7401	1,3770	1,6255
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	1,1686	,4344	1,7686	,4203	1,2720
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	1,5624	,6936	6,3224	1,4564	1,2396
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	1,0217	,4207	1,6781	,3636	1,0389
Zeitsegment 9 RMS bei 1,2 Hz	<i>7 - 8- jährige</i>	18	2,1819	1,0874	10,2277	2,0566	1,7156
	<i>9 - 10- jährige</i>	13	1,2371	,5227	1,8251	,3988	1,2087
	<i>11 - 12- jährige</i>	14	1,4081	,6127	6,5490	1,5605	,9157
	<i>13 - 14- jährige</i>	14	1,0218	,5912	1,5742	,2964	1,0825

Tabelle 13: Standardwerte für den RMS des Sinustracking, *nicht dominante Hand*

4.4.2 Rampentracking

- **Median, Mittelwerte, Standardabweichung sowie 05. und 95. Perzentil für RMS** sind in dargestellt.
- Die Darstellung des RMS der dynamischen und statischen Phase erfolgt in verteilungsunabhängigen Boxplots für die Dimension Alter, Hand, Geschlecht.
- Die dynamische Phase ist in zwei Segmente unterteilt worden, für die Auswertung ist der Trackingfehler des zweiten und längeren Segmentes herangezogen worden. Dieses Segment nimmt 7,5 sec der insgesamt 10,5 sec dauernden dynamischen Phase ein.
- Auch die statische Phase wird in zwei Segmente unterteilt, um den beobachteten Knick gesondert darstellen zu können.
- Da für die Zielparameter nach logarithmischer Transformation keine Normalverteilung der Daten vorlag mussten nicht parametrische Testverfahren angewandt werden.
 - *Analyse der Alterseffekte*
Kruskal – Wallis Test für unverbundener Stichproben
 - Frequenzvergleich der Trackingleistung:
Kendal – Wallis Test für mehr als 2 verbundene Stichproben
 - *Analyse der Lateralitätseffekte:*
Wilcoxon Test für verbundene Stichproben
 - *Geschlechtsvergleich:*
U – Test für unverbundene Stichproben

4.4.2.1 Dominante Hand:

- **In der verteilungsunabhängigen Darstellung in Boxplots zeigt sich, dass**
 - der Trackingfehler der dynamischen als auch statischen Phase einer Altersentwicklung unterliegt (**Abbildung 28a**).
 - In der dynamischen Phase der Trackingfehler höher ist als in der statischen Phase (**Abbildung 28b**)
 - größte Abweichungen vom Vorgabesignal mit höheren Standardabweichungen hierbei die jüngste Altersgruppe zeigt.
 - nur die jüngste Altersgruppe keinen Unterschied des RMS zwischen dynamischer und statischer Phase aufweist.

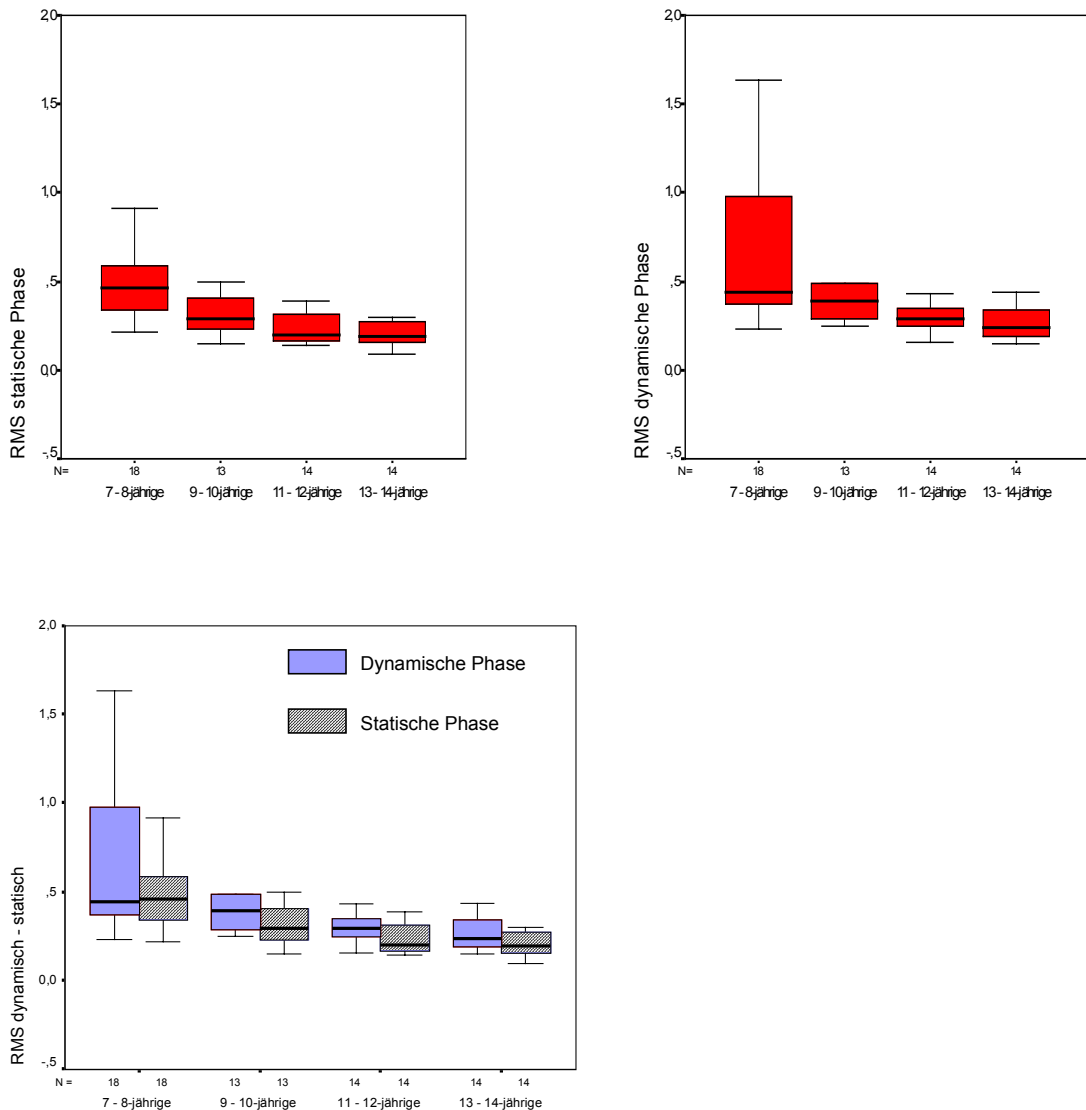


Abbildung 28:

- a. Darstellung des *Trackingfehlers*, RMS, im *Altersverlauf* für die dynamische und statische Phase der dominanten Hand
Im Kruskal - Wallis Test für unverbundene Stichproben ergibt sich für beide Phasen eine signifikante Altersentwicklung $p \leq 0,001$
- b. Vergleich des "*Root - mean square*" zwischen dynamischer und statischer Phase
Im Wilcoxon - Test für verbundene Stichproben ergibt sich für die 7- bis 10- jährigen kein *signifikanter Unterschied* : $p > 0,05$. Im Gegensatz zu den 11- bis 14- jährigen bei denen sich ein signifikanter Leistungsunterschied zwischen dynamischer und statischer Phase zeigt: $p = 0,035$.

4.4.2.2 Nicht Dominante Hand:

- **Es zeigt sich ebenso wie in der dominanten Hand in der verteilungsunabhängigen Darstellung in Boxplots, dass**
 - der Trackingfehler der dynamischen und statischen Phase einer Alterentwicklung unterliegt (**Abbildung 29a**)
 - In der dynamischen Phase der Trackingfehler höher ist als in der statischen Phase (**Abbildung 29b**)
 - **größte Abweichungen vom Vorgabesignal** mit höheren Standardabweichungen hierbei die **jüngste Altersgruppe** zeigt.
 - Im Gegensatz zur dominanten Hand die Altersgruppe der 7 bis 10 –jährigen einen Unterschied des RMS zwischen dynamischer und statischer Phase aufweist, mit einem höheren Trackingfehler in der statischen Phase.

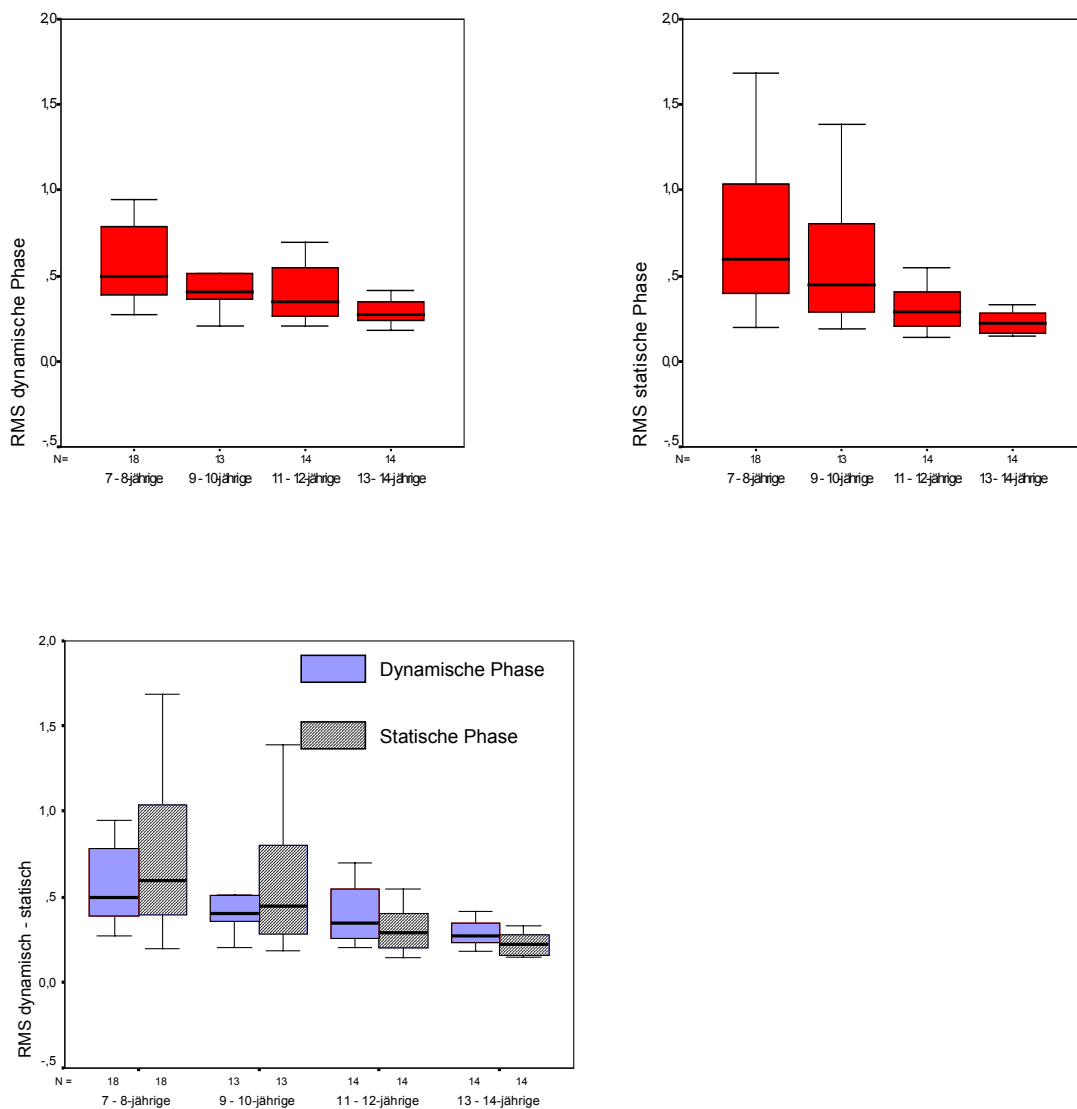


Abbildung 29:

- Darstellung des *Trackingfehlers*, RMS, im Altersverlauf für die dynamische und statische Phase der *nicht dominanten Hand*
Im Kruskal - Wallis Test für unverbundene Stichproben ergibt sich für beide Phasen eine signifikante Altersentwicklung $p \leq 0,001$.
- Vergleich des "*Root - mean square*" zwischen dynamischer und statischer Phase
Im Gegensatz zur dominanten Hand ergeben sich im Wilcoxon Test für verbundene Stichproben keine signifikanten Unterschiede im RMS der dynamischen und statischen Phase. Den 7 bis 10 jährigen fällt es mit der nicht dominanten Hand schwerer der statischen Vorgabenmarke zu folgen.

4.4.2.3 Lateralitätsvergleich

- Lateralitätsunterschiede ergeben sich nur für die statische Phase, in der die nicht dominante Hand größere RMS und Standardabweichungen aufweist.
- Lateralitätsunterschiede in der dynamischen Phase lassen sich nicht nachweisen.

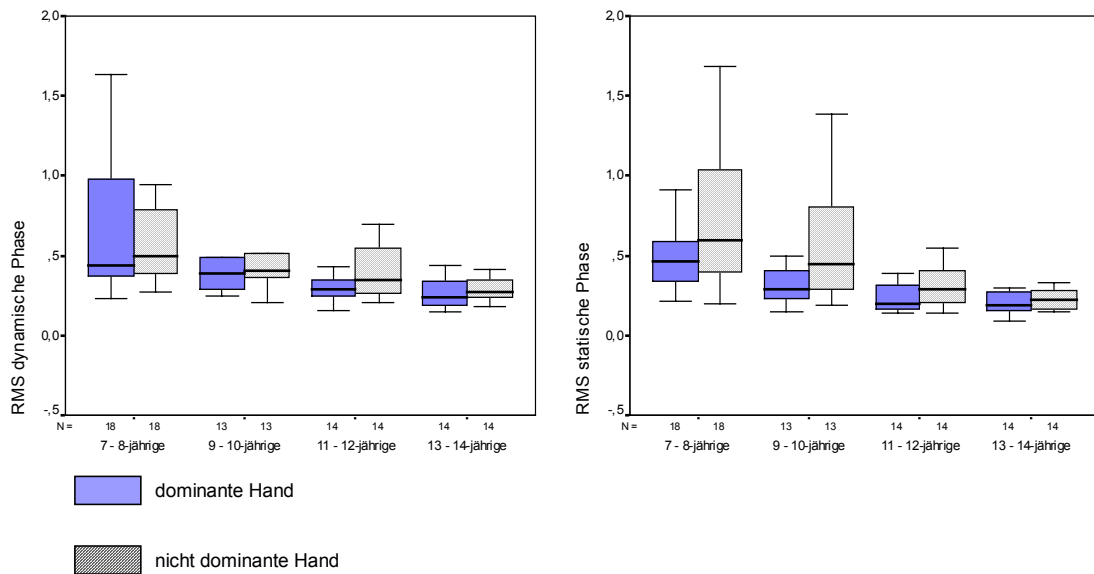


Abbildung 30: Lateralitätsunterschiede des RMS im Rampentracking
(links dynamische Phase, rechts statische Phase)

- In der *dynamischen Phase* weist die nicht dominante Hand einen höheren Trackingfehler auf. Eine statistische Signifikanz wird im Altersverlauf sowie in der Gesamtgruppe nicht erreicht. Wilcoxon - Test für verbundene Stichproben $p > 0,05$; $z = -2,9$ bis $-0,11$.
- In der *statischen Phase* unterliegt die nicht dominanten Hand der dominanten Hand in der Aufrechterhaltung konstanter Griffkraft. Wilcoxon - Test für verbundene Stichproben $p = 0,017$.

4.4.2.4 Geschlechtsvergleich:

- **In der verteilungsunabhängigen Darstellung in Boplots zeigt sich, dass:**
 - keine durchgängigen Geschlechtsunterschiede bestehen.
 - in der nicht dominanten Hand die männlichen Probanden in der dynamischen Phase einen geringeren Trackingfehler auf als ihre gleichaltrigen weiblichen Probanden weisen.

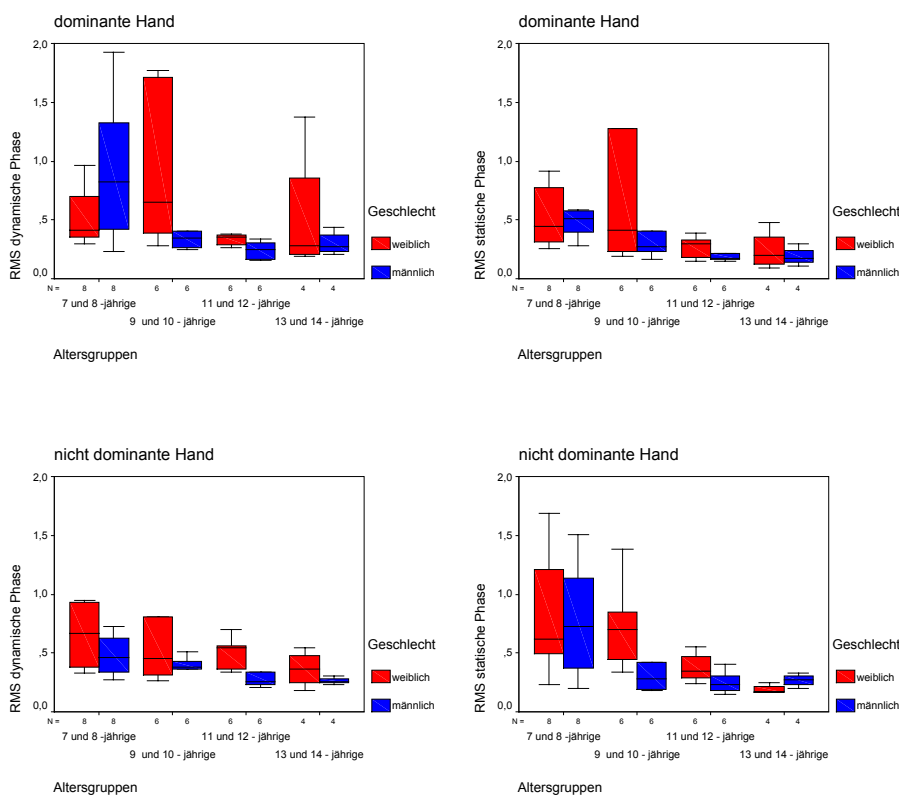


Abbildung 31: *Geschlechtsunterschiede* des RMS im Rampentracking

Im altersabhängigen Vergleich zeigten sich keine durchgängigen Geschlechtsunterschiede. Die weiblichen Probanden erbringen mit der nicht dominanten Hand nicht dieselbe Leistung wie ihre gleichaltrigen männlichen Probanden. Im U-Test für unverbundene Stichproben wurde keine statistische Signifikanz erreicht. $p > 0,05$.

<i>Dominante Hand</i>		N	Mittelwert	5. P.	95. P.	SD	Median
RMS der dynamischen Phase	<i>7 - 8-jährige</i>	18	,7159	,2286	1,9278	,5227	,4386
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	,5943	,2468	1,7693	,5303	,3925
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	,2947	,1550	,4306	,0811	,2944
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	,4821	,1501	2,4360	,6428	,2356
RMS der statischen Phase	<i>7 - 8-jährige</i>	18	,5543	,2146	1,5208	,3448	,4579
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	,5836	,1505	3,1750	,8316	,2919
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	,2362	,1442	,3869	,0870	,1998
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	,2297	,0896	,4943	,1224	,1899
<i>Nicht dominante Hand</i>							
RMS der dynamischen Phase	<i>7 - 8-jährige</i>	18	,6984	,2754	2,3134	,5420	,4965
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	,5460	,2069	2,0633	,4789	,4052
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	,4690	,2022	1,4365	,3158	,3505
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	,3224	,1800	,7243	,1491	,2716
RMS der statischen Phase	<i>7 - 8-jährige</i>	18	,8196	,2006	2,9756	,6870	,5993
	<i>9 - 10-jährige</i>	13	,5453	,1849	1,3866	,3428	,4482
	<i>11 - 12-jährige</i>	14	,3061	,1444	,5482	,1219	,2941
	<i>13 - 14-jährige</i>	14	,2781	,1459	,7480	,1761	,2203

Tabelle 14: Standardwerte für den RMS des Rampentracking

5 Diskussion

5.1 Methodik

5.1.1 Probandengruppe-Auswahl und klinische Untersuchung:

Die in der vorliegenden Studie untersuchte Probandengruppe umfasste 59 Kinder und Jugendliche im Alter zwischen 7 und 14 Jahren. Alle Kinder waren Mitglieder oder Angehörige von Mitgliedern eines Tennisvereins im Münchner Raum. Eine dadurch entstandene Präselektion des Probandenkollektivs hinsichtlich handmotorischer Fähigkeiten sehen wir aufgrund der Vereinsstruktur als Sportverein mit einer breit gefächerten Mitgliedschaft als nicht gegeben an. Die Kinder erhielten ca. 1- 2 Tennistrainingsstunden pro Woche.

Die Altersverteilung war weitgehend ausgeglichen und ließ somit einen Altersgruppenvergleich zu. Innerhalb der Altersgruppen zeigte sich eine gleichmäßige Altersverteilung über beide Lebensjahre. Auch das Verhältnis der Geschlechter war ausgeglichen. Die Ermittlung der Handlateralität erfolgte nach einem standardisierten Schema und entsprach in etwa den Ergebnissen einer grundlegenden kultur- und sozialstatusübergreifenden Studie zur Lateralisation der Hirnfunktion (Dawson 1977).

Der für diese Studie erstellte Fragebogen diente zur Erkennung von Kindern mit Auffälligkeiten in ihrer Peri – oder Postpartalperiode, jener Kinder mit Entwicklungsverzögerung, neurologischen Erkrankungen sowie Arm – und Handverletzungen. Keines der Kinder und Jugendlichen musste aufgrund Auffälligkeiten im Anamnesebogen oder in der umfassenden klinischen neurologischen Untersuchung von der Teilnahme an der Studie ausgeschlossen werden.

5.1.2 Mess-System – Aufbau und Durchführung

Die Bestimmung der Griffkraft erfolgte anhand des von Joachim Hermsdörfer 1996 entwickelten Handgreifobjektes, Meßsystem GHT – K (Greifen, Heben, Transportieren). Der Vorteil dieses Messinstrumentes liegt an seinem geringen Gewicht von nur 225 g, das den Einsatz auch bei jüngeren Kindern und Kindern mit neurologischen Störungen (Blank 2000) ermöglicht. Dies ist eine wesentliche Voraussetzung dafür, die in der aktuellen Studie erhobenen Daten im Vergleich zu jüngeren Altersgruppen im Bezug auf die Entwicklung handmotorischer Fähigkeiten heranziehen zu können, auch um Therapieerfolge bei Kindern mit neurologischen Defiziten zu objektivieren und Vergleichsdaten für eine normale Entwicklung zu liefern. Das quaderförmige Objekt von 100 x 50 x 32 mm Größe wird im Handpräzisionsgriff (Daumen in Opposition zu den restlichen Fingern) gehalten. Der Handpräzisionsgriff ist vereint funktionell den Pinzettengriff (Daumen im Opposition zum Zeigefinger) mit dem Faust – oder Kraftgriff. Wir entschieden uns für diese Griffart zum einen, da das Gewicht und die Größe des Messobjektes nur mit Mühe einen Pinzettengriff zulassen. Zum anderen repräsentiert es die Griffart unzähliger alltäglicher Aufgaben und kann im Gegensatz zum Pinzettengriff auch von Kindern und Erwachsenen mit neurologischen Störungen (Blank 2000) angewandt werden.

Neben der Messung von Griffkraft über einen Kraftsensor, der auf einen Messbereich von 0 bis 70 N mit einer Messgenauigkeit von +/- 0,2 N eingestellt ist, war auch eine parallele Erfassung von Kraft und Bewegung mittels dreier zusätzlich eingebauter dreidimensional angeordneter Beschleunigungsmesser möglich. Allerdings war die dreidimensionale Erfassung nicht Inhalt der vorliegenden Aufgaben, führten in vorangegangenen Studien zu neuen Erkenntnissen zur antizipatorischen Griffkraftkontrolle und Griffkraftökonomie (Nitschke 2002). Der Einfluss der Griffart (Pinzettengriff vs. Handgriff) auf die Produktion maximaler Griffkraft und die Genauigkeit visuomotorischer Folgebewegungen mehrfach untersucht, während im Handgriff die maximale Griffkraft zunimmt und Aufgaben, die eine Applikation höherer Griffkräfte benötigen besser durchgeführt werden, werden qualitative Unterschiede in der Trackinggenauigkeit visuomotorischen Griffkrafttracking sichtbar (Heizer 1998). In einer späteren Studie konnte Blank et al. (Blank 1999) ebenfalls zeigen, dass Kinder sowie Erwachsene im Pinzettengriff bei einem Griffkraftniveau von 3,5 N mehr Trackingfehler zeigten als bei 1 N. In der vorliegenden Arbeit wurden Unterschiede in der Griffkraft und im Griffkrafttracking nicht in Abhängigkeit von der Griffart und Greifobjekt (Handgreifobjekt vs. Pinzettengreifobjekt) untersucht, zum einen da dies

den Untersuchungsrahmen gesprengt hätte und zum anderen, da die vorgegebenen Griffkräfte in den Trackingversuchen von 5 N im Sinustrackingversuch und 10 N im Rampentrackingversuch entsprechend den Ergebnissen aus der Literatur ohnehin besser im Handgriff bewältigt werden können.

Das Handgreifobjekt im Meßsystem GHT-K (Hermsdörfer 1996) ist mit einem flexiblen Kabel mit dem Basisgerät verbunden. Dadurch ist es dem Probanden möglich, das Objekt in jeder Position zu halten und zu bewegen. Dies ist gegenüber den in der Vergangenheit für die klinische Routine verwendeten Kraftmesssysteme wie das fest am Platz fixierte Handdynamometer (Mathiowetz, Wiemer et al. 1986) oder pneumatische Instrumente (Hermsdörfer, Mai et al. 1992) ein weiterer großer Vorteil.

Sowohl bei der Untersuchung elementarer Griffkraftfunktionen als auch im visuomotorischen Griffkrafttracking erfolgt die Wiedergabe der aufgebrauchten Griffkraft als digitalisiertes Signal auf einem Bildschirm. In beiden Fällen ist ein vertikaler Balken sichtbar, der sich in Abhängigkeit der applizierten Kraft auf und ab bewegt. Streng genommen liegt somit auch bei der Untersuchung der elementaren Griffkraftfunktionen ein visuomotorisches Griffkraftfeedback vor. Kritisch zu bemerken ist hierbei, dass der Einfluss des Feedbacks auf die Leistung der Probanden nicht untersucht wurde bzw. das Signal über die eigene Griffkraft nach dem Veranschaulichen der Aufgabenstellung nicht weggenommen wurde.

Die Teilnahme an den Untersuchungen war freiwillig und erfolgte vor einer Trainingsstunde um ähnliche Bedingungen für alle Probanden zu schaffen und trainingsbedingte Ermüdungserscheinungen zu vermeiden. Da die vorliegenden Untersuchungsergebnisse nur einen Teil einer großen Testbatterie darstellen (siehe auch V. Miller (Miller 2004) und C. Schlick (Dissertation in Arbeit) wurden 2 Sitzungen für Anamnese, körperliche und neurologische und Testaufgaben anberaumt. Die Kinder und Jugendlichen wurden jeweils darauf hingewiesen, die Untersuchung bei Ermüdung selbstständig abbrechen zu können.

Auch die Versuchsleiter waren angehalten die Untersuchung abubrechen, wenn die Kinder überfordert waren. Dies war aufgrund der eben geschilderten Planung nicht notwendig.

5.1.3 Auswertung

Mit Hilfe der Bedienungssoftware (Blank, Heidebrecht et al. 1997) wurden die digitalisierten Signale des Messobjektes graphisch verarbeitet und der zeitliche Verlauf der Griffkraft, der Krafrate und Geschwindigkeit in Form von X/Y oder X/t Diagrammen dargestellt. Mit Hilfe von Cursern wurden Zeitsegmente gebildet und Minima und Maxima festgesetzt. Spezielle Programmroutinen ermittelten für die ausgewählten Bereiche Mittelwert, Standardabweichung, Maximum oder Minimum aber auch die Zeiten des ausgewählten Bereichs. Ebenso wurde der RMS bestimmt. Die Setzung der Cursor erfolgte in den Trackingversuchen nach festgelegten Zeitabschnitten, so dass die Messdaten aller Probanden im gleichen Zeitraum erhoben wurden. Eine durch den Auswerter vorgenommene Selektion der Messdaten war somit unterbunden. Gleiches galt auch für die Versuche der elementaren Griffkraftfunktionen. Es gab für jeden Probanden jeweils nur einen Durchlauf. Die aus der Datenanalyse ermittelten Werte wurden in speziellen Datenbanken angelegt und somit einer statistischen Analyse mit bestimmten Statistikprogrammen zur Verfügung gestellt.

5.1.4 Statistische Analyse

Nach Prüfung der Normalverteilung wurden parametrische bzw. nicht parametrische Verfahren zur Darlegung von Altersentwicklung, Lateralitätsunterschieden und Geschlechtsunterschieden herangezogen. Weitere Einflussgrößen, wie Frequenz und Geschwindigkeit des Vorgabesignals wurden ebenfalls mit entsprechenden Testverfahren bewertet.

Die Ergebnisse wurden in verteilungsunabhängigen Boxplots dargestellt, um Tendenzen herauszuarbeiten, die im Ergebnisstil als Graphiken dargestellt wurden. Die Darstellung der Trends in Boxplots war nötig, da die Probandengruppe nach Aufteilung in Alters – und Geschlechtsgruppen für eine valide statistische Prüfung zu kleine Zahlen aufwies.

Zum Geschlechtsvergleich mussten gleich große parallelisierte Gruppen von jeweils 24 Mädchen und 24 Jungen gebildet werden, da trotz fast gleicher Geschlechtsverteilung in der Gesamtprobandengruppe, in den definierten Altersgruppen keine gleichmäßige Verteilung von Mädchen und Jungen gegeben war.

5.2 Elementare Griffkraftfunktionen

Die Kontrolle und Ausführung handmotorischer Aktionen stellt eine der komplexesten Fähigkeiten unseres Nervensystems dar. Hierfür ist die Interaktion sensorischer und motorischer Systeme unabdingbar. Beide Systeme unterliegen einer funktionellen Hierarchie. Der räumlich-zeitlichen Koordination von Muskelkontraktion, die in spinalen Regelkreisen ausgeführt wird, ist der Hirnstamm und diesem die Basalganglien und das Cerebellum vorgeschaltet. An oberster Stelle liegt der motorische Kortex. Das Ausmaß der Beteiligung der verschiedenen Ebenen wird durch die Komplexität der motorischen Aufgabe bestimmt. Entsprechend der phänomenologischen Unterteilung von motorischen Handfunktionen durch Blank (Blank 2000) gehört die in der aktuellen Arbeit untersuchte maximale Griffkraft, die schnellste isometrische Einzellkontraktion sowie die repetitiven isometrischen Griffkraftwechsel zu den elementaren Griffkraftfunktionen, deren präzise Griffkraftanalyse erst durch den Einsatz eines Präzisionsgreifobjektes 1988 durch Johansson und Westling und eines Handgreifobjektes 1995 durch Mai und Hermsdörfer möglich war. Die Messung dynamischer Griffkräfte war vor der Entwicklung dieser Objekte nicht möglich. Zum Einsatz kam ein Hand – Dynamometer zur Messung statischer Kräfte, wie z.B. die maximale Griffkraft. Da sowohl das Präzisionsgreifobjekt von Johansson und Westling als auch das später entwickelte Handgreifobjekt mit integriertem Bewegungssensor ein Gewicht von ca. 500 g aufweisen, waren sie bislang für Untersuchungen mit Kindern nur beschränkt einsetzbar. Erst durch die Weiterentwicklung des Handgreifobjektes waren 1995/96 erstmals Untersuchungen bei Kleinkindern und Kindern möglich. Dementsprechend gibt es in der Literatur wenig bis kaum vergleichbare Daten bezüglich Altersentwicklung, Handlateralitätsunterschieden und Geschlechtsunterschieden elementarer Handbewegungen und deren feinmotorischer Kraftdynamik. Schnellste isometrische Griffkraftwechsel und schnellste isometrische Einzelkontraktion wurden von Mai und Hermsdörfer (Hermsdörfer, Mai et al. 1996; Hermsdörfer and Mai 1996, Hermsdörfer 1995; Mai, Bolsinger et al. 1988) und Müller und Dichgans (Müller and Dichgans 1994) diagnostisch bei Erwachsenen mit Bewegungsstörungen untersucht. Sie konnten eine Vielfalt funktioneller Veränderungen der Kraftregulation feststellen, eine eindeutige funktionell-anatomische Zuordnung gelang jedoch nicht.

Geschlechtsunterschiede wurden in der Literatur nur für die maximale Griffkraft untersucht, wie bereits erwähnt ist die Erfassung der Griffkraftmaxima methodisch nicht direkt vergleichbar. Newman (Newman, Pearn et al. 1984) stellte bei 1417 gesunden Kindern zwischen 5 und 18 Jahren ebenso wie Mathiowetz (Mathiowetz, Wiemer et al. 1986) bei 471 6 – 19 jährigen Geschlechtsunterschiede fest. Männliche Probanden zeigten jeweils höhere Griffkräfte in allen Altersstufen und im Gegensatz zu weiblichen Probanden einen linearen Kraftzuwachs ab dem 13. Lebensjahr. Die Griffart war mit dem Handgriff der aktuellen Probandengruppe gleich. Im Unterschied hierzu lag in der aktuellen Probandengruppe kein signifikanter Geschlechtsunterschied vor. Da zum statistischen Vergleich in allen Altersstufen sehr kleine Gruppen gebildet werden mussten, ist das Fehlen statistischer Signifikanz nicht unbedingt aussagekräftig. Vergleicht man aus diesem Grund die Mediane männlicher 7 – 8 jährige Probanden mit denen gleichaltriger weiblicher Probanden ist ein Griffkraftunterschied von immerhin 26% festzustellen. Im weiteren Altersverlauf verringert sich der Unterschied auf 11% und 3% um dann bei den 13-14 jährigen auf 5% zu Gunsten der weiblichen Probanden anzusteigen.

Wie ist das zu erklären? Alter und unterschiedlicher Pubertätsbeginn bei Mädchen und Jungen und die damit verbundenen konstitutionellen Gegebenheiten, wie Muskelmasse und Biomechanik kommen gerade in der Gruppe der 11-14 jährigen zum Tragen. Da Pubertätskriterien und Muskelmasse in dieser Probandengruppe nicht erfasst wurden, ist ein Zusammenhang nicht darstellbar, des weiteren bleiben die Unterschiede weiterhin so gering und so inkonsistent, dass daraus keine Schlussfolgerung bzw. auch keine Konsequenz für die weiteren elementaren Griffkraftfunktionen gezogen werden kann.

Geschlechtsunterschiede konnten bei schnellsten isometrischen Einzelkontraktion und schnellsten repetitiven Einzelbewegungen nicht festgestellt werden.

Wesentlich interessanter ist die Altersentwicklung elementarer Handbewegungen bis ins 16. Lebensjahr. Die Altersentwicklung der maximalen Griffkraft erklärt sich mit dem Wachstum der Kinder und der damit verbundenen Zunahme der Muskelmasse.

Was hingegen bedingt die Altersentwicklung der Kraftdynamik bei schnellster isometrischer Einzelkontraktion und repetitiven isometrischen Griffkraftwechseln? Kraftrate (N/sec), als auch Kontraktionszeit und Frequenz im Oszillationsversuch unterliegen einer statistisch signifikanten Altersentwicklung. Die Griffkraftamplitude an sich jedoch nicht. In Anlehnung an das Prinzip der Griffkraftökonomie und deren Altersentwicklung (Nitschke 2002), wäre mit zunehmender Frequenz eine Abnahme

der Griffkraftamplitude zu erwarten. Allerdings scheinen nicht alle feinmotorischen Aufgaben diesem Prinzip zu folgen. In beiden Versuchen liegt die Griffkraftamplitude ca. 2,5fach höher als die vorgegebenen 5 N und zeigt darüber hinaus einen leichten Anstieg mit höherer Frequenz und somit auch höherem Alter. Im Gegensatz zum Prinzip der Griffkraftökonomie, die sich auf Hebevorgänge bezieht und die präzise Anpassung der Griffkraft an die Objekteigenschaften, Gravitations- und Fliehkräfte während einer Bewegung beinhaltet, haben wir hier einen im Bezug auf die Objekteigenschaften unverhältnismäßig hohen Griffkrafteinsatz. Dies liegt an der Aufgabenstellung an sich. Mit großer Sicherheit wäre das Prinzip der Griffkraftökonomie bestätigt worden, wenn wir die Hebekräfte beim Anheben des Greifobjektes ausgewertet hätten. Ziel und Inhalt der vorliegenden Versuche jedoch war die Fähigkeit zu schnellen Griffkraftwechseln und Griffkraftmobilisierung. Diese scheint in allen Altersstufen gleichermaßen auf Kosten der Präzision also der Höhe der Griffkraftamplitude zu gehen. Die hieraus entstehende Gegenfrage, ob die Leistung der Probanden mit Einhaltung der vorgegebenen Amplitude abgenommen hätte, lässt sich mit den vorliegenden Daten nicht beantworten. Möglicherweise spielt hier Muskelmechanik, wie z.B. die Ruhedehnungskurve und Muskelvordehnung aber auch kortikoneuronale Bahnungseffekte eine Rolle.

Ein besonderes Augenmerk verdient die Altersentwicklung der Frequenz schnellster isometrischer Griffkraftwechsel, die ihrerseits, ebenfalls mit einer altersabhängigen, Abnahme des Quotienten Kontraktionszeit zu Relaxationszeit einhergeht. Vergleichbar ist dieser Alterseffekt mit den Ergebnissen von Denckla (Denckla 1973), Hammond (Hammond, Bolton et al. 1988) und Cousins (Cousins, Corrow et al. 1998), die schnelle repetitive alternierende Fingerbewegungen (Fingertapping) untersuchten. Im Vergleich zur vorliegenden Untersuchung waren die Erfassungsmethoden sehr einfach, Denckla beispielsweise stoppte die Zeit, in der Probanden 20 Fingertappings absolvierten. Eine genauere Analyse der Fingerbewegung war somit nicht möglich, weitere methodische Unterschiede ergeben sich ebenfalls aus der Aufgabenart des Fingertappings versus isometrischen Griffkraftwechsel, ihrer Komplexität, der Anzahl der beteiligten Muskelgruppen (Agonisten – und Antagonisten) und dem Halten des Greifobjektes mit Eigengewicht.

Das vorliegende Meßsystem erlaubte zum einen die genaue Ermittlung der Frequenz, d.h. der Anzahl der isometrischen Griffkraftwechsel pro Sekunde sowie deren genaue Analyse. Kontraktionszeit und Relaxationszeit, die in ihrer Summe je einen Griffkraftwechsel bilden, geben erstaunlich klar Aufschluss über die Hintergründe der altersabhängigen Frequenzzunahme.

Maßgeblich beteiligt ist die Kontraktionszeit, die stärker als die Relaxationszeit abnimmt, zu sehen an dem Quotienten aus beiden Zeiten, der unter 1 liegt. Die Kontraktionszeit ist Ausdruck der Nervenleitgeschwindigkeiten, deren Verkürzung zu einer schnelleren Kontraktion führt.

Da die Myelinisierung der Nervenbahnen, die für kürzere Überleitungszeiten verantwortlich ist, mit ca. 3 Jahren abgeschlossen ist, wie zahlreiche Untersuchungen der Nervenleitgeschwindigkeit bei Kindern zeigen konnten (Rabben 1994; Fietzek, Heinen et al. 2000; Müller, Ebner et al. 1994; Müller, Hömberg et al. 1991), müssen hier andere Mechanismen zum Tragen kommen. Essentiell ist der Begriff der neuronalen Plastizität, deren fundamentales Prinzip die überschwellige Erregung und Herausbildung synaptischer Verbindungen während der kindlichen sensorischen und motorischen Auseinandersetzung mit der Umwelt darstellt. Die wiederholte Erregung beteiligter Nervenzellen resultiert in einer zunehmenden Effizienz ihres Stoffwechsels und Zellwachstums. Diese Reifung wiederum führt zu einem routinierten Einsatz von Muskeln und Muskelgruppen und zur Automatisierung alltäglicher Bewegungen. Je stärker die synaptische Bahnung, desto schneller ist die initiale Impulsleitung im ZNS.

5.3 *Visuomotorisches Tracking*

Die Analyse visuomotorischer Trackingaufgaben nimmt innerhalb der Erforschung menschlicher Handmotorik eine herausragende und auch historische Stellung ein, da sie das System aus sensibler Information, motorischer Aktivität und sensomotorischer Integration umfassend zu beschreiben vermag. Die menschliche Fähigkeit zu äußerst komplexen visuomotorischen Aufgaben, wie z.B. Autofahren, Bedienen eines Krans, Fliegen eines Flugzeuges etc. führte schon sehr früh, unter anderem auch aufgrund ihrer Anwendbarkeit im militärischen Bereich zu Nachforschungen. 1943 beschrieb Kenneth Craik (Craik 1966) Tracking als Form einer koordinierten, jeglicher Schwierigkeitsgrade befähigten sensorisch-motorischen Antwort, die einfachste, reflexartige Reaktionen mit der Anwendung komplexer Fähigkeiten, die ihrerseits Antizipation, Prädiktion und Bewegungsplanung beinhalten, vermischt. Diesem Modell folgten viele weitere, die versuchten den Zusammenhang beider Systeme zu erklären (Poulton 1974; Hammerton 1989; Moray 1981; Neilson and Neilson 1995) um letzten Endes das Modell Craiks wieder aufzugreifen. Zur Klärung des Zusammenhangs sensorisch-motorischer Koordination trugen unter anderem Untersuchungen an Patienten mit neurologischen Defiziten (Hermsdörfer 1993; Kriz,

Hermsdorfer et al. 1995) bei. Auch die Entwicklung visuomotorischer Fähigkeiten spielt hierbei eine nicht unwesentliche Rolle.

Craiks Modell der sensiblen Information, motorischen Aktion und sensomotorischen Integration enthält zwei essentielle Strategien, die zur Durchführung von Bewegungen herangezogen werden. Die open-loop Strategie, die einer programmgesteuerten Bewegung zu Grunde liegt und die durch externe Stimuli getriggert oder intermittierend modifiziert werden kann, sowie die closed loop oder Feedback - Strategie, bei der ein geschlossener Regelkreis zwischen sensorischem und motorischem Output besteht.

Beide Strategien finden in den vorliegenden Trackingaufgaben mit visuellem Griffkraftfeedback Anwendung. Bemerkenswert ist, dass sowohl im Sinustracking, bei dem das Vorgabesignal sinusförmige Schwingungen mit konstanter Griffkraftamplitude aber variierender Amplitudendauer beschreibt als auch im Rampentracking, das die Fähigkeit eine konstante Griffkraft zu halten und einer sich kontinuierlich ansteigender Griffkraft anzupassen voraussetzt eine Altersentwicklung bis in 14. Lebensjahr zeigt.

Piaget (Piaget and Inhelder 1948) ging 1948 von einer Unabhängigkeit von sensorischem und motorischen (Greifen) Bereich in den ersten Lebensmonaten aus, deren Koordination schrittweise durch „Aufzeichnung“ der Resultate ihrer eigenen Aktivität erlangt wird. Vieles spricht dafür, dass diese schrittweise Koordination kein linearer Prozess ist. So verschwindet die Auge-Hand Koordination, die sich in den ersten Lebenswochen offenbart, um in ca. der zwanzigsten Lebenswoche erneut zu erscheinen (Bower 1974). Die Fähigkeit zur antizipatorischen Griffkraftkontrolle, einer Form der programmgesteuerten Griffkraftregulation ist bereits ab dem 3. Lebensjahr angelegt (Nitschke 2002). Auch der Einfluss visueller Faktoren, wie Größe und Form des gehobenen Objektes ist in dieser Altersgruppe bereits belegt (Blank 2000), (Forssberg, Eliasson et al. 1991; Forssberg, Kinoshita et al. 1992; Gordon, Forssberg et al. 1991). Andererseits waren in der Untersuchung des visuellen Griffkraftfeedbacks durch Blank et al. (Blank, Heizer et al. 1999; Blank, Heizer et al. 2000) bei Kindern im Alter zwischen 3 und 6 Jahren ca. 39% der dreijährigen und ca. 10 % der vierjährigen nicht in der Lage eine Trackingaufgabe auszuführen. Welcher Teil des visuomotorischen Systems kann dafür verantwortlich gemacht werden? Da die Entwicklung der Augenfolgebewegungen bereits sehr viel früher abgeschlossen ist (Roucoux, Culee et al. 1983), muss das motorische System oder vielmehr die Schnittstelle zwischen visuellen Input und motorischen Output dafür verantwortlich gemacht werden. Wir gehen davon aus, dass diese Schnittstelle, die Zielkoordinaten aus dem visuellen System in motorische Sequenzen überführt, auch verantwortlich ist

für die hier festgestellte Altersentwicklung des root mean square, des Trackingfehlers. L. Hay (Hay 1979) stellte 1979 fest, dass Kinder distinkte Trackingstrategien befolgen. Bis zu einem Alter von ca. 5 Jahren sind visuell gesteuerte Bewegungen, im Gegensatz zu programmgesteuerten Bewegungen, nur begrenzt möglich, danach kann auf ein visuellen Feedbackmechanismus zurückgegriffen werden und erst ab ca. 9 – 11 Jahren besteht die Befähigung beide Strategien miteinander zu kombinieren.

Diese Beobachtung wurde durch Blank (Blank, Heizer et al. 2000) bestätigt und um die Beobachtung erweitert, dass Kinder im Alter zwischen 3 – 4 Jahren sequentielle Feedforwardmechanismen (programmgesteuerte Kontrolle) mit intermittierenden Korrekturen anhand visueller Rückmeldung vornehmen können. Dieses „jump and wait“ Verhalten war teilweise auch in der Gruppe der 7 bis 8-jährigen noch zu beobachten. Im Rampentracking, bei dem die Kinder einem kontinuierlich ansteigenden Griffkraftvorgabesignal (Dynamische Phase) mit einer Krafrate von 0,75N/sec folgten, waren positive Trackingfehler, „overshooting“ häufiger als bei Erwachsenen oder älteren Kindern anzutreffen. D.h., dass diese Altersgruppe häufiger über das Vorgabesignal hinauszielte als Erwachsene, die häufiger unter dem Vorgabesignal („undershooting“) blieben. Im Gegensatz zu den 3- und 4-jährigen jedoch überwog in allen Altersgruppen (7 – 14 Jahre) das „undershooting“, das für die Anwendung einer Feedbackstrategie, mit kontinuierlichen Griffkraftkorrekturen im Sinne eines Abgleichens zwischen Soll- und Istkraft („see and catch up“ (Blank, Heizer et al. 2000)) spricht.

Wenngleich dieser Mechanismus ab dem 7. Lebensjahr greift, scheint sich jedoch der Abgleich zwischen sensomotorischen System weiterhin zu verbessern, da eine signifikante Abnahme des Trackingfehlers im Altersverlauf, insbesondere ab dem 10. Lebensjahr zu beobachten ist. Diese Feststellung machte auch Ferrel (Ferrel, Bard et al. 2001) bei der Untersuchung visuomotorischen Trackings mit modifiziertem visuellen Feedback 6- bis 11-jähriger Kinder.

Aber nicht nur in der dynamischen Phase, auch in der statischen Phase, in der mittels eines Griffkraftfeedbacksignals eine konstante Griffkraft erzeugt werden soll, ist eine Altersentwicklung zu beobachten. Möglicherweise ist das auch mit der Höhe der zu applizierenden Griffkraft von 10 N, die deutlich über der von Blank mit 3,5 N im Pinzettengriff (Blank, Heizer et al. 2000) und Heizer mit 5 N im Handgriff (Heizer 1998) liegt zu erklären. Möglicherweise jedoch benötigen höhere Griffkräfte andere motorische Programme. In einer Studie von Mosanobu (Mosanobu 1990) erzeugten erwachsene Versuchspersonen in einem Reaktionszeitenexperiment unterschiedlich hohe Griffkräfte, der Autor konnte zeigen, dass die Reaktionszeiten bei hohen Griffkräften länger wurden. In Analogie dazu wäre eine Abnahme der

Trackinggenauigkeit mit höheren Griffkräften zu erwarten. Eine Ermüdung bzw. Erschöpfung durch einen zu hohen Kraftaufwand ist unwahrscheinlich, da die maximale Griffkraft im Handgriff die vorgegebene um ein Vielfaches in allen Altersgruppen übersteigt. Ob in diesem Zusammenhang, der nur in unserer Probandengruppe zu beobachtende „Knick“ in der aufgebrauchten Griffkraft, steht ist fraglich. Wenige Sekunden nach Übergang der dynamischen Phase in die statische Phase war in allen Altersgruppen ein plötzlicher kurzer Einbruch in der Trackingleistung zu beobachten.

Neben der Griffkrafthöhe spielt auch die Krafrate, d.h. die Schnelligkeit mit der sich das Vorgabesignal ändert eine Rolle. Eine Trackingstrategie, die darauf ausgelegt ist, möglichst viele Vergleiche zwischen Soll- und Istwert anzustellen, muss von der Geschwindigkeit, mit der sich der Sollwert, ändert abhängig sein. W. Heizer (Heizer 1998), der in seiner Arbeit den Einfluss der Geschwindigkeit des Trackingsignals im Rampentracking untersuchte, konnte feststellen, dass die Trackingleistung bei einer Krafrate von 0,5N/s signifikant besser als bei 1,25 N/s war. Diese Beobachtung liegt in den Überleitungszeiten des visuomotorischen Systems begründet. Miall berichtet über eine Reaktionszeit von ca. 200-250ms (Miall, 1985), in der die Kalkulation des Trackingfehlers und die Programmierung der Korrekturbewegung und ihrer Ausführung bereits enthalten sind.

Eine weitere Beobachtung ist, dass diese Reaktionszeit der Zeit ballistischer, also open loop- bzw. programmgesteuerter Bewegungen entspricht. Beide Überlegungen spielen für die dynamische Phase des Rampenversuches bei der die Krafrate 0,75N/s beträgt eine untergeordnete Rolle, sind aber für den Sinustrackingversuch, bei dem das Vorgabesignal sinusförmige Schwingungen mit konstanter Griffkraftamplitudenhöhe aber variierender Amplitudendauer (Frequenz) beschreibt von außerordentlicher Bedeutung.

Durch die Versuchsanordnung, die in der Anfangs- und Endphase eine konstante Geschwindigkeit des Trackingsignals von 0,3Hz (1,5N/s) bzw. 1,2Hz (6N/s) vorschreibt, in der Steigerungsphase jedoch durch die Zunahme der Geschwindigkeit auf 1,2Hz (6N/s) eine für den Probanden unvorhersehbare Amplitudendauer schafft, ist die theoretische Basis für die Anwendung zweier Trackingstrategien gegeben. Die Beobachtung, dass ein deutlicher Zusammenhang der Trackingleistung und Geschwindigkeit der Vorgabemarke besteht, lässt auf die Anwendung unterschiedlicher Strategien schließen. Bei gleichbleibender Frequenz, wie in der Anfangsphase wird zunächst die Feedbackstrategie angewandt, mit der durch stetig vorgenommene Griffkraftkorrekturen eine gute Trackingleistung erzielt wird. Die signifikante Zunahme der Trackingleistung und auch das kontinuierlichere, glattere,

Trackingsignal mit höherem Alter, erklärt sich durch die intermittierende Anwendung einer Feedforwardstrategie. Nach kürzester Zeit ist Form und Geschwindigkeit des Vorgabesignals in ein motorisches Programm eingegangen, das die Veränderungen des Vorgabesignals antizipiert und intermittierende Griffkraftkorrekturen nur bei Überschreiten einer kritischen Abweichungsgröße (error dead zone) (Miall, 1985) durch Integration des Feedbackmechanismus notwendig macht. Jüngere Kinder scheinen zu einem so übergangslosen Zusammenspiel zwischen Feedback- und Feedforwardmechanismus nicht in der Lage zu sein. Der RMS zeigt, wie bereits erwähnt eine signifikante Altersentwicklung in allen Frequenzbereichen, allerdings ist beispielsweise die geschwindigkeitsbedingte Abweichung vom Vorgabesignal in der Steigerungsphase bei den 11- bis 14- jährigen nicht so ausgeprägt, wie bei den jüngeren Mitprobanden. Das Trackingsignal nimmt eine geschmeidigere Form an und deckt sich größtenteils mit dem Vorgabesignal. Offensichtlich ist ab dem Alter von ca. 11 Jahren auch die Dynamik der Änderung des Vorgabesignals antizipierbar. Im Gegensatz dazu dissoziiert das Tracking – und Vorgabesignal in den jüngeren Altersgruppen. Ein jump an wait – Verhalten kommt zum Zug: ein kontinuierlicher Abgleich zwischen Soll – und Istwert, ist aufgrund der Geschwindigkeit des Vorgabesignals nicht mehr möglich, sondern findet nur noch an bestimmten Punkten statt. Solche Punkte wären beispielsweise die Wendepunkte des Vorgabesignals. Einen frequenzabhängigen Strategiewechsel, wie in W. Heizer bei Kindern und Erwachsenen bei 0,21Hz bzw. 0,42Hz beschrieb (Heizer 1998), konnte in der aktuellen Probandengruppe nicht beobachtet werden.

5.4 Funktionelle Neuroanatomie

Schwierig und fast spekulativ ist die neuroanatomische Zuordnung. Avarello (Avarello, Bolsinger et al. 1988), der die Frequenz sowie Kontraktions - und Relaxationszeit repetitiver isometrischer Griffkraftwechsel untersuchte, konnte zeigen, dass Patienten mit cerebellärer und hemiparetischer Störung eine gleichermaßen beeinträchtigte Fähigkeit zur Griffkraftmobilisation aufweisen. Während die Relaxationszeit hemiparetischer Patienten konstant verlangsamt ist, bei cerebellären Patienten jedoch ein inhomogenes pathologisches Muster zeigt. Auch Blank (Blank 2000) fand bei Kindern mit Cerebralparese eine Zunahme des Quotienten i.S. einer Verlängerung der Relaxationszeit.

Liu und Miall (Miall, Weir et al. 1987; Liu, Ingram et al. 1999) konnten in ihren Studien die wichtige Funktion von Cerebellum und Hirnstamm in der Durchführung von Folgebewegungen demonstrieren. Ebenfalls konnte anhand tierexperimenteller Studien (Ashe 1997) in bestimmten neuronalen Populationen ein Zusammenhang von Aktivitätsrate und Krafrate nachgewiesen werden, so ist die Aktivität dieser Neuronenpopulation bei dynamischen, also sich ändernden Griffkräften höher als bei statischen, konstanten Griffkräften. Aber auch die Richtung der Krafrate, also Griffkraftzunahme oder Abnahme führt zu unterschiedlichen Aktivitätsprofilen. Bildgebende Verfahren zeigten die Aktivierung unterschiedlicher Hirnareale in Abhängigkeit vom Bewegungsmuster. So werden in automatisierten Bewegungen eher subcorticale Regionen, wie Striatum und Cerebellum und in geringerem Ausmaß cortikale Regionen (posteriore SMA, Area 6) aktiviert während bei closed loop Bewegungen cortikale Regionen wie parietaler Kortex, anteriore Teile der SMA, premotorischer Kortex und anteriore Teile des Putamens involviert sind. Wodurch das so perfekte Zusammenspiel von openloop und closedloop Bewegungen zustande kommt ist noch nicht erforscht. Eine Hypothese beschreibt einen modulierenden Einfluss subkortikal generierter motorischer Programme durch das Cerebellum oder Striatum. So könnte das Cerebellum als Umkehrmodell auf Feedforwardbahnen (Ito 1970; Neilson, Neilson et al. 1988; Kawato and Gomi 1992) oder als Forward Modell auf Feedbackbahnen (Miall, Weir et al. 1988) agieren.

Ursachen der unterschiedlichen Entwicklung von feedback- und feedforward-Mechanismen aber auch der elementaren Griffkraftfunktionen und deren mehr oder weniger kontinuierlichen Perfektionierung bis ins 14. Lebensjahr könnten die mehrfach in der Literatur beschriebene unterschiedlichen Reifungsstufen bestimmter Hirnareale darstellen. So weiß man beispielsweise, dass das Cerebellum früher als der motorische Cortex und seine afferenten und efferenten Bahnen ausreift (Roucoux, Culee et al. 1983; Müller, Hömberg et al. 1991), unterschiedliche Reifungsmuster in homologen Hirnregionen sind beschrieben (Thatcher, Walker et al. 1987)

5.5 Ausblick

Die Untersuchung des Griffkrafteinsatzes im Kindesalter trägt zum Verständnis motorischer Programme und ihrer Entwicklung bei. Erst durch Kenntnis der entscheidenden Komponenten der Griffkraftregulation ist Diagnostik und Therapie zielgerichtet einsetzbar. So ist es möglicherweise aufgrund der vorliegenden Untersuchungsergebnisse nur begrenzt sinnvoll, visuell gesteuertes motorisches Feedback vor dem 11. Lebensjahr als therapeutisches Werkzeug einzusetzen, da die Regelkreise noch nicht ausgereift sind. Andererseits betont der Begriff der neuronalen Plastizität die Notwendigkeit, so frühzeitig wie möglich mit rehabilitativen Schritten zu beginnen.

Weitere Untersuchungen in Kombination mit neurophysiologischen Messmethoden wie z.B. die Elektromyographie mit funktionell-bildgebenden Verfahren sowie mit transkranieller magnetischer Stimulation könnte weitere Informationen über die Reifungsprozesse distinkter Hirnareale und ihrer Regelkreise geben. Allerdings sind diese Untersuchungen aufgrund der besonderen Belastungssituation der Kinder nur begrenzt durchführbar.

Jedoch kann die Durchführung der Testbatterie unter gleichen Bedingungen im Vergleich zu Kindern mit definierten neurologischen Defiziten weitere Aufschlussmöglichkeiten über die funktionelle Neuroanatomie von Griffkraftfunktionen Aufschluss geben.

5.6 Einsatzmöglichkeit in der Diagnostik

Krafftfunktionen können in der neurologischen Untersuchung nur sehr begrenzt untersucht werden, Spielen jedoch im Alltag z.B. bei vielfältigen Objektmanipulationen, Gerätebedienung eine herausragende Rolle. Das Verständnis der Verzahnung von Feedback- und Feedforwardvorgängen ist in diesem Zusammenhang von hoher Bedeutung. Die Ermittlung der maximalen Griffkraft kann gerade bei motorisch schwerwiegend eingeschränkten Kindern zur Beurteilung des Schweregrades der motorischen Störung dienen. Im Gegensatz zur gleichzeitigen isotonen und isometrischen Muskelarbeit bei Bewegungen erfordert die isometrische Griffkraftproduktion eine geringere Koordinationsleistung. Bei Kindern mit Zerebralparese ist die Maximalgriffkraft niedriger und zeigt eine höhere Variabilität als bei gesunden gleichaltrigen Kindern (Blank 2000).

Isometrische Griffkraftaufgaben mit und ohne visuelles Feedback können zum besseren funktionellen Verständnis von Störungen beitragen und damit ein gezieltes Training gewährleisten.

Der Griffkräfteeinsatz von Kindern mit spastischer Hemiparese bei unilateraler Hirnläsion zeigte bei einzelnen Hebeaufgaben eine im Vergleich zu gesunden Kontrollgruppen nicht altersentsprechende Phänomenologie (Blank 2000).

6 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde die Entwicklung elementarer, koordinativer und visuell gesteuerter Griffkraftfunktionen bei Kindern im Alter zwischen 7 und 14 Jahren untersucht. Hierfür stand ein von Hermsdörfer und Mai und durch Blank erweitertes Instrumentarium zur objektiven Erfassung der Griffkraftfunktionen zur Verfügung. Als Messobjekt diente ein kleines, 225g schweres quaderförmiges Handgreifobjekt (100x50x32 mm) mit einem uniaxialen Kraftsensor, deren Signale über einen Analog/Digitalwandler im PC digitalisiert wurde und mit einer speziellen von Blank und Heidebrecht (Blank, Heidebrecht et al. 1997) entwickelten Software weiterverarbeitet wurden. Es wurden als elementare Kraftfunktionen, die maximale Griffkraft, maximaler rascher Kraftanstieg und schnellstmögliche Kraftwechsel und als koordinative bzw. sensomotorische Kraftfunktion ein visuelles Griffkraftfeedback mit rampenförmigen und sinusförmigen Vorgabesignal untersucht.

Die Stichprobe bestand aus 59 Kindern im Alter zwischen 7 und 14 Jahren.

Ziel war Reifungsmuster von Griffkraftfunktionen und der beteiligten visuomotorischen Regelkreise offen zulegen und Vergleichsdaten für zukünftige klinisch diagnostische Fragestellung zur Verfügung zu stellen. Die vorliegende Untersuchung schloss sich in Messinstrumentarium und Versuchsanordnung den von Blank (Blank 2000), Nitschke (Nitschke 2002) und Baggett (Blank, Barnert et al. 1998) an 3- bis 6 jährigen Kindern durchgeführten Untersuchungen, altersentsprechend modifiziert an.

Die Studie konnte den derzeitigen Wissenstand um die Feststellung erweitern, dass die Regulation sowohl elementarer als auch sensomotorischer Griffkraftfunktionen einer bis ins 14. Lebensjahr reichenden Reifung unterliegt. Beide, elementare als auch sensomotorische Funktionen unterliegen ähnlichen Alterseffekten. Geschlechtsunterschiede oder Unterschiede in der Durchführung mit dominanter oder nicht-dominanter Hand fanden sich nicht.

Die Krafrate (N/s), die Frequenz (Hz) als auch die Kontraktionszeit (ms) zeigten im elementaren Griffkraftversuch schnellstmöglicher isometrischer Griffkraftwechsel eine signifikante Altersentwicklung, ebenso die Krafrate und die Kontraktionszeit der schnellstmöglichen isometrischen Einzelkontraktion. Da die Myelinisierung der Nervenbahnen, die für kürzere Überleitungszeiten verantwortlich ist, bis zum Schulalter im wesentlichen abgeschlossen ist, kommen hier andere Mechanismen zum Tragen.

Infrage käme hierbei eine sog. „neuronalen Plastizität“, deren fundamentales Prinzip die überschwellige Erregung und Herausbildung synaptischer Verbindungen während der kindlichen Auseinandersetzung mit der Umwelt darstellt. Je stärker die synaptische Bahnung desto schneller ist die initiale Impulsleitung im ZNS und umso schneller können Bewegungen ausgeführt werden. Diese These wird durch die Ergebnisse von Ashe (Ashe 1997) bestätigt, die für höhere Griffkräfte bzw. schnellere Krafteinsätze höhere Aktivitätsraten kortikaler Neuronenpopulationen beobachtete. An diese Beobachtung anknüpfend kann ebenfalls die Altersentwicklung visuell gesteuerter Bewegungen bzw. die Integration des visuomotorischen Systems erklärt werden. So konnte bei Feedback- oder Feedforward- gesteuerten Bewegungen ebenfalls in distinkten Hirnarealen eine erhöhte Aktivität neuronaler Populationen gemessen werden. Die Tatsache, dass beide Trackingstrategien (Feedback und Feedforward) ab dem 7. Lebensjahr parallel eingesetzt werden können und die Trackingleistung mit dem Alter weiter zunimmt, spricht ebenfalls für eine weitere Reifung der cortico-striato- bzw. cortico-ponto-cerebellären Regelkreise.

Die vorliegende Arbeit an 59 gesunden Kindern stellt eine empirische und experimentelle Basis für weitere klinische Untersuchungen im Bereich der Griffkraftregulation im Kindesalter dar und soll darüber hinaus einen Baustein für die Diagnostik, Therapie und Erfassung des Therapieerfolges bei Kindern mit handmotorischen Defiziten liefern.

7 Anhang

7.1 Tabellarische Zusammenfassung der Ergebnisse

7.1.1 Elementare Griffkraftfunktion

	<i>Dominante Hand</i>		<i>Nicht dominante Hand</i>	
1. Alterseffekte N = 59				
ANOVA (Altersgruppe 7-8;9-10;11-12;13-14 Jahre)				
	F	p	F	P
1. maximale Griffkraft	23,84	<0,001	26,067	<0,001
2. schnellstmögliche repetitive Griffkraftwechsel				
Griffkraftamplitude	1,90	0,14	1,39	0,25
Krafrate	8,37	<0,001	2,65	0,06
Frequenz	12,31	<0,001	16,69	<0,001
Quotient K/R	9,10	<0,001	5,39	0,003
3. schnellstmögliche isometrische Einzelkontraktion				
Griffkraftamplitude	1,89	0,14	9,97	<0,001
Krafrate	8,37	<0,001	1,82	0,15
Streckennormierte Krafrate	1,82	0,15	14,64	<0,001
Kontraktionszeit	17,42	<0,001	13,38	<0,001
2. Lateralitätseffekte N = 59				
t-Test für verbundene Stichproben				
	T	p		
1. maximale Griffkraft	4,599	<0,001		
2. schnellstmögliche repetitive Griffkraftwechsel				
Griffkraftamplitude	2,30	0,025		
Krafrate	3,46	<0,001		
Frequenz	4,71	<0,001		
Quotient K/R	1,49	0,14		
3. schnellstmögliche isometrische Einzelkontraktion				
Griffkraftamplitude	-7,77	<0,001		
Krafrate	-5,12	<0,001		
Streckennormierte Krafrate	1,20	0,24		
Kontraktionszeit	-10,42	<0,001		
3. Geschlechtseffekte N = 48				
t-Test für unverbundene Stichproben				
<i>(paralellisierte Gruppen mit je 24 Mädchen und 24 Jungen)</i>				
	T	p	T	p
1. maximale Griffkraft	-1,39	0,17	-1,17	0,25
2. schnellstmögliche repetitive Griffkraftwechsel				
Griffkraftamplitude	1,51	0,14	-0,64	0,53
Krafrate	0,39	0,70	-2,045	0,05
Frequenz	-1,05	0,30	-1,14	0,26
Quotient K/R	0,46	0,64	0,62	0,54
3. schnellstmögliche isometrische Einzelkontraktion				
Griffkraftamplitude	1,51	0,14	-0,25	0,80
Krafrate	0,39	0,70	-1,77	0,08
Streckennormierte Krafrate	0,68	0,50	-1,78	0,08
Kontraktionszeit	2,61	0,01	0,81	0,42

7.1.2 Visuomotorisches tracking

Dominante Hand Nicht dominante Hand

1. Alterseffekte N = 59				
Kruskal-Wallis (Altersgruppe 7-8;9-10;11-12;13-14 Jahre)	χ^2	<i>p</i>	χ^2	<i>P</i>
1. Sinustracking RMS über alle Frequenzabschnitte	30,6	<0,001	24,4	<0,001
2. Rampentracking RMS				
Dynamische Phase	15,5	0,01	12,9	0,05
Statische Phase	20,7	<0,001	10,1	0,018
2. Lateralitätseffekte N = 59				
Wilcoxon - Test für verbundene Stichproben	<i>Z</i>	<i>p</i>		
1. Sinustracking RMS in allen Frequenzabschnitten	-0,1-2,4	>0,05		
2. Rampentracking RMS				
Dynamische Phase	-1,3	0,179		
Statische Phase	-2,39	0,017		
3. Geschlechtseffekte N =48				
Man-Whitney- U-T. für unverbundene Stichproben (paralellisierte Gruppen mit je 24 Mädchen und 24 Jungen)	<i>Z</i>	<i>p</i>	<i>Z</i>	<i>p</i>
1. Sinustracking RMS in allen Frequenzabschnitten	-0,1-0,7	>0,05	-0,2-1,2	>0,05
2. Rampentracking RMS				
Dynamische Phase	-1,76	0,179	-2,43	0,015
Statische Phase	-2,39	0,066	-1,34	0,18
4. weitere Einflussgrößen				
Kendal-Wallis Test für verbundene Stichproben	χ^2	<i>p</i>	χ^2	<i>P</i>
1. Sinustracking Frequenzeffekte (N = 59; df = 9; Frequenzabschnitte 1-9)	170,5	<0,001	116,6	<0,001
Wilcoxon- Test für verbundene Stichproben	<i>Z</i>	<i>p</i>	<i>Z</i>	<i>P</i>
2. Rampentracking RMS Dynamische vs. Statische Phase	-2,85	0,004	-1	0,28
Undershooting vs. Overshooting des Vorgabesignals Dynamische Phase	-5,17	<0,001	-5,98	<0,001
Statische Phase	-4,6	<0,001	5,19	<0,001

7.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Embryo-fetale Entwicklung des ZNS: 1. Pränatalphase	7
Tabelle 2: Embryo-fetale Entwicklung des ZNS: 2. Pränatalphase	7
Tabelle 3: Embryo-fetale Entwicklung des ZNS: 3. Pränatalphase	8
Tabelle 4: Stichprobenbeschreibung.....	33
Tabelle 5: Geschlechtsverteilung der 4 Altersgruppen	53
Tabelle 6: Standardwerte für die Maximale Griffkraft der dominanten und nicht dominanten Hand in Newton.....	55
Tabelle 7: Griffkraftmaxima im Geschlechtsvergleich.....	55
Tabelle 8: Schnellstmögliche repetitive Griffkraftwechsel	63
Tabelle 9: Standardwerte für die schnellsten isometrischen repetitiven Griffkraftwechsel	68
Tabelle 10: Schnellste isometrische Einzelkontraktion	73
Tabelle 11: Standardwerte für die schnellste isometrischen Einzelkontraktion	78
Tabelle 12: Standardwerte für den RMS des Sinustracking, dominante Hand	87
Tabelle 13: Standardwerte für den RMS des Sinustracking, nicht dominante Hand	88
Tabelle 14: Standardwerte für den RMS des Rampentracking.....	96

7.3 **Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1: Funktionelle Gliederung des Kortex (aus Kandel und Schwartz, 1996)....	12
Abbildung 2: Schematische Darstellung zur hierarchischen und parallelen motorischen Steuerung. (nach Kandel und Schwartz, 1996).	14
Abbildung 3: Motorische Regulationskreisläufe zwischen motorischem Kortex, Cerebellum, Thalamus und Striatum.	15
Abbildung 4: Antizipatorische Kontrolle der Griffkraft (nach Johansson, 1994):	
Abbildung 5: Schematische Abbildung der Trackingaufgaben.....	25
Abbildung 6: Versuchsanordnung zur kinetischen Analyse von statischen und dynamischen Griffkräften.	37
Abbildung 7: Bestimmung der Maximalkraft, FG max.....	45
Abbildung 8: schnellstmöglicher isometrischer repetitiver Griffkraftwechsel.....	46
Abbildung 9: Schnellstmögliche isometrische Einzelkontraktion.....	47
Abbildung 10: Visuomotorisches Tracking, Sinustracking	48
Abbildung 11: Visuomotorisches Tracking, Sinustracking	49
Abbildung 12: Visuomotorisches Tracking, Rampentracking.....	50
Abbildung 13: Altersverlauf und Lateralität der maximalen Griffkraft.	56
Abbildung 14: Geschlechtsvergleich der maximalen Griffkräfte.....	56
Abbildung 15: Altersverlauf isometrischer repetitiver Griffkraftwechsel.	60
Abbildung 16: Verhältnis von Kontraktions- zu Relaxationszeit isometrischer repetitiver Griffkraftwechsel.	61
Abbildung 17: homogene Gruppen	62
Abbildung 18: Lateralitätsvergleich der repetitiven isometrischen Griffkraftwechsel ...	65
Abbildung 19: Geschlechtsunterschiede der Zielparameter	67
Abbildung 20: schnellst mögliche isometrische Einzelkontraktion	72
Abbildung 21: Lateralitätsvergleich der schnellsten Einzelkontraktion	75
Abbildung 22: Geschlechtsunterschiede der dominanten Hand.	77
Abbildung 23: RMS des Sinustracking	81
Abbildung 24: RMS im Sinustracking der dominanten Hand	82
Abbildung 25: RMS im Sinustracking der nicht dominanten Hand.....	84
Abbildung 26: Lateralitätsvergleich des RMS im Sinustrackingversuch:	85
Abbildung 27: Geschlechtsvergleich des RMS im Sinustrackingversuch	86
Abbildung 28: RMS der Dominanten Hand	91
Abbildung 29: RMS der Nicht dominanten Hand	93
Abbildung 30: Lateralitätsunterschiede des RMS im Rampentracking	94
Abbildung 31: Geschlechtsunterschiede des RMS im Rampentracking.....	95

7.4 Literaturverzeichnis

- Annett, M. (1970). "The growth of manual preference and speed." British Journal of Psychology **61**: 545-558.
- Ashe, J. (1997). "Force and the motor cortex." Behav Brain Res **87**(2): 255-69.
- Avarello, M., P. Bolsinger, et al. (1988). "Fast repetitive force changes in hemiparetic and cerebellar patients." Eur Arch Psychiatry Neurol Sci **237**: 135-8.
- Ayres, A. J. (1972). "Types of sensory integrative dysfunction among disabled learners." Am J Occup Ther **26**(1): 13-8.
- Blank, R. (2000). Die normale und pathologische Entwicklung elementarer und koordinativer Griffkraftfunktionen im Kleinkindalter. Institut für Soziale Pädiatrie und Jugendmedizin. München, Ludwig-Maximilians-Universität.
- Blank, R., R. Barnert, et al. (1998). Kinetic aspects of grasping and lifting in normal children and children with cerebral palsy at the age of three to six years. 8th International Child Neurology Congress, Ljubljana, Brain and Development.
- Blank, R., Ch. Heck, M. Nitschke, W. Heizer, H. von Voß. (1997). Griffkraftregulation während Bewegungen eines Greifobjekts bei normalen und cerebralparetischen 3- bis 6-jährigen Kindern. Tagung der Deutschen Gesellschaft für EEG und Klinische Neurophysiologie, Freiburg.
- Blank, R., J. Heidebrecht, et al. (1997). Move Computersoftware. München, unveröffentlicht.
- Blank, R., W. Heizer, et al. (1999). "Externally guided control of static grip forces by visual feedback-age and task effects in 3-6-year old children and in adults." Neurosci Lett **271**(1): 41-4.
- Blank, R., W. Heizer, et al. (2000). "Development of externally guided grip force modulation in man." Neurosci Lett **286**(3): 187-90.
- Blank, R., N. Pill (1996). Kinematic analysis of hand movements during drawing in preschool children. 8th European Congress of Clinical Neurophysiology, München, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology.
- Blank R, Breitenbach A, Nitschke M, Heizer W, Letzgus S, Hermsdorfer J. (2001). "Human development of grip force modulation relating to cyclic movement-induced inertial loads." Exp Brain Res **138**(2):193-9.
- Bower, T. G. R. (1974). Aspects of development in infancy. San Franszisco, Freeman, F. R.
- Bowman, O. J. and B. Katz (1984). "Hand strength and prone extension in right-dominant, 6 to 9 year olds." Am J Occup Ther **38**(6): 367-76.

- Brandt, J. (1983). Griffiths-Entwicklungszahlen zur Beurteilung der Entwicklung in den beiden ersten Lebensjahren. Weinheim, Beltz-Verlag.
- Brooks, V. (1984). "The Cerebellum and Adaptive Tuning of Movements." Experimental Brain Research(suppl. 9): 171-183.
- Brown, J., Omar, T., O'Regan, M. (1997). Brain development and the development of tone and movement. Neurophysiology and neuropsychology of motor development. K. Connolly. London, Mac Keith Press, Cambridge University Press. **143/144**: 1-41.
- Carlier, M., A. M. Dumont, et al. (1993). "Hand performance of French children on a finger-tapping test in relation to handedness, sex, and age." Percept Mot Skills **76**: 931-40.
- Conrad, B. and V. B. Brooks (1974). "Effects of dentate cooling on rapid alternating arm movements." Journal of Neurophysiology(37): 792-804.
- Cousins, M. S., C. Corrow, et al. (1998). "Temporal measures of human finger tapping: effects of age." Pharmacol Biochem Behav **59**(2): 445-9.
- Craik, J. K. W. (1966). The mechanisms of human action. The nature of psychology. S. L. Sherwood. Cambridge, Cambridge University Press.
- Dawson, J. L. (1977). "An anthropological perspective on the evolution and lateralization of the brain." Ann N Y Acad Sci(299): 424-447.
- DeLong, M. (2000). The basal ganglia. Principles of neural science. E. Kandel, Schwartz, JH., Jessell, TM. New York, McGraw-Hill: 853-867.
- Denckla, M. (1973). "Development of speed in repetitive and successive finger-movements in normal children." Dev Med Child Neurol **15**: 635-645.
- Denckla, M. B. (1974). "Development of motor co-ordination in normal children." Develop.Med.Child Neurol. **16**: 729-41.
- Dettmers, C., G. R. Fink, et al. (1995). "Relation between cerebral activity and force in the motor areas of the human brain." J Neurophysiol **74**(2): 802-15.
- Dettmers, C., R. N. Lemon, et al. (1996). "Cerebral activation during the exertion of sustained static force in man." Neuroreport **7**(13): 2103-10.
- Eliasson, A. C., H. Forssberg, et al. (1995). "Development of human precision grip. V. anticipatory and triggered grip actions during sudden loading." Exp Brain Res **106**(3): 425-33.
- Eyre, J. A., S. Miller, et al. (1991). "Constancy of central conduction delays during development in man: investigation of motor and somatosensory pathways." J Physiol Lond **434**: 441-52.

- Ferrel, C., C. Bard, et al. (2001). "Coordination in childhood: modifications of visuomotor representations in 6- to 11-year-old children." Exp Brain Res **138**(3): 313-21.
- Fietzek, U. M., F. Heinen, et al. (2000). "Development of the corticospinal system and hand motor function: central conduction times and motor performance tests." Dev Med Child Neurol **42**(4): 220-7.
- Finlayson, M. A. J. (1976). "A behavioral manifestation of the development of interhemispheric transfer of learning in children." Cortex **12**: 290-295.
- Flanagan, J. R., L. S. Jakobson, et al. (1999). "Anticipatory grip adjustments are observed in both goal-directed movements and movement tics in an individual with Tourette's syndrome." Exp Brain Res **128**(1/2): 69-75.
- Flehmgig, H. (1987). Normale Entwicklung des Säuglings und ihre Abweichungen. Stuttgart, Thieme.
- Forssberg, H., A. C. Eliasson, et al. (1991). "Development of human precision grip. I: Basic coordination of force." Exp Brain Res **85**: 451-7.
- Forssberg, H., H. Kinoshita, et al. (1992). "Development of human precision grip. II. Anticipatory control of isometric forces targeted for object's weight." Exp Brain Res **90**: 393-8.
- Freund, H. J. and H. J. Budingen (1978). "The relationship between speed and amplitude of the fastest voluntary contractions of human arm muscles." Exp Brain Res **31**(1): 1-12.
- Gabbard, C., S. Hart, et al. (1993). "Hand preference consistency and fine motor performance in young children." Cortex **29**: 749-53.
- Ghez, C., Krakauer, J. (2000). The organization of movement. Principles of neural science. E. Kandel, Schwartz, JH., Jessell, TM. New York, McGraw-Hill: 653-673.
- Ghez, C., Thach, T. (2000). The cerebellum. Principles of neural science. E. Kandel, Schwartz, JH., Jessell, TM. New York, McGraw-Hill: 832-852.
- Gordon, A. (1992). "Development of Anticipatory Control Mechanisms for Manipulation." Movement Disorders in Children **36**: 130-136.
- Gordon, A. M., H. Forssberg, et al. (1992). "Development of human precision grip. III. Integration of visual size cues during the programming of isometric forces." Exp Brain Res **90**: 399-403.
- Gordon, A. M., H. Forssberg, et al. (1991). "Visual size cues in the programming of manipulative forces during precision grip." Exp Brain Res **83**: 477-82.
- Halaney, M. and J. Carey (1989). "Tracking ability of hemiparetic and healthy subjects." Phys Ther **69**(5): 342-348.

- Hammerton, M. (1989). Tracking. Human Skills. D. H. Holding. Chichester, John Wiley & Sons: 171 - 195.
- Hammond, G., Y. Bolton, et al. (1988). "Hand assymetries in interresponse intervals during rapid repetitive finger tapping." Journal of Motor Behavior **20**(1): 67-71.
- Hatten, M. and N. Heintz (1999). Neurogenesis and migration. Fundamental neuroscience. M. Zigmond, Bloom FE., Landis SC., Roberts, JL., Squire, LR. New York, Academic Press: 451-479.
- Hay, L. (1979). "Spatial-temporal analysis of movements in children: Motor programs versus feedback in the development of reaching." Journal of Motor Behavior **11**: 189-200.
- Heizer, W. (1998). Vergleichende Untersuchung von 3- bis 6- jährigen gesunden Kindern sowie Erwachsenen in einer visuellen Griffkraft-Feedbackaufgabe. Psychologie. München, Ludwig-Maximilians-Universität.
- Hermisdörfer, J. (1993). "Entwicklung eines Meßsystems zur Analyse von Funktionsstörungen der Hand." Entwicklungsgruppe Klinische Neuropsychologie. München: Technische Universität. Dissertation.
- Hermisdörfer, J. (1995). "Störungen der Feinmotorischen Kraftkontrolle nach Hirnschädigung." Experimentelle Psychologie, Tagung 9.-13.4.95 in Bochum: 146
- Hermisdörfer, J. (1996). Betriebsanleitung zum Gerätesystem GHT-K. München, Entwicklungsgruppe Klinische Neuropsychologie.
- Hermisdörfer, J. and N. Mai (1996). "Disturbed grip-force control following cerebral lesions." J Hand Ther **9**(1): 33-40.
- Hermisdörfer, J., N. Mai, et al. (1992). "Evaluation of precision grip using pneumatically controlled loads." J Neurosci Methods **45**: 117-26.
- Hermisdörfer, J., N. Mai, et al. (1996). "Kinematic analysis of movement imitation in apraxia." Brain **119**(Pt 5): 1575-86.
- Ingram, D. A. (1975). "Motor asymmetries in young children." Neuropsychologia **13**: 95 - 102.
- Ito, M. (1970). "Neurophysiological aspects of the cerebellar motor control system." Int J Neurol **7**: 162-176.
- Jeannerod, M., F. Michel, et al. (1984). "The control of hand movements in a case of hemianaesthesia following a parietal lesion." Brain **107**(Pt 3): 899-920.
- Johansson, R. S. (1991). "How is Grasping Modified by Somatosensory Input?" Motor Control: Concepts and Issues: 331-56.

- Johansson, R. S., R. Riso, et al. (1992). "Somatosensory control of precision grip during unpredictable pulling loads. I. Changes in load force amplitude." Exp Brain Res **89**(1): 181-91.
- Johansson, R. S. and G. Westling (1984). "Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects." Exp Brain Res(56): 550-64.
- Jueptner, M., I. H. Jenkins, et al. (1997). "The sensory guidance of movement: a comparison of the cerebellum and basal ganglia." J Neurophysiol **77**(3): 1313-24.
- Kawashima, R., H. Itoh, et al. (1996). "Changes in regional cerebral blood flow during self-paced arm and finger movements. A PET study." Brain Res **716**(1-2): 141-8.
- Kawato, M. and H. Gomi (1992). "A computational model of four regions of the cerebellum based on feedback-error-learning." Biol Cybern **68**: 95-103.
- Kriz, G., J. Hermsdorfer, et al. (1995). "Feedback-based training of grip force control in patients with brain damage." Arch Phys Med Rehabil **76**: 653-9.
- Liu, X., H. A. Ingram, et al. (1999). "Dissociation of 'on-line' and 'off-line' visuomotor control of the arm by focal lesions in the cerebellum and brainstem." Neurosci Lett **264**(1-3): 121-4.
- Mai, N., P. Bolsinger, et al. (1988). "Control of isometric finger force in patients with cerebellar disease." Brain **111**(Pt 5): 973-98.
- Mai, N., H. C. Diener, et al. (1989). "On the role of feedback in maintaining constant grip force in patients with cerebellar disease." Neurosci Lett **99**(3): 340-4.
- Mandell, R. J., D. L. Nelson, et al. (1984). "Differential laterality of hand function in right-handed and left-handed boys." Am J Occup Ther **38**(2): 114-20.
- Mathiowetz, V., D. M. Wiemer, et al. (1986). "Grip and pinch strength: norms for 6- to 19-year-olds." Am J Occup Ther **40**: 705-11.
- Miall, R. C., J. Weir, et al. (1985). "Visuomotor tracking with delayed visual feedback." Neuroscience **16**(3): 511-520.
- Miall, R. C., D. J. Weir, et al. (1987). "Visuo-motor tracking during reversible inactivation of the cerebellum." Exp Brain Res **65**(2): 455-64.
- Miall, R. C., D. J. Weir, et al. (1988). "Planning of movement parameters in a visuomotor tracking task." Behav Brain Res **27**(1): 1-8.
- Michaelis, R. and G. W. Niemann (1999). Entwicklungsneurologie und Neuropädiatrie. Stuttgart, New York, Thieme.
- Michaelis, R., Niemann, G.W. (1999). Entwicklungsneurologie und Neuropädiatrie. Stuttgart, New York, Georg-Thieme-Verlag.

- Miller, V. (2004). Dissertationsschrift in Vorbereitung. Humanmedizin. München.
- Montoye, H. J. and D. E. Lamphiear (1977). "Grip and arm strength in males and females, age 10 to 69." Res Q **48**(1): 109-120.
- Moray, N. (1981). Feedback and the control of skilled behaviour. Human skills. D. H. Holding. Chichester, Wiley: 15.-19.
- Mosanobu, J. (1990). "Effects if variations of force on fractionated reaction time in simple and choice conditions." Percept Mot Skills(71): 595-602.
- Muir, R., Lemon, RN. (1983). "Cortico-spinal neurons with a special role in precision grip." Brain Res **261**: 312-316.
- Müller, F. and J. Dichgans (1994). "Dyscoordination of pinch and lift forces during grasp in patients with cerebellar lesions." Exp Brain Res **101**(3): 485-92.
- Müller, K., B. Ebner, et al. (1994). "Maturation of fastest afferent and efferent central and peripheral pathways: no evidence for a constancy of central conduction delays." Neurosci Lett **166**: 9-12.
- Müller, K., V. Homberg, et al. (1992). "Magneto-electrical stimulation of motor cortex in children with motor disturbances." Electroencephalogr Clin Neurophysiol **85**(2): 86-94.
- Müller, K., V. Hömberg, et al. (1991). "Magnetic stimulation of motor cortex and nerve roots in children. Maturation of cortico-motoneuronal projections." Electroencephalogr Clin Neurophysiol **81**(1): 63-70.
- Neilson, P. and M. Neilson (1995). "Adaptive Optimal Control of Human Tracking." Motor Control and Sensory Motor Integration: Issues and Directions(chapter 5): 97-140.
- Neilson, P. D., M. D. Neilson, et al. (1988). "Internal models and intermittency: a theoretical account of human tracking behaviour." Biol Cybern **58**: 101-112.
- Newman, D. G., J. Pearn, et al. (1984). "Norms for hand grip strength." Arch Dis Child **59**: 453-9.
- Nitschke, M. (2002). "Quantitative Analyse statischer und dynamischer Griffkräfte bei Vorschulkindern; Eine explorative Studie mit 125 Kindern." München: Ludwig-Maximilians-Universität, Dissertation.
- O'Connor, C. (1970). "Day-to-day difference between dominant and nondominant grip strength in preschool children." Percept Mot Skills **30**(2): 676.
- Pearn, J. and K. Bullock (1979). "A portable hand-grip dynamometer." Aust Paediatr J **15**(2): 107-109.
- Peter, K., Wetzel, G., Heiderich, F. (1938). Handbuch der Anatomie des Kindes. München, Verlag J.F. Bergmann.
- Piaget, J. and B. Inhelder (1948). La representation de l'espace chez l'enfant. Paris.

- Porter, R., Lemon, R. (1993). Corticospinal function and voluntary movements. Oxford, Clarendon Press.
- Poulton, E. C., Ed. (1974). Tracking skill and human manual control. New York, Academic Press.
- Poulton, E. C. (1981). Human manual control. Handbook of physiology, The nervous system. J. M. B. V. B. Mountcastle. Bethesda, American Physiological Association. **2**: 1337-1389.
- Rabben, O. (1994). "Sensory Nerve Conduction Studies in Children. Age-Related Changes of Conduction Velocities." Neuropediatrics **26**: 26-32.
- Roucoux, A., C. Culee, et al. (1983). "Development of fixation and pursuit eye movements in human infants." Behav Brain Res **10**(1): 133-9.
- Rouiller, E. (1996). Multiple hand representations in the motor cortical areas. Hand and brain. P. H. AM. Wing, JR. Flanagan. New York, Academic Press: 99-124.
- Salmaso, D. and A. M. Longoni (1983). "Hand preference in an Italian sample." Perc Motor Skills **57**: 1093-1042.
- Sanes, R., Jessell, TM. (2000). The formation and regeneration of synapses. Principles of neural science. E. Kandel, Schwartz, JH., Jessell, TM. New York, McGraw-Hill: 1087-1114.
- Schieber, M. H. and L. S. Hibbard (1993). "How somatotopic is the motor cortex hand area?" Science **261**(5120): 489-92.
- Stephan, K. M., G. R. Fink, et al. (1995). "Functional anatomy of the mental representation of upper extremity movements in healthy subjects." J Neurophysiol **73**(1): 373-86.
- Swanson, A. B., I. B. Matev, et al. (1970). "The strength of the hand." Bull Prosthet Res **10**(14): 145-153.
- Thatcher, R. W., R. A. Walker, et al. (1987). "Human cerebral hemispheres develop at different rates and ages." Science **236**: 1110-1113.
- Touwen, B. C. and H. F. Prechtl (1970). Mechanisms of motor skill development. London, Academic Press.
- Turner, R. S., S. T. Grafton, et al. (1998). "Motor subcircuits mediating the control of movement velocity: A PET study." J Neurophysiol **80**(4): 2162-76.
- Verhaart, W. (1950). "Hypertrophy of pes pedunculi and pyramid as result of degeneration of frontolateral corticofugal fiber tracts." J Comp Neurology **92**: 1-15.

8 Danksagung

Besonderen Dank möchte ich meinem Betreuer und Doktorvater Herrn Oberarzt Priv. Doz. Dr. Rainer Blank für die Begleitung und Hilfestellungen bei der Auswertung und die kritische Durchsicht der Promotionsarbeit aussprechen. Ferner möchte ich Herrn Univ. Prof. Dr. Dr. h.c. Hubertus von Voß für die Überlassung des Promotionsthemas danken.

Aus dem Team der Abteilung Neurophysiologie des Institutes für Soziale Pädiatrie und Jugendmedizin des Kinderzentrums München, danke ich meinen Mitdoktoranden V. Miller und C. Schlick für die gute Zusammenarbeit während der Datenerhebung in Eichenau, den Diplomingenieuren, Herrn Tobias Heizer und Herrn Jan Heidebrecht für die Beratung im Bereich der Informationstechnologie und Herrn Prof. Dr. R. v. Kries für die statistische Beratung.

Besonderer Dank gilt auch Herrn Prof. Dr. P. Heidemann für seine stetige Unterstützung und Motivation.

Schließlich darf ich allen, die mich auf dem Entstehungsweg dieser Arbeit begleitet haben, großen Dank aussprechen.

9 Lebenslauf

Sindichakis Marina

geboren am 29.10.1970
in München

Schulbildung:

1975 St. Martin Grundschule in München
1979 Pestalozzi-Gymnasium in München
1989 Abschluss mit der allgemeinen Hochschulreife

Studium:

Nov. 1989 Beginn des Medizinstudiums an der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Aug. 1993 Medizinische Vorprüfung (Physikum)
Aug. 1994 Erstes Staatsexamen
Aug. 1996 Zweites Staatsexamen
Apr. 1998 Drittes Staatsexamen

Ärztliche Tätigkeit:

01.12.1998 – 31.05.2000 Ärztin im Praktikum in der I. Klinik für Kinder und
Jugendliche, Klinikum Augsburg;
Chefarzt Prof. Dr. Heidemann
01.07.2000 – 31.05.2001 Studienassistentin der multizentrischen Studie zur
Behandlung von malignen Gliomen des
Kindesalters; Studienleiter Dr.med. habil. J.E.A.
Wolff, University of Calgary;
stellvertretende Studienleiterin Dr. A.K. Gnekow,
I. Klinik für Kinder und Jugendliche, Klinikum
Augsburg
Seit 01.06.2000 Assistenzärztin in der I. Klinik für Kinder und
Jugendliche, Klinikum Augsburg
Klinische Schwerpunkte pädiatrische Diabetologie, Endokrinologie

Vorträge und Publikationen:

Vorträge:

57. wissenschaftliche Halbjahrestagung der Gesellschaft für Pädiatrische Onkologie und Hämatologie, Frankfurt, Mai 2001:
Behandlung maligner Gliome des Kindesalters – Zwischenergebnisse der HIT – GBM-Studie.
Monatsschrift Kinderheilkunde: 2001, Band 149, Heft 4

Poster:

Magnetresonanztomographische Veränderungen bei Kindern mit nicht tumorbedingtem Wachstumshormonmangel,
STEPS-Award, München, Oktober 2002

Coautor:

Simultaneous radiochemotherapy in pediatric patients with high-grade glioma: a phase I study.
Anticancer Res. 2002 Nov-Dec;22(6B):3569-72.

Immundysregulation, Polyendokrinopathie, Enteropathie, Autoimmunhepatitis: Das IPEX – Syndrom. Monatschrift Kinderheilkunde: 2003, Band 151, Heft 10.

2 years follow up of children and young adults with type I diabetes mellitus treated with insulin Glargine. Hormone Research, 2003, Volume 60, suppl 2.

Kein Unterschied zwischen konventioneller und intensivierter Insulintherapie bei Kleinkindern unter 6 Jahren mit Diabetes mellitus Typ I. Poster.
39. Jahrestagung der Deutschen Diabetes-Gesellschaft; Diabetes und Stoffwechsel: 2004, Suppl 1, Band 13.