

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik  
der Medizinischen Fakultät  
der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg  
Arbeitsbereich Experimentelle Orthopädie und Leistungsmedizin  
(Leiter: Prof. Dr. med. Dipl.-Math. F. Awiszus)

**„Einfluss der sportlichen Aktivität auf die motorisch-evozierten Potenziale  
des Musculus deltoideus und des Musculus dorsalis interosseus I“**

**D i s s e r t a t i o n**

zur Erlangung des Doktorgrades

Dr. med.

(doctor medicinae)

an der Medizinischen Fakultät  
der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

vorgelegt von ..... Antje Gierz  
aus ..... Greifswald  
Magdeburg .....2010

Für meine Eltern

# Dokumentationsblatt

## Bibliographische Beschreibung

Gierz, Antje:

Einfluss der sportlichen Aktivität auf die motorisch-evozierten Potenziale des Musculus deltoideus und des Musculus dorsalis interosseus I. – 2010. – 62 Bl.: 15 Abb., 12 Tab., 3 Anl.

In der vorliegenden Arbeit wurde der Einfluss unspezifischer sportlicher Aktivität auf die neuromuskuläre Funktion des M. deltoideus (MD) und des M. dorsalis interosseus I (FDI) untersucht. Es ist bis heute nicht geklärt, ob es in Abhängigkeit vom Grad der sportlichen Aktivität zu zentralen Adaptationsvorgängen und somit auch im Motorcortex zu Aktivierungsunterschieden dieser Muskeln kommt. In dieser Studie wurden 22 männliche Probanden einer experimentellen Untersuchung mittels transkranieller Magnetstimulation (TMS) zugeführt. Anhand eines Fragenkatalogs wurde der Grad an sportlicher Aktivität bestimmt und anhand dessen die Probanden in drei Gruppen eingeteilt. Es wurden ausschließlich „schultergesunde“ Probanden mit Rechtshandpräferenz untersucht. Es wurden die Peak-Amplituden der motorisch-evozierten Potenziale (MEP) der untersuchten Muskeln mittels Repeat-Measurement-ANOVAs analysiert.

Die Studie konnte nachweisen, dass es zu einem signifikanten Anstieg der MEP-Amplituden beider Muskeln in Abhängigkeit vom Stimuluslevel und von der muskulären Vorspannung des MD kommt. Es konnten dabei keine Interaktionen zwischen den Gruppen sowie der untersuchten Seite ermittelt werden.

Es konnte in dieser Arbeit gezeigt werden, dass bei „schultergesunden“ Patienten durch sportliche Aktivität keine statistisch signifikanten Veränderungen in den Input-Output-Kurven der beiden untersuchten Muskeln mit der TMS nachweisbar sind.

## Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	I
Abkürzungsverzeichnis.....	III
1 Einleitung.....	1
1.1 Das Schultergelenk.....	1
1.2 Biomechanik der Schulter.....	1
1.3 Schulter-Hand-Koordination.....	3
1.4 Schulterpathologien und zentrale Aktivierungsvariabilitäten.....	3
1.5 Transkranielle Magnetstimulation.....	5
1.5.1 Historischer Überblick.....	5
1.5.2 Technische Grundlagen.....	6
1.5.2.1 Allgemeine technische Grundlagen.....	6
1.5.2.2 Aufbau von Stimulationsgeräten.....	7
1.5.3 Physiologische Grundlagen der Hirnstimulation.....	7
1.5.4 Motorisch-evozierte Potenziale der Arm- und Handmuskeln...8	
1.6 Hypothesen.....	9
2 Material und Methoden.....	10
2.1 Probanden.....	10
2.2 Probandengewinnung.....	11
2.3 Probandenevaluierung.....	12
2.4 Einverständniserklärung.....	12
2.5 Untersuchung mit der TMS.....	13
2.5.1 MEP-Erfassung.....	13
2.6 Protokoll des Experimentes.....	14
2.6.1 Vorbereitungen.....	15
2.6.2 Bestimmung der Ruheschwelle.....	16
2.6.3 MEP-Aufzeichnung in muskulärer Ruhe.....	16
2.6.4 MEP-Aufzeichnung in muskulärer Vorspannung.....	17
2.7 Statistik.....	18
3 Ergebnisse.....	19
3.1 Probandeneigenschaften.....	19
3.2 Ruheschwelle des FDI.....	20

---

3.3 Voraktivitätslevel und MEPs des MD.....	22
3.3.1 Voraktivitätslevel und MEPs des MD in Ruhe.....	22
3.3.2 Voraktivitätslevel und MEPs des MD in Anspannung.....	24
3.3.3 Exemplarischer Vergleich der MD-MEPs zwischen den Aufgaben.....	27
3.4 Voraktivitätslevel und MEPs des FDI.....	28
3.4.1 Voraktivitätslevel und MEPs des FDI in Ruhe.....	28
3.4.2 Voraktivitätslevel und MEPs des FDI in Anspannung.....	30
4 Diskussion.....	33
4.1 Auswahl der Zielmuskeln.....	34
4.2 MEP-Amplitudensteigerung des MD bei dessen Vorspannung.....	34
4.3 Limitationen der Untersuchung.....	35
4.3.1 Probandenpopulation und Handpräferenz.....	35
4.3.2 Einfluss der sportlichen Aktivität auf die Ruheschwelle und die MEP-Amplituden.....	36
4.3.3 Zentrales Aktivierungsdefizit des FDI bei willkürlicher Aktivierung des MD.....	37
4.3.4 Remote-Effekt.....	38
4.3.5 Remote-Effekt versus Surround-Inhibition.....	38
4.4 Kritik der Methode.....	39
4.5 Schlussfolgerung.....	39
5 Zusammenfassung.....	40
6 Literaturverzeichnis.....	42
7 Anhang.....	47
7.1 Aktivitätsscore nach Tegner und Lysholm.....	47
7.2 Erfassungsbogen der sportlichen Aktivität.....	49
7.3 Fragebogen Handpräferenz-WHQ-Score.....	50
8 Danksagung.....	53

## Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ANOVA	analysis of variance
cm	Zentimeter
CS	Constant-Score
d.h.	das heißt
DS	Dash-Score
EMG	Elektromyogramm
et al.	und andere
F	Freiheitsgrad
FDI	Musculus interosseus dorsalis I
ggf.	gegebenenfalls
GH-Gelenk	Glenohumeralgelenk
Hz	Hertz
inkl.	inklusive
kg	Kilogramm
kHz	Kilohertz
mind.	mindestens
max.	maximal
MD	Musculus deltoideus
MEP	motorisch-evozierte Potenziale
OP	Operation
p	Wahrscheinlichkeit
PNS	peripheres Nervensystem
SI	surround-inhibition
sog.	sogenannt
Syn.	Synonym
T0	Tegnergruppe 0
T1	Tegnergruppe 1
T2	Tegnergruppe 2
Tab.	Tabelle
TMS	transkranielle Magnetstimulation
µV	Mikrovolt

u.a.	unter anderem
WHQ-Score	Waterloo Handedness Questionnaire-Score
ZNS	zentrales Nervensystem

# 1 Einleitung

## 1.1 Das Schultergelenk

Das Schultergelenk, auch Glenohumeralgelenk genannt, wird vom Kopf des Oberarmknochens (Caput humeri) und dem Schulterblatt (Scapula) gebildet. Das Gelenk ist vor allem durch seine Muskulatur gesichert und die Bewegungen werden kaum durch knöcherne Strukturen eingeschränkt. Dies macht es zum beweglichsten Kugelgelenk des menschlichen Körpers.

Der kugelförmige Kopf des Humerus steht mit der länglich-oval geformten Gelenkfläche des Schulterblattes, der Cavitas glenoidale, in Verbindung. Diese Gelenkfläche ist kleiner als der Humeruskopf und umschließt ihn nicht vollständig. Durch das Flächenmissverhältnis zwischen Gelenkkopf und -pfanne (4:1) fehlt eine knöcherne Führung. Eine Vergrößerung der Kontaktfläche zwischen beiden Gelenkpartnern wird durch das wenige Millimeter breite faserknorpelige Labrum glenoidale erreicht. Die Gelenkkapsel des Schultergelenkes ist sehr weitläufig und schlaff. Am kaudalen Pol befindet sich bei entspannter Haltung eine etwa ein Zentimeter lange Reservezone, der Recessus axillaris, die so einen enormen Bewegungsumfang erlaubt.

## 1.2 Biomechanik der Schulter

Das Schultergelenk nimmt unter allen anderen Gelenken des menschlichen Körpers durch seine besonderen Anforderungen an Stabilität und Mobilität eine Sonderstellung ein.

Der große Bewegungsradius, den die Hand zum „Begreifen“ erhält, wird durch den Aufbau der Schulter als Gelenkkette und die besondere Beweglichkeit des Glenohumeral(GH-)gelenks gewährleistet. Die Leistung dieser Funktionseinheit wird durch den komplexen Aufbau des Kapsel-Band-Apparats und eine differenzierte neuromuskuläre Steuerung erreicht. Die Mechanik des Schultergelenks ist komplexer als die jedes anderen menschlichen Gelenks, da beständig ein Ausgleich zwischen den Anforderungen von Stabilität und Mobilität gefunden werden muss [21].

Die außerordentliche Zunahme der Beweglichkeit im Schultergelenk wurde entwicklungsgeschichtlich gesehen durch den Aufbau einer fünfgliedrigen Gelenkkette (bestehend aus Sternoklavikulargelenk, Akromioklavikulargelenk, skapulothorakaler Gleitschicht, subakromialem Nebengelenk und GH-Gelenk) erreicht. Auch die Reduktion der Formschlüssigkeit im GH-Gelenk auf ein Minimum trug zur Beweglichkeitszunahme der Schulter bei. Dabei stellt das inferiore GH-Gelenk den wichtigsten Stabilisator dar [11].

Die verbesserte Kraftschlüssigkeit wurde durch Zunahme der Muskelmasse der oberflächlichen Muskelmanschette, bestehend aus den Mm. deltoideus, infrapinatus und subscapularis, erreicht. Die oberflächliche Muskelschicht, auch Bewegungsmanschette genannt, ist sehr kräftig gebaut und ermöglicht vor allem die Bewegungen des Armes in allen Richtungen. Sie umhüllt die gesamte Schulter und die tiefen Muskelschichten sowie die Bänder und Sehnen.

Die tiefe Muskelschicht, die Zentriermanschette oder Rotatorenmanschette, ist unter der oberflächlichen Schicht gelegen. Die breiten Sehnen von M. supraspinatus, M. infrapinatus, M. teres minor, M. subscapularis und das Lig. coracohumerale verwachsen zu einer derben, gerundeten, nach unten offenen Sehnenplatte, die das Schultergelenk kranial, ventral und dorsal einhüllt. Die Rotatorenmanschette liegt im Spatium subacromiale, einer osteofibrösen Loge zwischen Fornix humeri und Caput humeri. Die Rotatorenmanschette ist verantwortlich dafür, dass bei jeder Bewegung der Schulter der Oberarmkopf sehr präzise in seinem Drehzentrum gehalten wird. Nur bei stabilem Drehzentrum vermag die umgebende Schultergürtelmuskulatur problemlos zu funktionieren und Kraft und Präzision zu entfalten.

Diese Konstruktion erlaubt ein Höchstmaß an Beweglichkeit und reduziert den Anschlag des Humerus am Glenoidrand. Andererseits vermindert sich dadurch auch die „intrinsische Stabilität“, was durch eine gut abgestimmte muskuläre Balance ausgeglichen werden muss.

Aus dem Blickwinkel der Biomechanik ist Stabilität in einem kraftschlüssigen Gelenk immer dann gegeben, wenn der Vektor der resultierenden Kraft durch die Pfanne zielt [28].

### **1.3 Schulter-Hand-Koordination**

Die Schulter- und Ellenbogen-Gelenkbeweglichkeit ist von enormer Bedeutung bei der Handmotorik. Diese beiden Gelenke sollten frei beweglich sein, denn sie sind zum Ausführen der einzelnen feinmotorischen Handlungen nötig. Die Schultermuskulatur, insbesondere der M. deltoideus (MD), steht für die groben, weitausläufigen Bewegungen im Raum zur Verfügung. Der M. interosseus dorsalis I (FDI) als Vertreter der Handmuskulatur ist in seinem Bewegungsumfang zwar sehr klein, aber für die Geschicklichkeit und Feinmotorik der Hand essenziell. Es ist also die Aufgabe des Motorkortex, die Gelenke, die an einer Greif- oder Zielbewegung beteiligt sind, so zu koordinieren, dass ein flüssiger Bewegungsablauf entsteht [42].

### **1.4 Schulterpathologien und zentrale Aktivierungsvariabilitäten**

Im klinischen Alltag gibt es ein sehr gemischtes Patientenkontinuum mit den verschiedensten Schulterpathologien. Zu den häufigsten Erkrankungsbildern gehören u.a.:

- Rotatorenmanschettenruptur (degenerativ oder traumatisch)
- Impingement-Syndrom
- Chronisch rezidivierende Schulterinstabilität
- Arthrose im Glenohumeralgelenk

All diese Erkrankungen haben eine gewisse Inaktivität oder Funktionsunfähigkeit der betroffenen Schulter zur Folge. Man weiß, dass die chronisch rezidivierende Schulterinstabilität insbesondere bei jüngeren Patienten eine häufige Komplikation nach traumatischer ventraler Schulterluxation ist [27;37]. Diese führt neben einer Schmerzsymptomatik zu einem deutlichen Verlust der Funktionsfähigkeit des Armes [19;23]. Für das Gleichgewicht von Mobilität und Stabilität im Glenohumeralgelenk sind neben den statischen (passiven) Stabilisatoren insbesondere auch die dynamischen (aktiven) Stabilisatoren wichtig [21]. Neben den Muskeln der Rotatorenmanschette ist die oberflächliche Muskulatur und insbesondere der MD für die aktive Stabilisierung und Kontrolle der komplexen Bewegungsabläufe im Glenohumeralgelenk verantwortlich [4;6;9;26].

Berth et al. konnten eine gestörte zentrale Voraktivierung des MD nach einer Schulterluxation nachweisen. Ein weiteres wichtiges Ergebnis der Studie ist, dass diese zentralen Aktivierungsdefizite sowohl auf der betroffenen als auch auf der nicht-betroffenen Seite auftreten. Die Existenz eines solchen bilateralen Aktivierungsdefizits weist auf direkte zentrale Inhibitionsmechanismen hin. Ziel solcher eher unspezifischer Hemmung der zentralen Muskelaktivierbarkeit mag in einem Schutz des verletzten Gelenkes liegen. Andererseits wären die gezeigten Modulationen der kortikospinalen Erregbarkeit auch im Sinne einer spezifischen Regulierung des muskulären Gleichgewichtes zwischen beiden Schultergelenken interpretierbar [8].

Die mechanische Instabilität im Glenohumeralgelenk führt sehr häufig zu propriozeptiven Defiziten und Veränderungen der neuromuskulären Mechanismen. Myers et al. zeigten letztendlich, dass sich diese beiden Gegebenheiten auch gegenseitig beeinflussen. Sie untersuchten die sensorimotorische Aufgabe des Kapsel-Band-Apparates der Schulter bezüglich der mechanischen Stabilität. In ihrer Studie konnten sie darstellen, dass eine Verletzung der Gelenkkapsel oder des Bandapparates nicht nur die mechanische Stabilität, sondern auch die Propriozeption im ZNS beeinflusst [31].

Ein Trauma führt damit nicht nur zu Veränderungen der Repräsentation im motorischen Kortex, sondern die veränderte Repräsentation führt auch zu Änderungen in der neuromuskulären Ansteuerbarkeit und Funktionsfähigkeit des Gelenkes.

Bei Rotatorenmanschettenrupturen (traumatisch oder degenerativ) gibt es oftmals Patienten, die keinerlei Symptome aufweisen, wohingegen andere deutliche Einschränkungen bemerken. Ursächlich dafür ist eine unterschiedliche Aktivierung der verletzten oder der noch intakten Muskulatur. Asymptomatische Patienten aktivieren vermehrt die noch intakte Muskulatur wie z.B. den M. subscapularis, symptomatische Patienten steuern jedoch weiterhin die geschädigte Muskulatur an. Somit resultiert bei den symptomatischen Patienten daraus eine eingeschränkte Schulterfunktion [25]. Es ist nun anzunehmen, dass eine Schulterpathologie und eine damit verbundene Funktionseinschränkung mit einem geringen Grad an sportlicher Aktivität gleichzusetzen ist und dass dies zu einem zentralen Aktivierungsdefizit führt. Auf der anderen Seite konnten Tyc et al. zeigen, dass die gezielte Oberarmaktivität in Form von professionellem

Volleyballsport und intensives Training zur Expansion der Muskelrepräsentation im primären motorischen Kortex und zur gesteigerten zentralen Aktivierbarkeit führt [46]. Wenn nun sportliche Aktivität zur regionalen Überrepräsentation der trainierten Muskeln führt und diese traumatisch verletzt werden, ist nicht auszuschließen, dass es im Vergleich zu nicht-trainierten Muskeln zu anderen Rückkopplungsprozessen auf die betroffenen Muskeln und deren zentrale Aktivierbarkeit kommt. Es stellt sich jedoch die Frage, ob unspezifische sportliche Aktivität allgemein auch zu spezifischen Veränderungen in den Rückkopplungsmechanismen auf die Schultermuskulatur führt. Wäre diese Theorie zutreffend, hätte das Auswirkungen auf die gewählte Therapie sowie die folgende Rehabilitation und Physiotherapie und es wäre somit notwendig, im klinischen Alltag die sportliche Aktivität präoperativ zu erfassen.

Grundvoraussetzung für diese Hypothese wäre eine bei Sportlern im Vergleich zu Nicht-Sportlern generell veränderte zentralmotorische Aktivierbarkeit der Schultermuskulatur, die sich auch bei „Schultergesunden“ nachweisen lassen müsste.

## **1.5 Transkranielle Magnetstimulation**

Eine etablierte Untersuchungsmethode zur Beurteilung der kortikalen Erregbarkeit von Muskeln stellt die transkranielle Magnetstimulation dar.

### **1.5.1 Historischer Überblick**

Die transkranielle Magnetstimulation (TMS) ist heute eine nicht-invasive Technologie, mit der kortikale Neurone mit Hilfe eines zeitlich variierenden Magnetfeldes nach dem physikalischen Prinzip der Induktion in ihrer Aktivität beeinflusst werden können.

Dies war bei Weitem nicht immer so, denn die ersten Versuche, das Gehirn von Säugetieren zu stimulieren, fanden mit galvanischem Strom unter stärksten Schmerzen statt. Erste transkranielle Magnetstimulationen gelangen dem Arzt und Physiker Jacques-Arsène d'Arsonval Ende des 19. Jahrhunderts am Collège de France in Paris [16]. Er nutzte Starkstromspulen, wie sie in elektrischen Kraftwerken benutzt werden, um sich selbst und seine Probanden zu stimulieren,

und konnte so nachweisen, dass ein sich veränderndes Magnetfeld in menschlichen Geweben einen Stromfluss induziert. Es folgten vor allem in Selbstversuchen durchgeführte Experimente mit sehr großen Spulen, die den Kopf der Probanden oft vollständig umschlossen. Die Probanden sahen lebhafte Phosphene (Magnetophosphene) und erlebten Kreislaufstörungen und Schwindelattacken bis hin zu Bewusstseinsverlusten. Neuere Forschungsergebnisse gehen davon aus, dass die beobachteten Effekte nicht durch die Stimulation des Gehirns, sondern durch direkte Stimulation der Sehnerven und der Retina zustande kamen [20]. Auf Grund technischer Mängel und durch diese Methode verursachter kortikaler Läsionen wurden die minimalen muskulären Effekte verschwiegen [12]. So glaubte die Wissenschaft bis zu den Arbeiten von Fritsch und Hitzig im Jahr 1870, dass das Gehirn elektrisch nicht erregbar sei. Die beiden Berliner Physiologen konnten jedoch an freigelegten Cortices von Haustieren das Gegenteil belegen [18]. An ihre Erkenntnisse anknüpfend stimulierte Hitzig das menschliche Gehirn mit Gleichstrom. Er konnte durch die Positionierung am Hinterkopf unter anderem Schwindelgefühle und einen Nystagmus provozieren. Durch diese überwiegend technische Entwicklung konnte rückblickend betrachtet auch das neuroanatomische Verständnis vorangetrieben werden (Entdeckung des Prinzips der gekreuzten Repräsentation). Alle bis dahin durchgeführten Experimente hatten noch immer einen äußerst schmerzhaften Charakter. Dennoch hielten unter anderem Merton und Morton den Forschungsdrang aufrecht. Sie entwickelten mit Erfolg die Methode des ultrakurzen Hochspannungs-Kondensator-Reizes zur Kortexstimulation an intakter Schädelkalotte [30]. Deren Arbeiten gelten heute als Pionierleistung auf dem Weg zur modernen TMS.

## **1.5.2 Technische Grundlagen**

### **1.5.2.1 Allgemeine technische Grundlagen**

Eine Erregung von Nerven durch elektrische Stimulation basiert auf der Applikation von kurzen Stromimpulsen über Elektroden in das Körpergewebe. Dieser Strom hat ein elektrisches Feld zur Folge, welches eine Depolarisation der Axone bewirken kann [24].

Die Magnetstimulation benutzt einen Umweg über ein magnetisches Feld. Ein zeitveränderliches Magnetfeld erzeugt nach dem Faradayschen Gesetz eine induzierte Spannung. Das Magnetfeld durchdringt nahezu verlustfrei jede Art von biologischem Gewebe. Demzufolge erfolgt die neuronale Depolarisation völlig berührungslos. Die felderzeugende Spule muss folglich nicht die Körperoberfläche berühren. Weiterhin ist das Reizverfahren nahezu schmerzfrei, da keine Elektroden vorhanden sind, die am Ort der Kontaktfläche mit der Haut sehr hohe Stromdichten erzeugen und damit die Schmerzrezeptoren direkt reizen.

### **1.5.2.2 Aufbau von Stimulationsgeräten**

Bei der Magnetstimulation muss die verwendete Stimulationsspule in der Lage sein, ein Magnetfeld schnell auf- und wieder abzubauen.

Die Leistungskreise von Magnetstimulatoren werden als sogenannte elektrische Schwingkreise aufgebaut. Eine Ladeschaltung lädt zunächst den Pulscondensator auf die gewünschte Spannung auf. Die gesamte Pulsenergie befindet sich zu diesem Zeitpunkt vollständig im Pulscondensator. Bei der Pulsauslösung wird über einen Hochleistungsthyristor eine elektrische Verbindung zwischen Condensator und Stimulationsspule hergestellt. Nach diesem Prinzip entsteht der elektrische Schwingkreis, bei dem die Pulsenergie zwischen dem Condensator (als elektrische Feldenergie) und der Stimulationsspule (in Form von magnetischer Feldenergie) hin- und herschwingt.

### **1.5.3 Physiologische Grundlagen der Hirnstimulation**

Die neurophysiologischen Mechanismen der TMS sind im Vergleich zur Elektrostimulation eines peripheren Nervs ungleich komplexer und viele Fragen sind aktuell noch unbeantwortet. Am besten sind die Mechanismen der transkraniellen Neurostimulation für die TMS des primären motorischen Kortex untersucht [2;15]. Selbst wenn eine fokale achtförmige Reizspule verwendet wird, ist die TMS nicht umschrieben genug, um einzelne Neuronenpopulationen selektiv zu stimulieren. Wird die Reizspule tangential auf die Schädeloberfläche aufgesetzt, induziert der Magnetreiz ein relativ homogenes, horizontal ausgerichtetes elektrisches Feld in dem unter der Spule liegenden Kortex. Auf

Grund theoretischer Erwägungen wird angenommen, dass die TMS bevorzugt Aktionspotenziale in solchen Axonen auslöst, die parallel zum induzierten elektrischen Feld verlaufen und einen gebogenen Verlauf haben [39]. Die durch das elektromagnetische Wechselfeld induzierten Aktionspotenziale breiten sich über synaptische Verbindungen im stimulierten Kortex aus und verursachen ein komplexes Muster an exzitatorischen und inhibitorischen postsynaptischen Aktionspotenzialen. Diese indirekten, transsynaptischen Effekte tragen wahrscheinlich wesentlich zur kortikalen Neurostimulation bei [5]. Neben technischen Variablen wie der Reizintensität oder der Reizkonfiguration beeinflussen intrinsische Variablen wie die Ausrichtung der Axone im stimulierten Kortex relativ zur Orientierung des induzierten elektrischen Feldes, der Abstand des zu stimulierenden Kortex von der Schädeloberfläche oder das aktuelle Erregbarkeitsniveau der kortikalen Neurone zum Zeitpunkt der TMS wesentlich die Effizienz der transkraniellen Neurostimulation. Die Auslösung von Aktionspotenzialen in kortikokortikalen oder kortikosubkortikalen Projektionsneuronen führt zur transsynaptischen Ausbreitung der Neurostimulation in mit dem kortikalen Zielareal verbundenen Hirnregionen. Dieser Mechanismus ist vermutlich für funktionelle Netzwerkeffekte der TMS von entscheidender Bedeutung.

#### **1.5.4 Motorisch-evozierte Potenziale der Arm- und Handmuskeln**

Motorisch-evozierte Potenziale (MEPs) von Hand- und Armmuskeln können sowohl nach TMS des primären motorischen Kortex als auch nach Stimulation spinaler Nervenwurzeln oder der peripheren Nerven abgeleitet werden. Hauptziel der Untersuchung in der Routinediagnostik ist die Beurteilung und Quantifizierung der zentralmotorischen Leitungszeit. Darüber hinaus erlaubt die Amplitude des MEP Rückschlüsse auf die Integrität der absteigenden motorischen Bahnen zu Arm und Hand. Die foraminale Stimulation auf Höhe des cervikalen Rückenmarkes erlaubt auch die Beurteilung der Funktionsfähigkeit rückenmarksnaher Abschnitte des peripheren Nervensystems (PNS).

In der klinischen Routinediagnostik werden hauptsächlich Latenz und Amplitude des MEP und nur selten inhibitorische Phänomene wie die kontralaterale kortikale Innervationsstille ausgewertet. Grundsätzlich kann mit der TMS sowohl die

kortikomuskuläre Überleitung zu distalen Zielmuskeln der Hand als auch zu proximalen Armmuskeln der Schulter wie dem M. deltoideus untersucht werden. Die elektromyographische Aktivität, die durch TMS hervorgerufen wird, erlaubt Rückschlüsse auf die kortikale Erregbarkeit der Muskeln [1].

## 1.6 Hypothesen

Die durchgeführte Studie hatte zum Ziel, die Variabilität der zentralen Aktivierbarkeit der Schultermuskulatur in Abhängigkeit von der unspezifischen sportlichen Aktivität zu untersuchen. Es ist bis heute noch nicht geklärt, ob es notwendig ist, die Therapie sowie die OP-Verfahren von Schultererkrankungen und die Rehabilitation der Patienten an die prätraumatische sportliche Aktivität anzupassen. Voraussetzung hierfür wären bereits vor dem Trauma vorhandene nachweisbare Unterschiede in der neuromuskulären Aktivierbarkeit der Schultermuskulatur.

Ebenfalls unklar ist, ob sich die insuffiziente Fazilitierung des MD im Rahmen von operativen Schulterstabilisierungen positiv beeinflussen lässt.

Folgende Hypothesen wurden in der vorliegenden Arbeit überprüft:

- Unspezifische sportliche Aktivität beeinflusst die zentrale Aktivierbarkeit sowie die Ruheschwellen und die MEP-Amplituden des MD und des FDI.
- Für den klinischen Alltag (insbesondere bei Schulterpathologien) ist es sinnvoll, präoperativ den Grad der sportlichen Aktivität in einem eigens dafür entwickelten Score zu erfassen, um daraus den postoperativ erforderlichen Rehabilitations- und Physiotherapieumfang zu planen.

## 2 Material und Methoden

Für die durchgeführte Studie wurden insgesamt 22 männliche Probanden rekrutiert. Diese wurden anhand des Tegnertests (Anhang 7.1) in drei Gruppen eingeteilt (Tab. 1).

Tegnergruppe	Punkte im Tegnertest	Anzahl der Probanden
T0	3	7
T1	4-5	7
T2	6-10	8

Tab. 1: Gruppierung der Probanden

### 2.1 Probanden

Bei den Probanden handelte es sich um 22 männliche Personen im Alter von 20 bis 30 Jahren. Zum Untersuchungszeitraum hatten die Probanden in der Tegnergruppe 0 ein Durchschnittsalter von  $24,1 \pm 2,1$  Jahren, in der Tegnergruppe 1 von  $25,1 \pm 2,2$  Jahren und in der Tegnergruppe 2 von  $23,8 \pm 1,8$  Jahren. Gesamtheitlich betrachtet ergab sich ein Durchschnittsalter von  $24,3 \pm 2,0$  Jahren. Mittels Waterloo Handedness Questionnaire-Score (WHQ-Score) (Anhang 7.3) wurde bei allen die Präferenz für die Benutzung der rechten Hand festgestellt.

Alle Probanden wurden mindestens einmal und maximal fünfmal der experimentellen Untersuchung zugeführt. Im Rahmen der Datenauswertung wurde jeweils der beste Untersuchungstag ausgewählt. Für die experimentelle Untersuchung wurden folgende Einschlusskriterien festgelegt:

1. Männliches Geschlecht
2. Alter zum Untersuchungszeitpunkt zwischen 20 und 30 Jahren
3. Präferenz für die Benutzung der rechten Hand ermittelt durch WHQ-Score
4. Klinisch und anamnestisch keine Vorerkrankungen und Operationen an den Schultern

## 2.2 Probandengewinnung

Alle 22 Probanden wurden durch Aushänge an der Otto-von-Guericke Universitätsklinik Magdeburg oder durch persönliche Kontakte zu Sportvereinen gewonnen. Dabei wurde insbesondere auf die oben genannten Einschlusskriterien ebenso wie auf folgende Ausschlusskriterien geachtet:

1. Epilepsie oder andere hirnorganische Erkrankungen
2. Träger eines Herzschrittmacher
3. Herz-Kreislauf-Erkrankungen
4. Implantierte metallische Gegenstände
5. Omarthrose
6. Rotatorenmanschettendefekte
7. Zustand nach Schulterluxation
8. Impingementsyndrom
9. Persistenz von spontanen Muskelaktivitäten des M. deltoideus während der Untersuchung

Bei allen Probanden wurden jegliche sportliche Aktivitäten detailliert erfasst. Dies wurde anhand eines eigenständig generierten Fragebogens (Anhang 7.2) in Kombination mit dem Tegnescor durchgeföhrt. Der Tegnescor ist nach einem Punktesystem aufgebaut und ermöglicht eine Einteilung zwischen 0 und 10 Punkten. Dabei entsprechen 0 Punkte der Bettlägerigkeit und 10 Punkte einer sportlichen Aktivität auf höchstem Niveau (Wettkampfsport in nationalen oder internationalen Ligen). Die Probanden wurden in drei Tegnergruppen eingeteilt. In der Tegnergruppe 0 befanden sich die 7 Probanden, die keine oder nur gelegentliche sportliche Aktivitäten im Freizeitbereich verrichteten. In die Tegnergruppe 1 wurden ebenfalls 7 Probanden eingruppiert, die mindestens zweimal pro Woche leichten Freizeitsport betrieben (Radfahren oder Joggen). In der Tegnergruppe 2 befanden sich 8 sportlich aktive Probanden, die mindestens fünfmal pro Woche Freizeit- oder Wettkampfsport ausübten. In dieser Gruppe waren auch professionelle und hauptberufliche Sportler, die auf dem Niveau von nationalen Ligen aktiv waren.

### 2.3 Probandenevaluierung

Vor Beginn der experimentellen Untersuchung wurde allen Probanden der gleiche Fragebogenkatalog vorgelegt. Dieser beinhaltete den Dash-Score, den Constant-Score (CS), den WHQ-Score und den selbstgenerierten Fragebogen zur sportlichen Aktivität inkl. Tegner-Score. Aus dem Dash-Score wurden die Beschwerden und auch die Fähigkeiten, bestimmte Tätigkeiten auszuüben, abgeleitet. Zu dessen Berechnung wurde folgende Formel herangezogen:

$$\text{Dash-Score} = \frac{\sum(\text{Frage 1 bis 30}) - 30}{1,2}.$$

Im WHQ-Score wurde die Handpräferenz bestimmt. Anhand von 34 Fragen wurde die dominierende Hand bei der Ausführung von Alltagshandlungen ermittelt. Aus den 34 Antworten wurde die Summe gebildet. Je positiver das Ergebnis war, desto dominierender war die rechte Seite. In der vorliegenden Studie wurden ausschließlich Probanden mit erwiesener Präferenz für die Benutzung der rechten Hand eingeschlossen (WHQ-Score>0).

Im Constant-Score wurden gesundheitliche Einschränkungen erfasst. Dieser Score ist in 5 Bereiche (Schmerzen, Beruf, Freizeit, Arbeitshöhe, Schlaf) und eine separate Kraftmessung unterteilt. Alle 22 Probanden hatten keine relevanten Einschränkungen im täglichen Leben und wurden somit als „schultergesund“ in diese Studie aufgenommen.

Zusätzlich wurde ein selbstgenerierter Fragebogen erstellt, um möglichst genau die sportlichen Aktivitäten zu erfassen. In Kombination mit dem Tegnerscore wurden die 22 Probanden in drei Tegnergruppen eingeteilt (Tab. 1).

### 2.4 Einverständniserklärung

Alle 22 Probanden gaben im Vorfeld der TMS-Untersuchung ihre Einverständniserklärung ab. Die Studie lag der Ethikkommission der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg mit zustimmendem Votum vor. Der Fragenkatalog, die Vorbereitung und Durchführung der Untersuchungstage waren bei allen Probanden identisch.

## 2.5 Untersuchung mit der TMS

Mit Hilfe der TMS konnten wir motorisch-evozierte Potenziale ableiten und deren Peak-Amplituden analysieren und vergleichen. Im Rahmen dieses Experimentes wurden die MEPs des M. deltoideus und des M. interosseus dorsalis I untersucht.

Für unseren standardisierten Untersuchungsablauf verwendeten wir einen High-power 200 Stimulator zum Generieren von monophasischen Stimulationen. Bei der Spulengeometrie entschieden wir uns für die achtförmige Spule (Syn.: Achter- oder Doppelspule), weil so ein klar definiertes und im Vergleich zur Spulengesamtgröße kleines Maximum des elektrischen Feldes erzeugt werden konnte. Zur Probandenvorbereitung zeichneten wir Hilfslinien auf die Kopfhaut um einem unbeabsichtigten Verschieben der Spule entgegenzuwirken. Auf diese Weise wurde gewährleistet, dass die Spule während des gesamten Untersuchungszeitraumes in der optimalen Position gehalten wurde. Zu den Hilfslinien gehörte u.a. die Nasion-Inion-Linie. Die Spule wurde in einem 45° Winkel zu dieser Linie gehalten. Anlehnend an die Studie von Tyc et al. [46] wurde der Kontaktpunkt der beiden Teilspulen auf das Areal der maximal auslösbaren MEP-Amplituden positioniert. Dieses Areal befindet sich 2cm anterior und 3cm lateral des Vertex (dexter und sinister). Die Achterspule wurde so positioniert, dass der induzierte elektrische Fluss eine posterior-anteriore Richtung aufwies (das Griffstück wies nach hinten). Der Stimulator verfügte über ein Remote-control Interface. Mit dieser Anpassungsschaltung war die Kontrolle von Stimuluszeitpunkt und Stimulusstärke möglich.

### 2.5.1 MEP-Erfassung

Die Ableitung und Beurteilung eines motorisch-evozierten Potenzials ist die häufigste Anwendung der TMS [38;40]. Unter MEP wird die elektromyographische Summenantwort eines peripheren Muskels verstanden, die durch die transkranielle Magnetstimulation des primären motorischen Kortex ausgelöst wird [40].

Zur oberflächlichen Ableitung der MEPs der zwei genannten Muskeln wurden Silber/Silberchlorid-Elektroden (3M Red Dot) verwendet. Zunächst wurde die Haut

über den Muskeln mit Ethanol gereinigt. So war eine optimale Kontaktfläche zwischen Haut und Elektrode gesichert und damit wiederum eine möglichst störfreie Ableitung der myographischen Aktivität. Eine differente Elektrode wurde über dem jeweiligen Muskelbauch und die indifferente Elektrode über dem jeweiligen Muskelansatz oder einem ossären Vorsprung in der Nähe des jeweiligen Zielmuskels (Tuberositas deltoideae humeri für den M. deltoideus, proximale Phalanx des Index für den M. dorsalis interosseus I) nach dem Prinzip der belly tendon montage angebracht. Die Erdung mittels Ringelektrode wurde am Oberarm der gemessenen Seite angebracht. Zur Signalverstärkung der oberflächlichen Elektromyogramme (EMGs) verwendeten wir einen konventionellen Elektromyograph (Counterpoint, Dantec, Skovlunde, Denmark) in Kombination mit einem Bandpass-Filter (20Hz-5kHz). Der Verstärkungsfaktor wurde so gewählt, dass das verstärkte MEP-Signal optimal den Aufzeichnungsbereich des Verstärkers und den des Analog-zu-Digital-Umwandlers ausfüllte. Das abgeleitete Signal wurde mittels eines Computers mit einer Analog-Digital-Konversionskarte und einer Abfragerate von 25kHz pro Kanal digitalisiert. Ein sog. Notch-Filter, der ein sehr enges Frequenzband des Biosignals abschwächt, war auf 50Hz eingestellt, um durch Wechselstrom verursachte Störsignale zu unterdrücken.

## 2.6. Protokoll des Experimentes

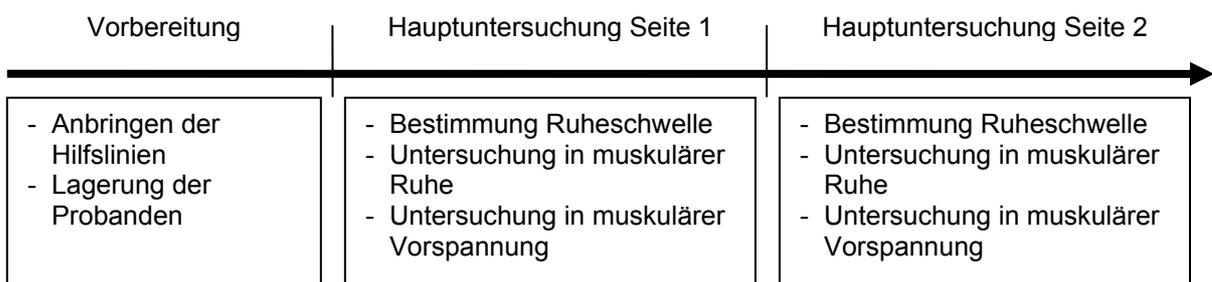


Abb. A: Zeitlicher Ablauf eines Untersuchungstages

### 2.6.1 Vorbereitungen

Zu Beginn eines Untersuchungstages wurden die oben genannten Hilfslinien mit gut sichtbaren Faserstiften auf die Kopfhaut aufgezeichnet. Es wurde bereits in dieser Phase der Untersuchung darauf geachtet, dass eine ruhige Umgebung ohne störende Nebengeräusche oder andere ablenkende Faktoren geschaffen wurde. Somit konnte eine muskuläre Anspannung, die die Ergebnisse verfälschen könnte, minimiert werden. Nach dem Anbringen der Hilfslinien wurden die Probanden auf eine Untersuchungsfläche in Rückenlage positioniert (Abb. B). Diese Position wurde während der gesamten Untersuchungsdauer nicht verändert. Die Probanden erhielten die Aufgabe, während der gesamten Untersuchung die Augen offen zu halten und entspannt ein zweifarbiges Mobile an der Decke zu beobachten. Im Folgenden wurde die Haut über den Zielmuskeln mit Ethanol gereinigt um anschließend die Ableit- und Referenzelektroden zu platzieren. Nach dem Zufallsprinzip wurde die Seite bestimmt, die zuerst gemessen wurde. Dennoch achteten wir darauf, dass mit keiner Seite übermäßig oft begonnen wurde, um eine Konditionierung der Muskeln oder einen Lerneffekt zu vermeiden. Auf diese Weise wurde versucht jeden Untersuchungstag so zu gestalten, als ob es der erste Untersuchungstag wäre und jegliche Verfälschungen der MEPs zu minimieren.

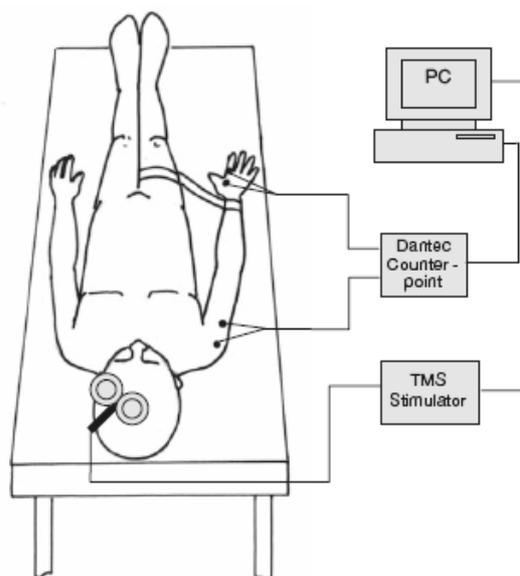


Abb. B: Versuchsaufbau [7]

### **2.6.2 Bestimmung der Ruheschwelle**

Zunächst wurde die Ruheschwelle der beginnenden Seite bestimmt. Dazu wurden max. 15 Stimuli appliziert. Wir arbeiteten nach der Maximum-Likelihood-Schwellenjagd-Methode [3]. Der Vorteil dieser Methode zur Ruheschwellenbestimmung ist, dass man als Untersucher nicht nach einer festgelegten Zahl von Stimuli abbrechen muss, sondern die Genauigkeit der Schwellenschätzung durch weitere Stimuli erhöhen kann. Die Intensität des ersten Stimulus war standardisiert und in der Regel überschwellig. In Abhängigkeit vom ersten MEP wurde vom Computer nun ein Stimulus gesteigerter oder minimierter Intensität generiert. Wenn das MEP relativ stark war, wurde die Intensität des folgenden Stimulus deutlich reduziert. War ein MEP nicht ableitbar, so wurde die Intensität wieder erhöht. Nach diesem Prinzip näherten wir uns schrittweise der wahren Ruheschwelle. Jeder Untersuchungstag begann mit der Bestimmung der Ruheschwelle. Wenn unwillkürliche spontane Muskelvoraktivierungen des M. deltoideus oder des M. dorsalis interosseus I bestanden, wurde die Schwellenbestimmung wiederholt. Waren diese nicht eliminierbar, so wurde die Untersuchung abgebrochen und der Proband wurde zu einem späteren Zeitpunkt erneut gemessen. Bei einer Persistenz muskulärer Voraktivierungen des M. deltoideus oder des M. dorsalis interosseus I wurde der Proband aus der Studie ausgeschlossen.

### **2.6.3 MEP-Aufzeichnung in muskulärer Ruhe**

Nach der Bestimmung der Ruheschwelle wurden die Stimulusintensitäten der Hauptuntersuchung festgelegt. Alle Probanden erhielten während der Hauptuntersuchung je 5 Stimuli in 5 Reizstärken. Ausgangspunkt für die Reizstärken war die zuvor bestimmte Ruheschwelle. Die Reizstärken wurden ausgehend von der zuvor gemessenen Ruheschwelle in 5%-Schritten erhöht, so dass die niedrigste Reizstärke der der Ruheschwelle entsprach und die höchste Reizstärke der der Ruheschwelle plus 20%. Jede der Reizstärken wurde fünfmal in randomisierter Abfolge appliziert. Nicht nur die Abfolge der Stimuli unterschiedlicher Reizstärken, sondern auch die Intervalle zwischen den Stimuli wurden randomisiert (zwischen 5 und 10 Sekunden). Auf diese Weise konnte eine

Erwartungshaltung und damit verbundene muskuläre Voraktivierung verringert werden. Alle 25 MEPs wurden im laboreigenen Computer gespeichert. Für die Auswertung wurde aus den 5 MEPs der 5 Reizstufen der Median gebildet.

#### **2.6.4 MEP-Aufzeichnung in muskulärer Vorspannung**

Analog zum Ablauf in muskulärer Entspannung wurden diese 25 Stimuli unter leichter muskulärer Vorspannung des M. deltoideus in Form von isometrischer Abduktion auf jeder Seite durchgeführt. Das Ausmaß der Vorspannung wurde visuell an der Gegenkraft beobachtet und ggf. durch Aufforderungen an den Probanden, die Anspannung zu erhöhen oder zu vermindern, angepasst. Es wurde darauf geachtet, dass die Ruheschwellen zwischen den Untersuchungstagen nicht mehr als 10% ( $\pm 5\%$  von der Ruheschwelle) differierten. Wenn die Differenz der Ruheschwellen mehr als 10% betrug, wurde auch dieser Untersuchungstag abgebrochen oder nicht in die Auswertung der Daten einbezogen.

## 2.7 Statistik

Um die Peak-Amplituden der MEPs zu vergleichen wurde eine multifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung durchgeführt. Dafür wurden folgende Innersubjektfaktoren festgelegt:

Innersubjektfaktor	Anzahl der Stufen	Stufenbezeichnung
Muskel	2	M. deltoideus
		M. dorsalis interosseus I
Stimuluslevel	5	Ruheschwelle
		Ruheschwelle + 5% Reizstärke
		Ruheschwelle + 10% Reizstärke
		Ruheschwelle + 15% Reizstärke
		Ruheschwelle + 20% Reizstärke
Aufgabe	2	ohne muskuläre Vorspannung
		mit muskulärer Vorspannung
Seite	2	links
		rechts

Tab. 2: Stufen der Innersubjektfaktoren

Als Zwischensubjektfaktor wurde die Tegnergruppe mit drei Stufen (Tegnergruppe 0, Tegnergruppe 1, Tegnergruppe 2) definiert. Zur statistischen Datenanalyse wurden die individuellen Daten (Größe, Gewicht, Alter, Händigkeit und Constant-Score-Ergebnis) mittels deskriptiver Statistik untersucht. Zur Analyse der Zwischensubjekteffekte wurde eine analysis of variance (ANOVA) angewendet. Für die Berechnungen wurde die statistische Software SPSS (Version 15.0) verwendet. Für die Auswertung wurde stets ein Signifikanzlevel von  $p < 0,05$  angenommen.

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Probandeneigenschaften

In der vorliegenden Untersuchung wurden Größe (in cm), Gewicht (in kg), Alter (in Jahren), Handpräferenz (WHQ-Score) und Constant-Score (in Punkten) jedes einzelnen Probanden erhoben. Tabelle 3 und die Abbildungen (Abb. C, Abb. D) geben eine Übersicht der Daten (Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichungen) wieder. Diese Daten sind für die drei Tegnergruppen aufgeschlüsselt.

Tegnergruppe	Größe (in cm)	Gewicht (in kg)	Alter (in Jahren)	Handpräferenz (WHQ-Punkte)	Constant-Score (Punkte)
T0	182,57 $\pm$ 4,89	78,43 $\pm$ 6,08	24,10 $\pm$ 2,08	45,14 $\pm$ 10,85	95,86 $\pm$ 5,27
T1	183,29 $\pm$ 5,41	78,29 $\pm$ 4,61	25,12 $\pm$ 2,16	48,86 $\pm$ 9,84	96,43 $\pm$ 3,69
T2	183,13 $\pm$ 7,72	82,25 $\pm$ 7,85	23,78 $\pm$ 1,86	45,13 $\pm$ 8,34	99,38 $\pm$ 1,41

Tab. 3: Probandeneigenschaften  
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

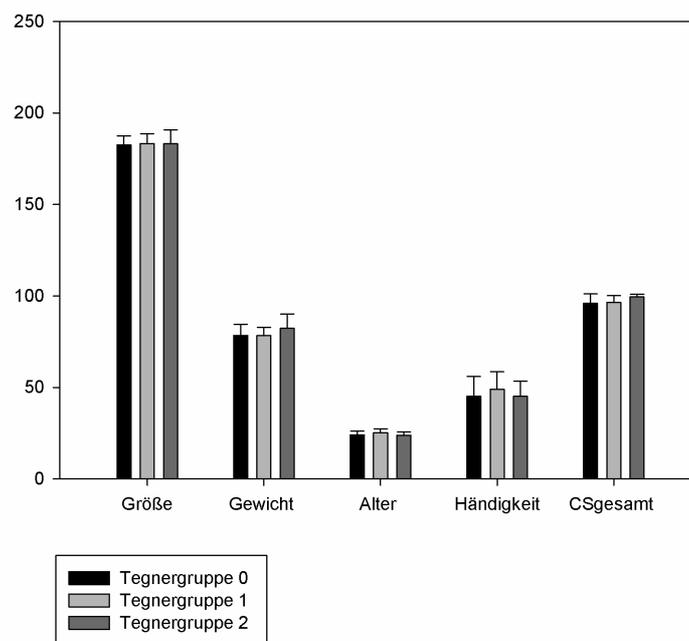


Abb. C: Probandeneigenschaften  
Größe in cm; Gewicht in kg; Alter in Jahren; Handpräferenz nach WHQ-Score in Punkten, Constant-Score in Punkten  
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

Die angegebenen Zwischensubjekteffekte wurden mittels einer ANOVA untersucht. Es wurden keine signifikanten Unterschiede festgestellt (Größe:  $F=0,03$ ,  $p=0,975$ ; Gewicht:  $F=0,94$ ,  $p=0,408$ ; Alter:  $F=0,87$ ,  $p=0,435$ ; Handpräferenz:  $F=0,35$ ,  $p=0,706$ ; CS:  $F=2,97$ ,  $p=0,167$ ). Für die Probanden der einzelnen Gruppen konnten vergleichbare Voraussetzungen und Eigenschaften angenommen werden. Somit hatten sich 22 Probanden für die Teilnahme an der Studie qualifiziert.

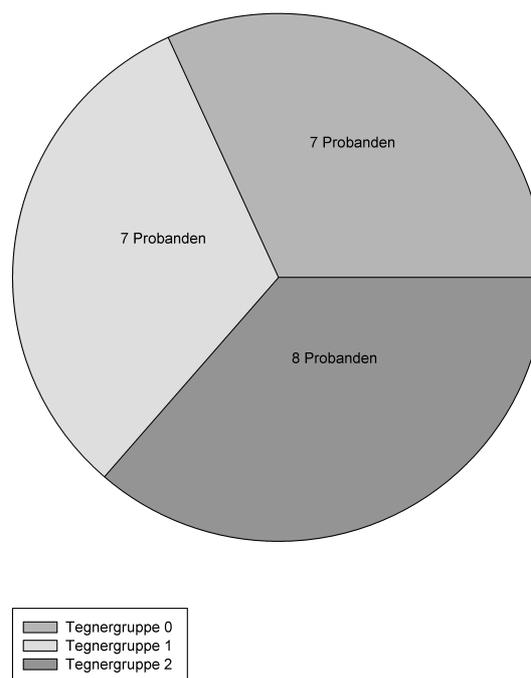


Abb. D: Verteilung der Probanden auf die Tegnergruppen

### 3.2 Ruheschwelle des FDI

Zu Beginn eines jeden Untersuchungstages wurde die Ruheschwelle des FDI beidseits bestimmt. Tabelle 4 schlüsselt die erhobenen Daten nach Tegnergruppe und Seite auf. Die Stimulusstärke, die als Ruheschwelle bestimmt wurde, ist in Mittelwert und Standardabweichung dargestellt.

Tegnergruppe	Stimulusstärke in % links	Stimulusstärke in % rechts
T0	46,43 ± 6,16	49,00 ± 10,30
T1	40,86 ± 7,17	45,14 ± 11,00
T2	40,75 ± 9,35	41,00 ± 6,55

Tab. 4: FDI-Ruhschwellen der Tegnergruppen  
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

Die ermittelten Ruhschwellen wurden auf signifikante Unterschiede untersucht. Es konnten keine Seiten- oder Seiten-Gruppen-Interaktionen mit signifikanten Unterschieden gefunden werden (Seite:  $F=1,35$ ,  $p=0,26$ ; Seite-Gruppe:  $F=0,34$ ,  $p=0,72$ ). Jedoch kann eine Tendenz zu niedrigeren Ruhschwellen des FDI mit steigender sportlicher Aktivität beobachtet werden. Diese Tendenz zeigt sich in der Abbildung E.

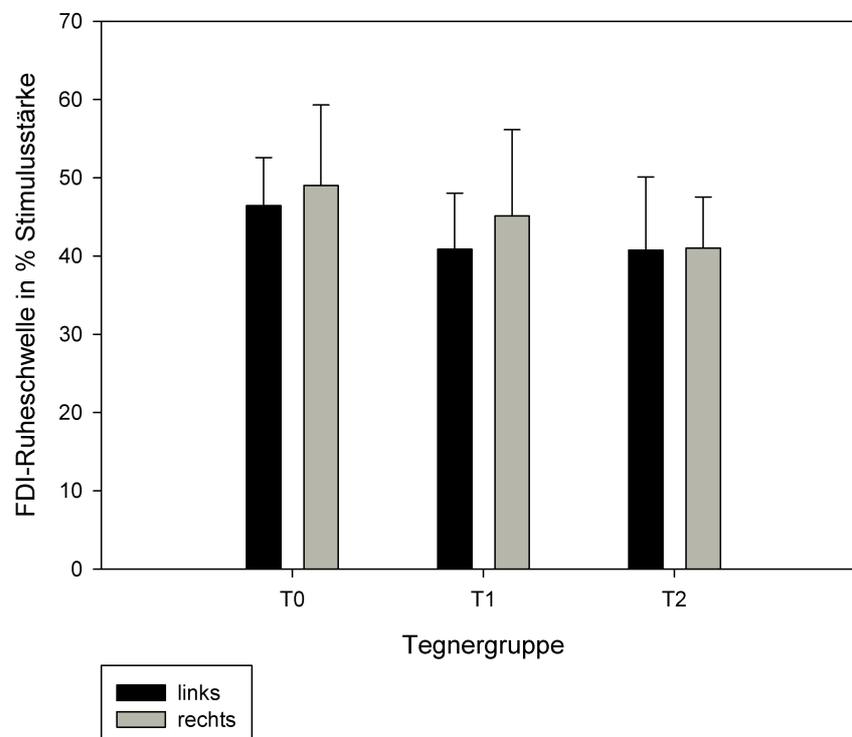


Abb. E: FDI-Ruhschwellen der Tegnergruppen  
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

### 3.3 Voraktivitätslevel und MEPs des MD

#### 3.3.1 Voraktivitätslevel und MEPs des MD in Ruhe

In der experimentellen Phase der Studie wurden die beiden Muskeln MD und FDI in Hinblick auf die muskulären Voraktivitäten und MEPs unter den beiden Aufgabenstellungen untersucht. Folgende Tabellen und Grafiken stellen die Messergebnisse des MD im Überblick mit jeweiligen Mittelwerten und Standardabweichungen dar.

Tegnergruppe	Seite	Stimulus-level 1	Stimulus-level 2	Stimulus-level 3	Stimulus-level 4	Stimulus-level 5
T0	Links	5,00 ± 3,15	4,85 ± 3,24	5,33 ± 2,84	5,04 ± 3,18	5,09 ± 3,17
T1		3,10 ± 0,62	3,10 ± 0,71	3,10 ± 0,81	3,10 ± 0,73	3,55 ± 1,06
T2		3,69 ± 1,96	3,03 ± 0,48	3,19 ± 0,58	3,06 ± 0,45	3,02 ± 0,47
T0	Rechts	3,55 ± 1,13	3,63 ± 1,07	3,57 ± 1,14	3,72 ± 1,28	3,68 ± 1,14
T1		3,59 ± 1,34	3,77 ± 1,56	3,85 ± 1,88	3,75 ± 1,62	3,94 ± 2,04
T2		3,31 ± 1,03	2,87 ± 0,39	2,85 ± 0,45	2,88 ± 0,40	2,93 ± 0,43

Tab. 5: Voraktivität des MD in Ruhe, Einheit:  $\mu\text{V}$   
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

Tegnergruppe	Seite	Stimulus-level 1	Stimulus-level 2	Stimulus-level 3	Stimulus-level 4	Stimulus-level 5
T0	Links	19,15 ± 16,21	28,05 ± 26,99	32,19 ± 33,82	48,27 ± 53,66	64,18 ± 33,58
T1		10,27 ± 2,25	12,42 ± 8,95	21,91 ± 16,17	56,95 ± 50,13	126,84 ± 123,70
T2		9,88 ± 1,66	9,97 ± 1,35	17,34 ± 14,36	31,50 ± 24,97	61,51 ± 47,26
T0	Rechts	15,05 ± 10,79	18,46 ± 14,40	40,07 ± 57,82	46,50 ± 43,79	73,42 ± 74,75
T1		13,38 ± 6,32	16,67 ± 8,23	31,22 ± 32,86	64,67 ± 57,50	82,19 ± 35,89
T2		9,81 ± 1,17	15,33 ± 10,87	20,66 ± 19,54	20,19 ± 9,76	38,90 ± 28,98

Tab. 6: MEPs des MD in Ruhe, Einheit:  $\mu\text{V}$   
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

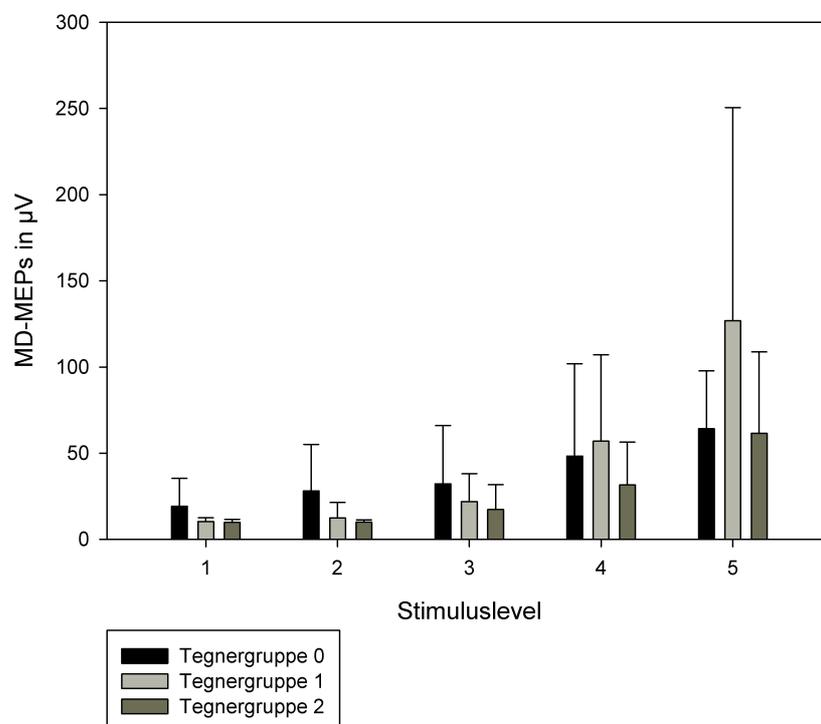


Abb. F: MEPs des MD in Ruhe, Seite: links  
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

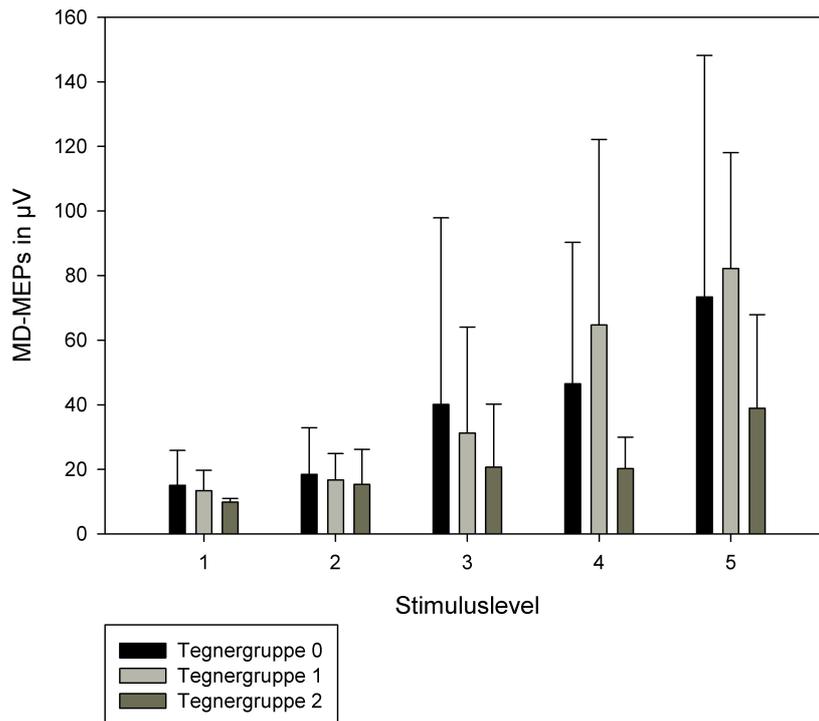


Abb. G: MEPs des MD in Ruhe, Seite: rechts  
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

Die Tabellen (Tab. 5, Tab. 6) und Abbildungen (Abb. F, Abb. G) zeigen einen signifikanten Anstieg der MEP-Amplituden des MD in Abhängigkeit vom Stimuluslevel ( $F=36,36$ ,  $p \leq 0,001$ ) bei zu vernachlässigenden muskulären Voraktivitäten. Vorab wurde ein maximaler Grenzwert der muskulären Voraktivität von  $10\mu\text{V}$  festgelegt. Diese signifikanten Ergebnisse konnten in allen drei Tegnergruppen nachgewiesen werden. Die untersuchten Seiten hatten dabei keinen Einfluss, denn es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Seiten und den drei Gruppen festgestellt werden ( $F=0,01$ ,  $p=0,99$ ).

### 3.3.2 Voraktivitätslevel und MEPs des MD in Anspannung

Nach Studienprotokoll wurden im Anschluss die MEPs in leichter muskulärer Anspannung erhoben. Es wurde eine nahezu konstante muskuläre Voraktivität von über  $30\mu\text{V}$  mittels isometrischer Abduktion des MD erreicht. Folgende Tabellen und Abbildungen stellen die erhobenen Daten in Mittelwerten und Standardabweichungen dar. Analog zu den Messergebnissen in muskulärer Ruhe konnte ebenfalls ein signifikanter Anstieg der MEP-Amplituden mit steigendem Stimuluslevel nachgewiesen werden ( $F=27,95$ ,  $p \leq 0,001$ ). Auch hier zeigten sich

keine signifikanten Seiten- oder Seiten-Gruppen-Interaktionen (Seite:  $F=1,33$ ,  $p=0,27$ ; Seite-Gruppen:  $F=0,39$ ,  $p=0,78$ ).

Tegnergruppe	Seite	Stimulus-level 1	Stimulus-level 2	Stimulus-level 3	Stimulus-level 4	Stimulus-level 5
T0	Links	43,64 ± 36,23	49,18 ± 46,06	43,83 ± 37,22	46,24 ± 41,34	48,13 ± 41,94
T1		82,34 ± 26,37	83,36 ± 30,89	83,45 ± 35,29	78,73 ± 25,57	85,06 ± 27,93
T2		64,71 ± 52,12	57,44 ± 42,93	60,28 ± 52,57	61,23 ± 54,60	61,53 ± 52,81
T0	Rechts	30,57 ± 14,35	37,91 ± 20,69	36,79 ± 21,82	39,11 ± 23,83	36,19 ± 20,69
T1		63,59 ± 26,19	59,55 ± 19,24	69,79 ± 25,03	61,73 ± 26,94	61,44 ± 11,64
T2		60,86 ± 23,41	56,47 ± 22,07	59,82 ± 21,18	58,83 ± 18,53	66,93 ± 30,19

Tab. 7: Voraktivität des MD in Anspannung, Einheit:  $\mu V$   
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

Tegnergruppe	Seite	Stimulus-level 1	Stimulus-level 2	Stimulus-level 3	Stimulus-level 4	Stimulus-level 5
T0	Links	434,46 ± 429,91	623,10 ± 638,75	721,44 ± 634,27	1063,76 ± 867,51	1303,49 ± 1072,53
T1		679,94 ± 446,09	675,41 ± 407,63	857,32 ± 546,44	1119,21 ± 677,72	1263,23 ± 539,30
T2		297,51 ± 217,31	409,01 ± 313,24	637,25 ± 579,42	857,71 ± 766,14	1230,51 ± 1007,70
T0	Rechts	398,15 ± 275,15	685,46 ± 327,38	862,06 ± 451,40	1231,98 ± 952,16	1540,79 ± 1069,07
T1		455,14 ± 322,46	813,11 ± 754,52	1162,48 ± 601,34	1420,92 ± 1217,96	1509,39 ± 1042,85
T2		448,16 ± 218,12	423,97 ± 239,41	793,67 ± 588,77	1140,03 ± 909,88	1393,88 ± 751,99

Tab. 8: MEPs des MD in Anspannung, Einheit:  $\mu V$   
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

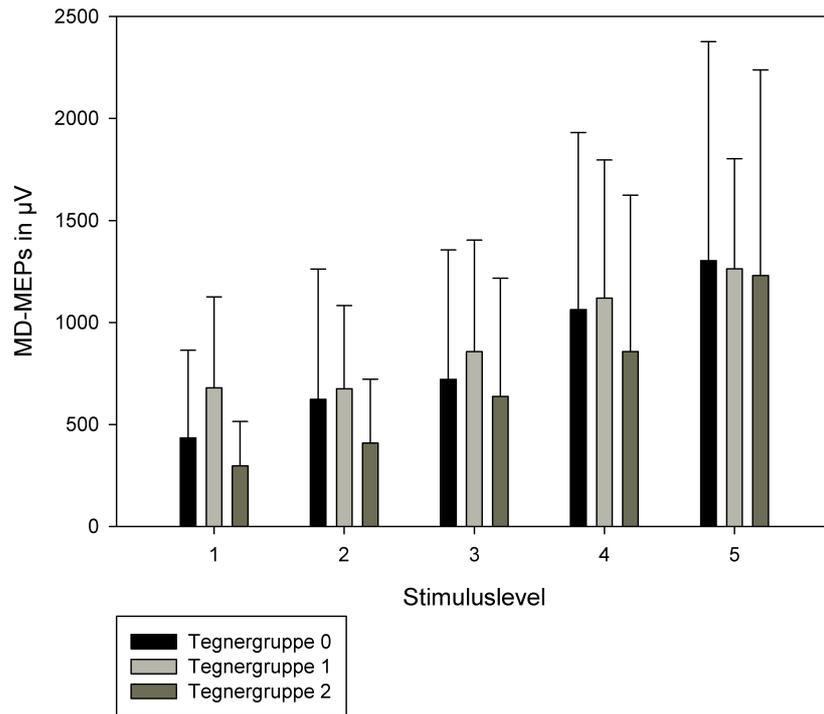


Abb. H: MEPs des MD in Anspannung, Seite: links  
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

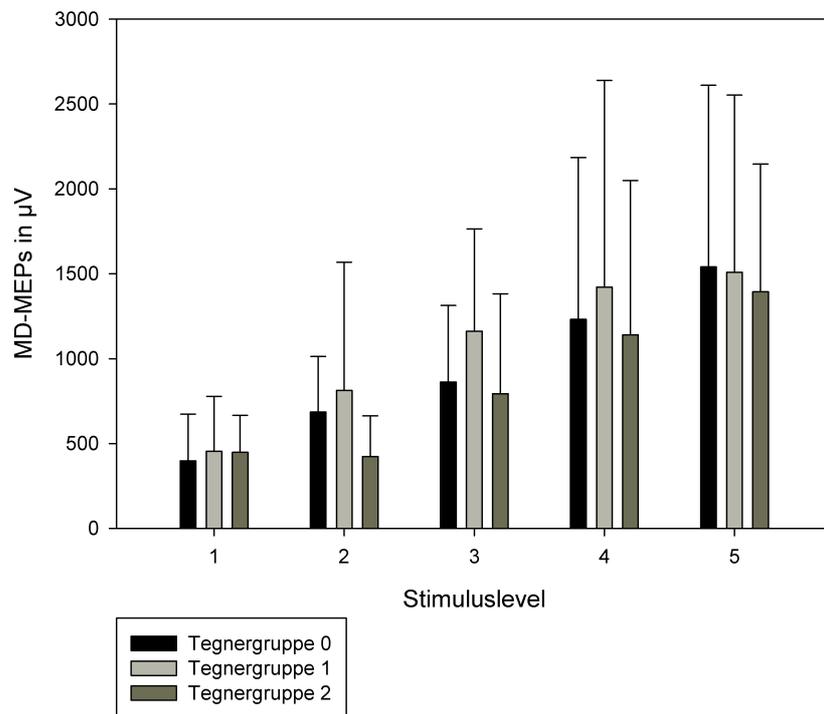


Abb. I: MEPs des MD in Anspannung, Seite: rechts  
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

### 3.3.3 Exemplarischer Vergleich der MD-MEPs zwischen den Aufgaben

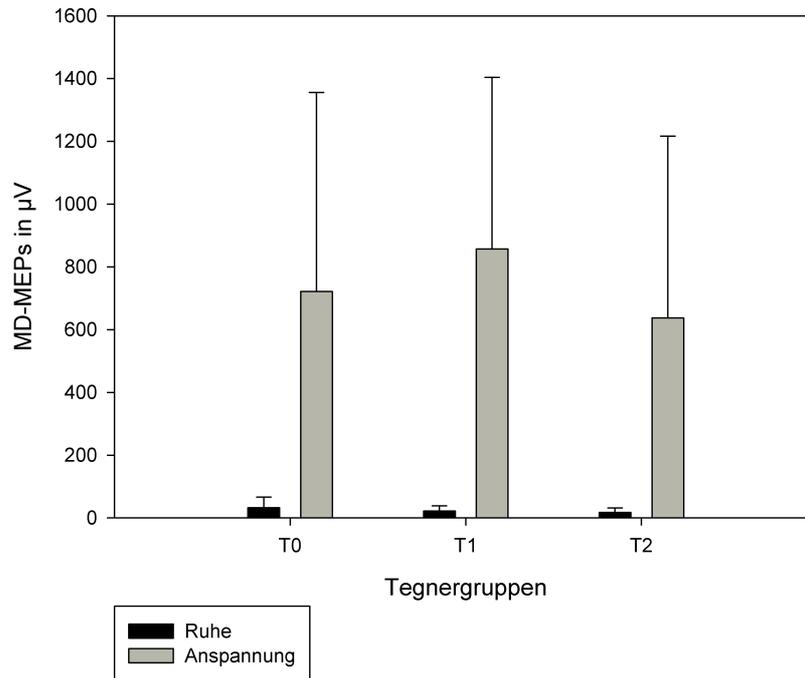


Abb. J: Exemplarischer Vergleich der MD-MEPs in Ruhe und in Anspannung, Seite: links, Stimuluslevel: 3  
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

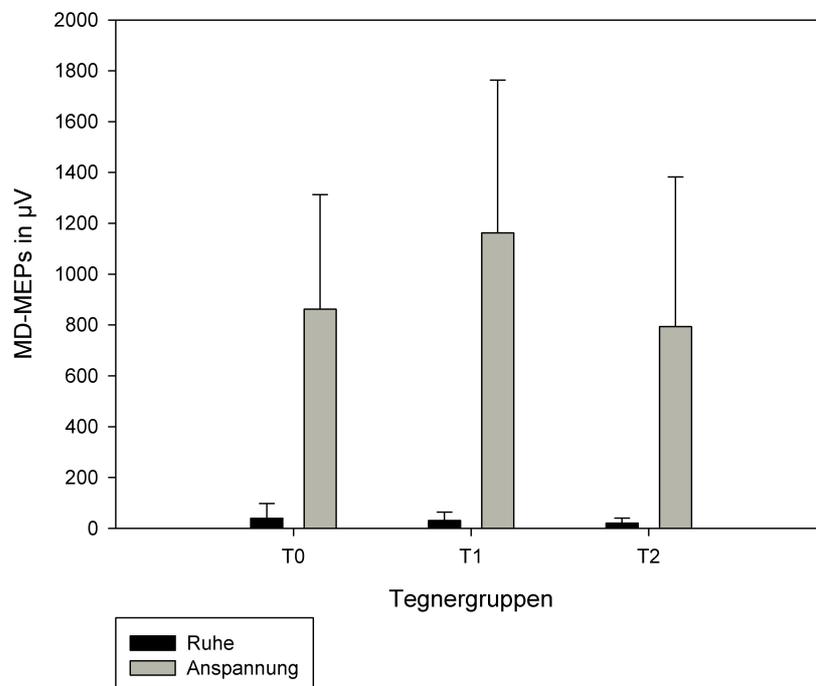


Abb. K: Exemplarischer Vergleich der MD-MEPs in Ruhe und in Anspannung, Seite: rechts, Stimuluslevel: 3  
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

Die Abbildungen (Abb. J, Abb. K) verdeutlichen den Anstieg der Peak-Amplituden zwischen den beiden Aufgaben. Zur graphischen Darstellung wurde das Stimuluslevel 3 ausgewählt. Daraus geht eindeutig hervor, dass sich die Amplituden unter isometrischer Vorspannung des MD um ein Vielfaches potenziert haben.

### 3.4 Voraktivitätslevel und MEPs des FDI

#### 3.4.1 Voraktivitätslevel und MEPs des FDI in Ruhe

Folgende Tabellen (Tab. 9, Tab. 10) und Abbildungen (Abb. L, Abb. M) stellen die muskulären Voraktivitäten des FDI und die Peak-Amplituden des FDI in Mittelwerten und Standardabweichungen dar.

Die Daten wurden für jedes Stimuluslevel und für jede Tegnergruppe erhoben. Auch hier wurde ein maximaler Grenzwert von 10 $\mu$ V für die Voraktivitäten festgelegt.

Tegnergruppe	Seite	Stimuluslevel 1	Stimuluslevel 2	Stimuluslevel 3	Stimuluslevel 4	Stimuluslevel 5
T0	Links	4,59 ± 2,36	4,66 ± 2,46	4,72 ± 2,46	4,72 ± 2,38	4,63 ± 2,39
T1		3,28 ± 0,66	3,24 ± 0,69	3,39 ± 0,69	3,34 ± 0,68	3,29 ± 0,71
T2		4,75 ± 2,05	5,18 ± 2,44	4,72 ± 2,28	4,93 ± 2,64	4,94 ± 2,46
T0	Rechts	4,14 ± 0,96	4,17 ± 0,92	4,36 ± 0,97	4,37 ± 1,32	4,27 ± 1,02
T1		4,73 ± 2,99	4,82 ± 2,46	4,92 ± 2,57	4,79 ± 3,10	4,93 ± 3,03
T2		4,17 ± 1,29	4,11 ± 1,17	4,11 ± 1,17	4,15 ± 1,25	4,09 ± 1,16

Tab. 9: Voraktivität des FDI in Ruhe, Einheit:  $\mu$ V  
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

Tegnergruppe	Seite	Stimulus-level 1	Stimulus-level 2	Stimulus-level 3	Stimulus-level 4	Stimulus-level 5
T0	Links	81,83 ± 96,28	242,99 ± 164,42	871,40 ± 488,53	1445,85 ± 1193,17	1815,52 ± 1176,09
T1		95,57 ± 146,44	586,46 ± 609,81	1444,09 ± 1382,15	1729,97 ± 1317,05	1927,62 ± 1342,21
T2		226,63 ± 480,67	707,29 ± 615,21	1549,07 ± 775,31	2785,11 ± 1466,02	3212,21 ± 1542,26
T0	Rechts	263,75 ± 317,16	439,94 ± 512,75	964,54 ± 828,41	1197,22 ± 751,51	1872,33 ± 872,75
T1		141,47 ± 217,96	464,25 ± 538,72	1177,96 ± 911,37	1736,31 ± 1061,24	1852,78 ± 1241,36
T2		126,64 ± 234,39	480,12 ± 617,94	1141,51 ± 989,09	1582,50 ± 905,89	2560,12 ± 1366,19

Tab. 10: MEPs des FDI in Ruhe, Einheit:  $\mu\text{V}$   
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

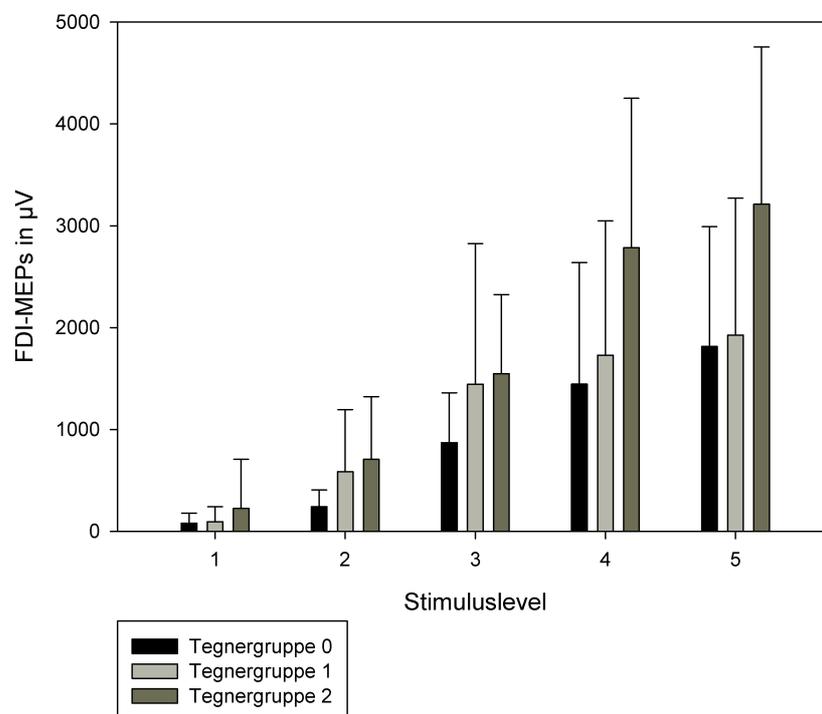


Abb. L: MEPs des FDI in Ruhe, Seite: links  
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

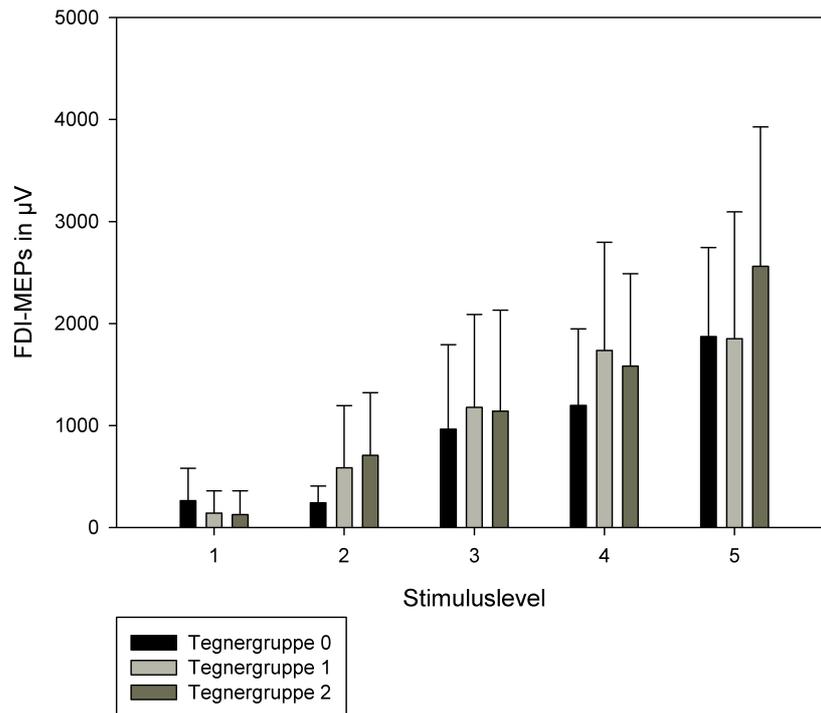


Abb. M: MEPs des FDI in Ruhe, Seite: rechts  
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

Tabelle 10 und die Abbildungen L und M zeigen einen signifikanten Anstieg der MEP-Amplituden des FDI bei steigender Stimulusstärke ( $F=64,68$ ,  $p \leq 0,001$ ). Der vorab bestimmte maximale Grenzwert der muskulären Voraktivität von  $10\mu V$  wurde nicht überschritten. Die signifikanten MEP-Amplitudensteigerungen unterschieden sich in den Tegnergruppen nicht ( $F=2,27$ ,  $p=0,12$ ). Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Seiten ( $F=1,05$ ,  $p=0,32$ ) sowie zwischen den beiden Seiten und den drei Gruppen ( $F=1,53$ ,  $p=0,24$ ) festgestellt werden.

### 3.4.2 Voraktivitätslevel und MEPs des FDI in Anspannung

Die folgenden Tabellen (Tab. 11, Tab. 12) stellen die Voraktivität und MEPs des FDI in muskulärer Anspannung in Mittelwerten und Standardabweichungen dar. Es konnte ein signifikanter Unterschied der FDI-MEPs zwischen den beiden Aufgaben gezeigt werden ( $F=6,03$ ,  $p \leq 0,05$ ). Auch hier wurde keine Seiteninteraktion gefunden ( $F=0,67$ ,  $p=0,43$ ). Es gab keine Gruppenunterschiede in Hinblick auf die Peak-Amplituden bei steigendem Stimuluslevel ( $F=2,27$ ,  $p=0,12$ ). Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in der Aufgaben-

Gruppen-Interaktion ( $F=0,34$ ,  $p=0,72$ ). Ebenso gab es keine signifikanten Interaktionen zwischen Seite und Gruppe ( $F=0,16$ ,  $p=0,86$ ).

Tegnergruppe	Seite	Stimulus-level 1	Stimulus-level 2	Stimulus-level 3	Stimulus-level 4	Stimulus-level 5
T0	Links	6,25 ± 2,21	6,74 ± 2,79	6,45 ± 2,65	6,82 ± 3,11	6,31 ± 2,49
T1		5,22 ± 1,96	4,73 ± 1,47	4,87 ± 1,86	5,72 ± 2,89	4,84 ± 2,08
T2		5,68 ± 1,45	7,42 ± 3,53	5,80 ± 2,17	5,73 ± 2,28	5,78 ± 2,25
T0	Rechts	4,94 ± 1,72	4,81 ± 1,52	5,15 ± 1,57	4,97 ± 1,64	5,17 ± 2,48
T1		5,08 ± 2,12	4,79 ± 1,93	4,87 ± 2,07	4,95 ± 1,95	4,85 ± 1,73
T2		7,56 ± 6,21	7,97 ± 6,52	7,86 ± 5,25	7,02 ± 4,88	8,29 ± 5,35

Tab. 11: Voraktivität des FDI in Anspannung, Einheit:  $\mu\text{V}$   
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

Tegnergruppe	Seite	Stimulus-level 1	Stimulus-level 2	Stimulus-level 3	Stimulus-level 4	Stimulus-level 5
T0	Links	137,02 ± 234,98	235,04 ± 364,68	537,38 ± 671,89	911,50 ± 762,77	1184,18 ± 858,57
T1		117,43 ± 134,99	294,74 ± 488,56	1038,91 ± 901,40	1675,05 ± 1047,61	1961,20 ± 1520,32
T2		104,59 ± 61,73	497,71 ± 434,47	1167,24 ± 775,97	2159,21 ± 907,76	2973,47 ± 1384,07
T0	Rechts	137,91 ± 144,10	337,28 ± 422,26	617,39 ± 555,48	1169,81 ± 1068,42	1297,31 ± 823,18
T1		169,14 ± 219,01	539,65 ± 612,62	919,63 ± 618,55	1441,34 ± 868,92	1945,15 ± 1139,92
T2		88,94 ± 83,49	506,81 ± 630,33	1011,42 ± 777,01	1654,26 ± 1185,99	2191,68 ± 937,58

Tab. 12: MEPs des FDI in Anspannung, Einheit:  $\mu\text{V}$   
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

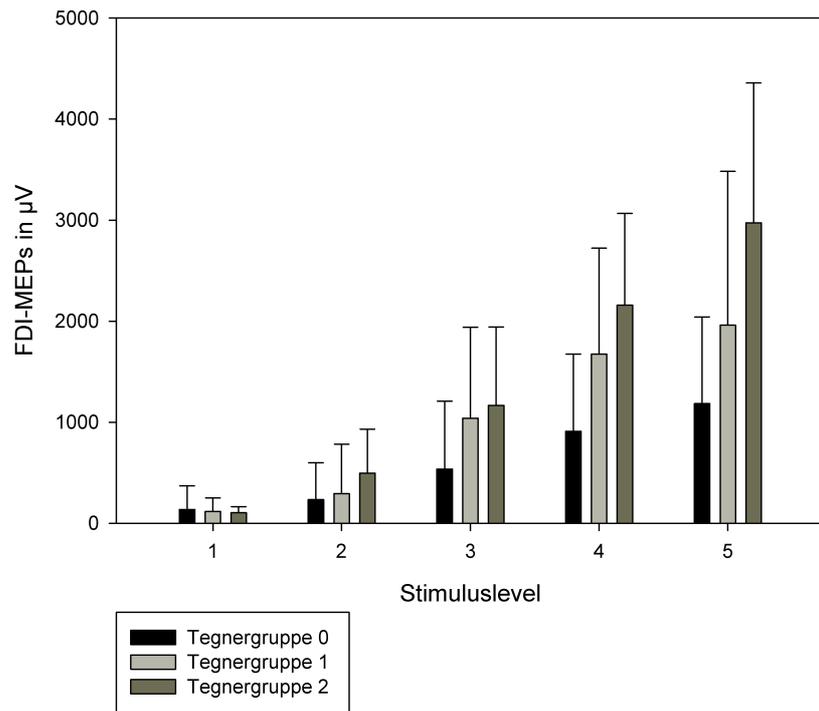


Abb. N: MEPs des FDI in Anspannung, Seite: links  
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

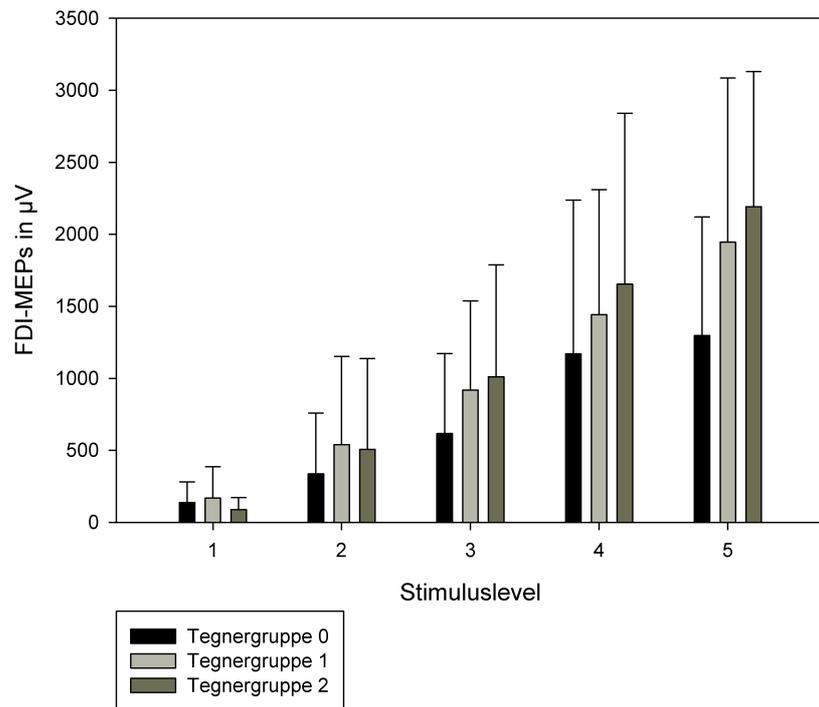


Abb. O: MEPs des FDI in Anspannung, Seite: rechts  
Darstellung als Mittelwert und Standardabweichung

## 4 Diskussion

Das Ziel der vorliegenden Studie war die Untersuchung des Einflusses unspezifischer sportlicher Aktivität auf die neuromuskuläre Funktion des MD und des FDI. Auf der Basis von EMG-Untersuchungen wurden Hinweise auf zentrale Adaptationsvorgänge durch körperliches Training gesucht. Die Untersuchungen wurden mittels der TMS durchgeführt.

Wir stellten die Hypothese auf, dass sportliche Aktivität die Input-Output-Kurven und die MEPs der ausgewählten Muskeln beeinflusst. Vorherige Studien fanden heraus, dass auch Schulterpathologien in Form von Rotatorenmanschettenrupturen die Stimulus-Antwort-Kurven beeinflussen. Berth et al. zeigten, dass der MD von Patienten mit chronischer Rotatorenmanschettenruptur eine gesteigerte Erregbarkeit in Ruhe aufweist. Es existieren Hinweise, dass die Veränderungen in der kortikalen Erregbarkeit von der Dauer der Immobilisierung der betroffenen Extremität abhängen. Die motorische Übererregbarkeit in Ruhe ist ein Kompensationsmechanismus für die reduzierten motorischen Einheiten nach Rotatorenmanschettenruptur. Des Weiteren zeigte sich in der Patientengruppe eine ungenügende Fazilitierung der MD-MEPs bei muskulärer Voraktivierung als Konsequenz aus der Rotatorenmanschettenruptur. Es ist anzunehmen, dass diese Art der Deafferenzierung zu einer unspezifischen zentralen Reaktion führt und dass diese dazu beiträgt, weitere Schädigungen der betroffenen Schulter zu vermeiden [6-8].

Andererseits könnte die aus der Rotatorenmanschettenruptur resultierende muskuläre Inaktivität (also kaum sportliches Training) für die reduzierte Fazilitierung der Delta-MEPs verantwortlich sein.

In unserer Studie konnten wir zeigen, dass die sportliche Aktivität keinen Einfluss auf die MEPs der Zielmuskeln hat. Es konnte für den Parameter sportliche Aktivität kein Haupteffekt, sowie für die Parameter Aufgabe, Seite und Gruppe keine 2- oder 3-Wegeinteraktion gefunden werden.

#### **4.1 Auswahl der Zielmuskeln**

Proximale Muskeln (hier: MD) unterscheiden sich von distalen Muskeln (hier: FDI) in einer Reihe von anatomischen sowie physiologischen Aspekten. So folgt bei proximalen Muskeln die Amplitudenerhöhung des durch die TMS ausgelösten MEP bei Voranspannung einer anderen Charakteristik, als dies von distalen Muskeln bekannt ist [45]. Bei distalen Muskeln führt bereits eine Vorspannung von 5-10% der maximalen Kraft zu einer deutlichen Fazilitierung. Eine stärkere Vorspannung erbringt dann keine weitere Amplitudenerhöhung mehr. Beim MD tritt ein bahnender Effekt zwar auch bereits bei leichter Vorspannung auf, das Maximum der Fazilitierung ist aber erst bei einer Vorspannung von 40-50% der maximalen Kraft erreicht [17].

Dagegen ähneln sich proximale und distale Muskeln in Hinblick auf die Bestimmung der motorischen Schwelle und im relativen Anstieg der MEP-Amplituden mit zunehmender Stimulusstärke [36].

Die Kartierung der kortikomotorischen Repräsentation erbrachte eine rein kontralaterale Repräsentation des MD und des FDI. Bei Gesunden fanden sich also keine ipsilateralen Antworten im MD [41]. Die Repräsentation des MD zeigt eine breite Überlappung mit der des FDI.

Conforto et al. konnten zeigen, dass die kortikale motorische Reizschwelle bei Stimulationen an einer suboptimalen Position für den Zielmuskel höher ist als am „hot spot“ [14]. Eine Stimulation außerhalb des „hot spots“ führt zu einer relativen Abnahme der mittleren MEP-Amplitude bei gleicher Reizintensität und zu einer Zunahme der Variabilität bei wiederholter Reizung. Die beiden ausgewählten Muskeln erwiesen sich damit als besonders geeignet, da ihre Repräsentationsareale nahe an der Kortexoberfläche liegen [34] und sich somit durch eine gute Erreichbarkeit mit der TMS auszeichnen.

#### **4.2 MEP-Amplitudensteigerung des MD bei dessen Vorspannung**

Eine leichte tonische Vorinnervation des Zielmuskels führt zu einer deutlichen Bahnung der durch die TMS induzierten motorischen Antwort im Vergleich zur evozierten motorischen Antwort im entspannten Zielmuskel.

Hess et al. fanden heraus, dass eine willkürliche Voraktivierung des Zielmuskels zu einer Fazilitierung der MEP-Amplitude und Verkürzung der MEP-Latenz führt [22]. Diesen Effekt machten wir uns ebenfalls zu Nutze, indem die Probanden den ipsilateralen MD submaximal isometrisch vorspannten. Die Messergebnisse zeigen, dass es unter dieser Bahnung zu einem signifikanten MEP-Amplitudenanstieg des MD kommt.

Magistris et al. zeigten ebenfalls, dass im entspannten Zustand die maximale MEP-Amplitude selten mehr als 20-40% des peripher ausgelösten Muskelsummenaktionspotenzials beträgt. Durch maximale Vorinnervation können alle motorischen Einheiten eines Muskels transkranial stimuliert werden [29].

### **4.3 Limitationen der Untersuchung**

#### **4.3.1 Probandenpopulation und Handpräferenz**

Die Grundvoraussetzung für die Vergleichbarkeit der Tegnergruppen wurde in der vorliegenden Arbeit erfüllt, indem darauf geachtet wurde, dass es keine signifikanten Unterschiede bei den demographischen Parametern der Probanden gab. Ein besonderes Augenmerk wurde auf die Gleichheit der Handpräferenz gelegt (WHQ-Score), denn die Asymmetrie der MEP-Bahnung bei Willküraktivierung ist abhängig von der Lateralisation der Handpräferenz. Bei Probanden mit übereinstimmender Handpräferenz (entweder rechts oder links) ist die MEP-Fazilitierung im aktivierten FDI größer für die linke Hand. Für rechtshändige Probanden ohne übereinstimmende Handpräferenz ist die kontraktions-induzierte MEP-Fazilitierung für die rechte Hand größer als für die linke Hand [10]. Um diese Einflussgröße und die damit verbundene mögliche Variabilität der MEPs zu vermeiden, wurden nur Probanden mit einer Präferenz für die rechte Hand untersucht.

Des Weiteren wurde darauf geachtet, dass es keine signifikanten Unterschiede im Alter unter den Tegnergruppen gab, denn Oliviero et al. fanden heraus, dass die MEP-Amplituden signifikant mit zunehmendem Alter abnehmen [32].

Für diese Untersuchung wurden nur männliche Probanden ausgewählt, da es Hinweise auf geschlechtsspezifische Unterschiede bei weiblichen Probanden in Form einer erhöhten Variabilität der MEPs gibt [35].

### **4.3.2 Einfluss der sportlichen Aktivität auf die Ruheschwelle und die MEP-Amplituden**

Eine Arbeitsgruppe um L. Cohen entwickelte ein Paradigma zur Untersuchung des motorischen Lernens beim Menschen [13]. Ein kurzes Training (sekündliche ballistische Daumenbewegungen über 30 Minuten) führt zu einer veränderten Daumenrepräsentation im primären motorischen Kortex. Bei gesunden Probanden führt das Training zu einem selektiven Zuwachs der MEP-Amplituden in den Muskeln, die an der trainierten Bewegung teilnehmen.

Durch die Kartierung der Repräsentation kortikomuskulärer Projektionen an der Schädeloberfläche (corticomotor mapping) konnte gezeigt werden, dass sich während des unbewussten Erlernens einer Fingersequenz die kortikomotorischen Repräsentationen der an den Bewegungen beteiligten Muskeln vergrößern. Mit Erreichen eines bewussten Kenntnisstandes über die erlernte Fingersequenz kommt es dann wieder zu einer Verkleinerung dieser Repräsentationsareale auf ihre Ausgangsgröße [33].

In einer Studie von Tyc et al. wurde der Effekt professionellen Sports auf den Motor-Kortex und die daraus resultierende Repräsentation der oberen Extremitäten untersucht. Dazu wurden Volleyballspielerinnen und Läuferinnen mit der TMS untersucht. Die Volleyballerinnen hatten eine größere Repräsentationsregion des MD auf der jeweiligen dominanten Seite. Bei den Läuferinnen konnte kein Unterschied zwischen der dominanten und nicht-dominanten Seite in Hinblick auf die Repräsentation des MD gefunden werden. Die Ergebnisse zeigen, dass intensives Training zur Expansion der Muskelrepräsentation im primären motorischen Kortex führt und bestätigen somit die Hypothese, dass die kortikale Plastizität durch körperliche Aktivität gefördert wird [46].

Die Ruheschwellenbestimmung des FDI ergab in der vorliegenden Arbeit eine Tendenz der Sportler zu niedrigeren Ruheschwellen. Auf Grund des kleinen Stichprobenumfangs konnten hier keine signifikanten Unterschiede gezeigt werden. In Anlehnung an die Ergebnisse von Pascual-Leone [33] können unsere Ergebnisse dazu beitragen, die Effekte des körperlichen Trainings auf die neuromuskulären Adaptationsprozesse besser zu verstehen. Wir konnten unter beiden Aufgabenstellungen zeigen, dass bei Freizeitsportlern (Tegnergruppe 1) in

den meisten Fällen höhere MEP-Amplituden des MD gemessen werden konnten als bei Profisportlern (Tegnergruppe 2). Möglicherweise ist es bei diesen Probanden bereits zu einer Verkleinerung der Repräsentationsareale des Oberarms gekommen.

#### **4.3.3 Zentrales Aktivierungsdefizit des FDI bei willkürlicher Aktivierung des MD**

Diese Studie konnte zeigen, dass die MEPs des FDI in Ruhe signifikant höher sind als unter Vorspannung des ipsilateralen MD.

Im sensorischen System gibt es einen neuronalen Mechanismus der Umgebungshemmung (surround-inhibition (SI)), der eine inhibitorische Zone um den zentralen Kern der Aktivierung kreiert. Die MEPs des kleinen Fingermuskels würden eigentlich während der Bewegung des Zeigefingers, des Mundes oder der Extremitäten gebahnt werden, d.h. die MEP-Amplituden würden gesteigert werden. Da es aber zu einer Umgebungshemmung (SI) kommt, werden die MEP-Amplituden des kleinen Fingers supprimiert oder nicht verstärkt. Das spricht dafür, dass die SI ein organisiertes Prinzip des motorischen Systems ist [43].

Die SI, die Suppression der Erregbarkeit eines Areals, welches ein aktiviertes Netzwerk umgibt, ist ein physiologischer Mechanismus um die neuronale Aktivität und Antwort zu fokussieren. Es ist ein essenzieller Mechanismus zur Unterstützung der selektiven Ausführung von Willkürbewegungen.

SI bedeutet nicht zwingend eine komplette muskuläre Ruhe der umgebenden Muskeln, sondern es zeigt sich vielmehr eine reduzierte Aktivierbarkeit dieser Muskeln.

Die Studie von Sohn und Hallett [43] verdeutlicht, dass die Erregbarkeit des kleinen Fingers während der Bewegung des Zeigefingers nicht veränderbar war, aber sofort signifikant anstieg, nachdem der Zeigefinger entspannt wurde.

#### **4.3.4 Remote-Effekt**

Der Remote-Effekt beschreibt die Bahnung von Dehnungsreflexen und MEPs eines Muskels, sobald ein Muskel eines anderen Segmentes intensiv kontrahiert wird. Tazoe et al. fanden heraus, dass bei maximaler Anstrengung einen entfernten Muskel zu kontrahieren, die MEPs des Zielmuskels konstant bleiben, selbst wenn die Kraft des Remote-Muskels abnimmt. Wird der Remote-Muskel hingegen nur submaximal kontrahiert, steigen die MEPs des Zielmuskels an. Folglich hängt der Remote-Effekt vom Grad der Anstrengung der Muskelaktivierung und nicht von der Kontraktionskraft des Muskels ab. Die Magnetstimulation am Foramen magnum hatte keinen Einfluss auf den Remote-Effekt, so dass anzunehmen ist, dass es sich hierbei um einen supraspinalen Mechanismus handelt [44].

Nach dem Remote-Effekt hätten die Messergebnisse in der vorliegenden Arbeit anders ausfallen müssen. Demnach hätten die MEP-Amplituden des FDI unter Vorspannung des MD deutlich höher sein müssen. Die Messergebnisse ergaben jedoch, dass die MEPs des FDI in Ruhe signifikant höher sind als unter Vorspannung des ipsilateralen MD.

#### **4.3.5 Remote-Effekt versus Surround-Inhibition**

Für die vorliegende Studie lässt sich ableiten, dass es hier zur Konkurrenz beider Effekte (Remote-Effekt, Surround-Inhibition) gekommen sein könnte. Als Remote-Muskel könnte der MD betrachtet werden, der bei submaximaler Anspannung (Aufgabe 2) zu einer Fazilitierung des Zielmuskels, FDI, hätte führen können. Da sich jedoch Zielmuskel und Remote-Muskel nicht an verschiedenen Segmenten, sondern an derselben Extremität befanden, hatte hier die Surround-Inhibition ebenfalls einen Einfluss auf die MEP-Amplituden des FDI unter submaximaler isometrischer Kontraktion des MD. Unterstreichend für diese Hypothese ist, dass in der vorliegenden Arbeit ein signifikanter Unterschied der MEP-Amplituden des FDI zwischen den beiden Aufgaben gefunden wurde. Jedoch waren die MEP-Amplituden des FDI in Ruhe signifikant höher als unter Vorspannung des MD. Auf Grund dieser Ergebnisse ist anzunehmen, dass die Surround-Inhibition einen größeren Einfluss auf die MEPs des FDI als der Remote-Effekt hatte.

#### **4.4 Kritik der Methode**

Auf Grund des Studiendesigns wurden alle Probanden innerhalb kürzester Zeit mit einem Abstand von jeweils einer Woche zwischen den drei Messungen untersucht. Insbesondere bei den professionellen Sportlern konnten Wettkampf- oder Verletzungspausen mit fehlender sportlicher Aktivität zum Zeitpunkt der Untersuchungen nicht berücksichtigt werden. Möglicherweise wurden die Ergebnisse von diesen Aspekten beeinflusst. Hinzu kommt, dass die Sportler keine einheitliche oder vergleichbare Sportart ausübten. Die Gruppierung der Probanden erfolgte ohne Spezifizierung der Sportart nach dem Tegnerscore, der primär für Patienten mit Knieerkrankungen entwickelt wurde.

#### **4.5 Schlussfolgerung**

In der vorliegenden Arbeit sollte die Frage geklärt werden, ob es notwendig ist, die prätraumatische sportliche Aktivität zu erfassen, um dann die Therapie von Schultererkrankungen und Rehabilitation der Patienten entsprechend anzupassen. Grundvoraussetzung dafür wären vorhandene und nachweisbare Unterschiede in der neuromuskulären Aktivierbarkeit der gesunden Schultermuskulatur.

Die Auswertung der Untersuchungen mittels TMS ergab, dass es an unverletzten Schultern keine Aktivierungsunterschiede in Abhängigkeit von der sportlichen Aktivität gibt. Die Probanden übten diverse Sportarten aus. Somit stellten diese einen repräsentativen Ausschnitt aus einem normalen Patienten Klientel dar.

Es ist also für den klinischen Alltag (insbesondere bei Schulterpathologien) nicht notwendig, präoperativ den Grad der sportlichen Aktivität in einem eigens dafür entwickelten Score zu erfassen, um daraus den postoperativ erforderlichen Rehabilitations- und Physiotherapieumfang zu planen.

Es bleibt in weiterführenden Untersuchungen zu klären, ob es bei ausgesprochenen Oberarmsportlern sinnvoll ist, spezialisierte Operationsmethoden und physiotherapeutische Maßnahmen zu ergreifen.

## 5 Zusammenfassung

Das Schultergelenk ist eines der komplexesten Gelenke des Menschen, welches den maximalen Anforderungen von Stabilität und Mobilität gewachsen ist.

Schulterpathologien, wie die chronisch rezidivierende Schulterinstabilität, führen neben einer Schmerzsymptomatik zu einem deutlichen Verlust der Funktionsfähigkeit des Armes. Für einen reibungslosen Ablauf einer Bewegung der oberen Extremität ist ein ausgewogenes Zusammenspiel nicht nur der Schultermuskeln untereinander, sondern auch eine feine Abstimmung zwischen den Schulter- und Handmuskeln nötig. Der MD ermöglicht die umfangreichen Bewegungen im Raum, wohingegen der FDI die filigrane Fingermotorik ermöglicht.

Die vorliegende Arbeit untersuchte mittels TMS den Einfluss der sportlichen Aktivität auf die neuromuskuläre Funktion des MD und des FDI. Durch die Messung von MEP-Peak-Amplituden wurden Hinweise auf zentrale Adaptationsvorgänge durch körperliches Training gesucht. Mögliche Einflussfaktoren wie Alter, Handpräferenz und Geschlecht, die in vorherigen Arbeiten zu Veränderungen der MEP-Amplituden geführt haben, wurden ausgeschlossen. Wir teilten die Probandenpopulation (insgesamt 22 männliche Probanden) in drei Tegnergruppen ein. Diese unterschieden sich bis auf die sportliche Aktivität in keinem Merkmal. Ebenfalls bestand zum Untersuchungszeitpunkt bei keinem der Probanden eine Schulterpathologie. Wir untersuchten die 3-Wegeinteraktion zwischen den Faktoren Seite, Aufgabe und Tegnergruppe. Es konnte für den Parameter sportliche Aktivität kein Haupteffekt, sowie für die Parameter Aufgabe, Seite und Gruppe keine 2- oder 3-Wegeinteraktion gefunden werden.

Jeder Untersuchungstag begann mit der beidseitigen Ruheschwellenbestimmung und der anschließenden Hauptuntersuchung. Diese bestand aus der MEP-Erfassung in muskulärer Ruhe und der anschließenden Messung unter isometrischer Vorspannung des ipsilateralen MD.

Wir konnten zeigen, dass es zu einem signifikanten Anstieg der MEP-Amplituden beider Muskeln in Abhängigkeit vom Stimuluslevel und von der Aufgabe kam. Dies konnte in allen drei Tegnergruppen nachgewiesen werden. Die Handpräferenz hatte dabei keinen Einfluss.

Die Auswertung der Untersuchungen ergab, dass es an gesunden Schultern keine Aktivierungsunterschiede in Abhängigkeit von der sportlichen Aktivität gibt. Es ist also für den klinischen Alltag (insbesondere bei Schulterpathologien) nicht notwendig, präoperativ den Grad der sportlichen Aktivität zu erfassen, um anschließend eine entsprechende Operationsmethode oder einen bestimmten Rehabilitationsplan zu entwickeln.

## 6 Literaturverzeichnis

1. Abbruzzese G, Trompetto C. Clinical and research methods for evaluating cortical excitability. *J Clin Neurophysiol* 2002; 19(4):307-321.
2. Amassian VE, Stewart M, Quirk GJ, Rosenthal JL. Physiological basis of motor effects of a transient stimulus to cerebral cortex. *Neurosurgery* 1987; 20(1):74-93.
3. Awiszus F. TMS and threshold hunting. *Suppl Clin Neurophysiol* 2003; 56:13-23.
4. Barden JM, Balyk R, Raso VJ, Moreau M, Bagnall K. Atypical shoulder muscle activation in multidirectional instability. *Clin Neurophysiol* 2005; 116(8):1846-1857.
5. Barker AT, Jalinous R, Freeston IL. Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex. *Lancet* 1985; 1(8437):1106-1107.
6. Berth A, Pap G, Awiszus F, Neumann W. Central motor deficits of the deltoid muscle in patients with chronic rotator cuff tears. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 2009; 76(6):456-461.
7. Berth A, Pap G, Neuman W, Awiszus F. Central neuromuscular dysfunction of the deltoid muscle in patients with chronic rotator cuff tears. *J Orthop Traumatol* 2009; 10(3):135-141.
8. Berth A, Pap G, Neumann W, Awiszus F. Altered neuromuscular control of a hand muscle in chronic rotator cuff tears. *Arch Orthop Trauma Surg* 2010; 130(5):705-710.
9. Billuart F, Gagey O, Skalli W, Mitton D. Biomechanics of the deltoideus. *Surg Radiol Anat* 2006; 28(1):76-81.
10. Brouwer B, Sale MV, Nordstrom MA. Asymmetry of motor cortex excitability during a simple motor task: relationships with handedness and manual performance. *Exp Brain Res* 2001; 138(4):467-476.

11. Burkart AC, Debski RE. Anatomy and function of the glenohumeral ligaments in anterior shoulder instability. *Clin Orthop Relat Res* 2002;(400):32-39.
12. Capparoni P, Rolando L. Profili bio-bibliografici di medici e naturalisti italiani dal secolo XV al secolo XVIII. Roma; 1928.
13. Classen J, Liepert J, Wise SP, Hallett M, Cohen LG. Rapid plasticity of human cortical movement representation induced by practice. *J Neurophysiol* 1998; 79(2):1117-1123.
14. Conforto AB, Z'Graggen WJ, Kohl AS, Rosler KM, Kaelin-Lang A. Impact of coil position and electrophysiological monitoring on determination of motor thresholds to transcranial magnetic stimulation. *Clin Neurophysiol* 2004; 115(4):812-819.
15. Di Lazzaro V, Oliviero A, Pilato F, Saturno E, Dileone M, Mazzone P et al. The physiological basis of transcranial motor cortex stimulation in conscious humans. *Clin Neurophysiol* 2004; 115(2):255-266.
16. d'Arsonval A. Dispositifs pour la mesure des courants alternatifs de toutes fréquences. 3, 450-457. 1896.
17. Ellaway PH, Davey NJ, Maskill DW, Rawlinson SR, Lewis HS, Anissimova NP. Variability in the amplitude of skeletal muscle responses to magnetic stimulation of the motor cortex in man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1998; 109(2):104-113.
18. Fritsch G, Hitzig E. Über die elektrische Erregbarkeit des Grosshirns. *Archiv Anat Physiol Wiss Med* 1870; 37:300-332.
19. Gartsman GM, Brinker MR, Khan M, Karahan M. Self-assessment of general health status in patients with five common shoulder conditions. *J Shoulder Elbow Surg* 1998; 7(3):228-237.
20. Geddes LA. Retrospectroscope. d'Arsonval, physician and inventor. *IEEE Eng Med Biol Mag* 1999; 18(4):118-122.

21. Gohlke F. Biomechanik der Schulter. *Orthopäde* 2000; 29(10):834-844.
22. Hess CW, Mills KR, Murray NM. Responses in small hand muscles from magnetic stimulation of the human brain. *J Physiol* 1987; 388:397-419.
23. Hovelius L, Augustini BG, Fredin H, Johansson O, Norlin R, Thorling J. Primary anterior dislocation of the shoulder in young patients. A ten-year prospective study. *J Bone Joint Surg Am* 1996; 78(11):1677-1684.
24. Ilmoniemi RJ, Ruohonen J, Karhu J. Transcranial magnetic stimulation--a new tool for functional imaging of the brain. *Crit Rev Biomed Eng* 1999; 27(3-5):241-284.
25. Kelly BT, Williams RJ, Cordasco FA, Backus SI, Otis JC, Weiland DE et al. Differential patterns of muscle activation in patients with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg* 2005; 14(2):165-171.
26. Kido T, Itoi E, Lee SB, Neale PG, An KN. Dynamic stabilizing function of the deltoid muscle in shoulders with anterior instability. *Am J Sports Med* 2003; 31(3):399-403.
27. Kim SH, Ha KI, Cho YB, Ryu BD, Oh I. Arthroscopic anterior stabilization of the shoulder: two to six-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85-A(8):1511-1518.
28. Lippitt S, Matsen F. Mechanisms of glenohumeral joint stability. *Clin Orthop Relat Res* 1993;(291):20-28.
29. Magistris MR, Rosler KM, Truffert A, Myers JP. Transcranial stimulation excites virtually all motor neurons supplying the target muscle. A demonstration and a method improving the study of motor evoked potentials. *Brain* 1998; 121 ( Pt 3):437-450.
30. Merton PA, Morton HB. Stimulation of the cerebral cortex in the intact human subject. *Nature* 1980; 285(5762):227.
31. Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor deficits contributing to glenohumeral instability. *Clin Orthop Relat Res* 2002;(400):98-104.

32. Oliviero A, Profice P, Tonali PA, Pilato F, Saturno E, Dileone M et al. Effects of aging on motor cortex excitability. *Neurosci Res* 2006; 55(1):74-77.
33. Pascual-Leone A, Grafman J, Hallett M. Modulation of cortical motor output maps during development of implicit and explicit knowledge. *Science* 1994; 263(5151):1287-1289.
34. PENFIELD W. The supplementary motor area in the cerebral cortex of man. *Arch Psychiatr Nervenkr Z Gesamte Neurol Psychiatr* 1950; 185(6-7):670-674.
35. Pitcher JB, Ogston KM, Miles TS. Age and sex differences in human motor cortex input-output characteristics. *J Physiol* 2003; 546(Pt 2):605-613.
36. Ray J, McNamara B, Boniface S. Acquisition and expression of proximal and distal upper limb stimulus-response curves to transcranial magnetic stimulation. *Muscle Nerve* 2002; 25(2):202-206.
37. Robinson CM, Howes J, Murdoch H, Will E, Graham C. Functional outcome and risk of recurrent instability after primary traumatic anterior shoulder dislocation in young patients. *J Bone Joint Surg Am* 2006; 88(11):2326-2336.
38. Rossini PM, Narici L, Martino G, Pasquarelli A, Peresson M, Pizzella V et al. Analysis of interhemispheric asymmetries of somatosensory evoked magnetic fields to right and left median nerve stimulation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1994; 91(6):476-482.
39. Roth BJ. Mechanisms for electrical stimulation of excitable tissue. *Crit Rev Biomed Eng* 1994; 22(3-4):253-305.
40. Rothwell JC, Hallett M, Berardelli A, Eisen A, Rossini P, Paulus W. Magnetic stimulation: motor evoked potentials. *The International Federation of Clinical Neurophysiology. Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl* 1999; 52:97-103.

41. Schulze-Bonhage A, Cichon BM, Ferbert A. Cortical representation of proximal and distal arm muscles as assessed by focal transcranial magnetic stimulation. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1998; 38(2):81-86.
42. Scott SH. Role of motor cortex in coordinating multi-joint movements: is it time for a new paradigm? *Can J Physiol Pharmacol* 2000; 78(11):923-933.
43. Sohn YH, Hallett M. Surround inhibition in human motor system. *Exp Brain Res* 2004; 158(4):397-404.
44. Tazoe T, Sakamoto M, Nakajima T, Endoh T, Shiozawa S, Komiyama T. Remote facilitation of supraspinal motor excitability depends on the level of effort. *Eur J Neurosci* 2009; 30(7):1297-1305.
45. Turton A, Lemon RN. The contribution of fast corticospinal input to the voluntary activation of proximal muscles in normal subjects and in stroke patients. *Exp Brain Res* 1999; 129(4):559-572.
46. Tyc F, Boyadjian A, Devanne H. Motor cortex plasticity induced by extensive training revealed by transcranial magnetic stimulation in human. *Eur J Neurosci* 2005; 21(1):259-266.

## 7 Anhang

### 7.1 Aktivitätsscore nach Tegner und Lysholm

#### Hinweis zum Ausfüllen:

Bitte die am ehesten zutreffende Aktivität ankreuzen, die zum Zeitpunkt der Messung auch tatsächlich ausgeführt wurde, und nicht diejenigen auswählen, die theoretisch zum Zeitpunkt der Messung möglich gewesen wäre!

- 0:**    Bettlägerigkeit oder Berufsunfähigkeitsrente  
          auf Grund von Kniebeschwerden
  
- 1:**    Arbeit: leichte Arbeit vor allem im Sitzen  
          Gehen ist nur auf ebenem Boden möglich
  
- 2:**    Arbeit: leichte Arbeit  
          Gehen ist auf unebenem Boden möglich, aber unmöglich im Wald
  
- 3:**    Arbeit: leichte, sich pflegende Arbeit  
          Wettkampf- und/oder Freizeitsport: Schwimmen  
          Gehen im Wald ist möglich
  
- 4:**    Arbeit: moderat schwere Arbeit (schwere Arbeiten im Haushalt)  
          Freizeitsport: Radfahren, Skilanglauf, Joggen auf ebenen Boden  
          mind. 2 x pro Woche
  
- 5:**    Arbeit: schwere Arbeiten  
          Wettkampfsport: Radfahren, Skilanglauf  
          Freizeitsport: Joggen auf unebenem Boden mind. 2 x pro Woche
  
- 6:**    Freizeitsport: Tennis und Badminton, Handball, Basketball,  
          Abfahrtsski, Joggen mind. 5 x pro Woche

- 7:** Wettkampfsport: Tennis, Leichtathletik, Motocrossrennen, Motorradrennen, Handball, Basketball  
Freizeitsport: Fußball, Feld- oder Eishockey, Squash, Leichtathletik (Springen)
- 8:** Wettkampfsport: Bandy, Squash oder Badminton, Leichtathletik, Abfahrtsski
- 9:** Wettkampfsport: Fußball in unteren Ligen, Eishockey, Wrestling, Gymnastik
- 10:** Wettkampfsport: Fußball in nationalen und internationalen Ligen

## 7.2 Erfassungsbogen der sportlichen Aktivität

Name:

Vorname:

Geburtstag:

Telefonnummer:

Welche Sportarten üben Sie aus?

Seit wann üben Sie diese Sportart/Sportarten aus?

Wie oft pro Woche üben Sie diese Sportart aus?

Wie lang trainieren Sie durchschnittlich pro Trainingseinheit (in Stunden)?

Haben Sie früher andere Sportarten ausgeübt?

Wenn ja, welche und in welchem Umfang (Dauer, Intensität, Leistungssport)?

Üben Sie einen Leistungssport aus?

Wenn ja, welchen und in welcher Liga oder Äquivalenzstufe?

Vielen Dank

### 7.3 Fragebogen Handpräferenz-WHQ-Score

(Bitte kreuzen Sie das entsprechende Kästchen an)

Welche Hand würden Sie benutzen, um den Lautstärkeregler am Radio einzustellen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Mit welcher Hand würden Sie einen Malerpinsel benutzen, um eine Wand zu streichen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Mit welcher Hand würden Sie einen Löffel zum Essen einer Suppe halten? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand würden Sie benutzen, um auf etwas in der Entfernung zu zeigen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand würden Sie zum Werfen eines Dartpfeils benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Mit welcher Hand würden Sie den Radiergummi am Ende eines Bleistifts benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
In welcher Hand würden Sie einen Spazierstock halten? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Mit welcher Hand würden Sie ein Bügeleisen benutzen, um ein Hemd zu bügeln? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand würden Sie zum Malen eines Bildes benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
In welcher Hand würden Sie einen vollen Becher Kaffee halten? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand würden Sie zum Hämmern eines Nagels benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Mit welcher Hand würden Sie die TV-Fernbedienung benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Mit welcher Hand würden Sie ein Messer zum Schneiden eines Brotes benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Mit welcher Hand würden Sie die Seiten eines Buches umschlagen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Mit welcher Hand würden Sie die Schere zum Papierschneiden benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand würden Sie zum Tafelwischen benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Mit welcher Hand würden Sie eine Pinzette benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>

Welche Hand würden Sie zum Aufheben eines Buches benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand würden Sie zum Koffertragen benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand würden Sie zum Einschenken einer Tasse Kaffee benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Mit welcher Hand benutzen Sie eine Computer-Maus? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand benutzen Sie, um einen Stecker in eine Steckdose zu stecken? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand würden Sie zum Schnippen einer Münze benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Mit welcher Hand würden Sie eine Zahnbürste zum Putzen Ihrer Zähne benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand würden Sie zum Werfen eines Baseballs oder Tennisballs benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand würden Sie zum Drehen eines Türknaufs benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand würden Sie zum Schreiben benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand würden Sie zum Aufheben eines Papierstücks benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Mit welcher Hand würden Sie eine Handsäge benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand würden Sie zum Umrühren einer Flüssigkeit mit einem Löffel benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
In welcher Hand würden Sie einen Regenschirm halten? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
In welcher Hand würden Sie eine Nadel während des Nähens halten? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand würden Sie zum Anzünden eines Streichholzes benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand würden Sie zum Umschalten eines Lichtschalters benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand würden Sie zum Öffnen einer Schublade benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>
Welche Hand würden Sie zum Drücken der Tasten eines Taschenrechners benutzen? Immer rechts <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich rechts <input type="checkbox"/>   Beide gleich <input type="checkbox"/>   Gewöhnlich links <input type="checkbox"/>   Immer links <input type="checkbox"/>

Gibt es einen Grund (z.B. Verletzung), warum sich die Bevorzugung der einen oder anderen Hand für die oben genannten Aktivitäten verändert hat?

Ja  | Nein

Hatten Sie jemals ein spezielles Training oder Ermunterung, um eine spezielle Hand für bestimmte Aktivitäten zu benutzen?

Ja  | Nein

Auswertung Frage 1-34:

+2                      +1                      0                      -1                      -2  
Immer rechts  | Gewöhnlich rechts  | Beide gleich  | Gewöhnlich links  | Immer links

WHQ-Score  $\Sigma$  (Frage 1-34) = \_\_\_\_\_

## 8 Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt Herrn Professor Dr. med. Dipl.-Math. Friedemann Awiszus für die Überlassung des interessanten Themas sowie für die fördernde Unterstützung und Betreuung. In besonderem Maße möchte ich ihm für die unzähligen Termine mit regem Gedankenaustausch danken.

Ausdrücklich bedanken möchte ich mich bei Herrn Dr. med. A. Berth. Ohne seine Hilfe bei der Einarbeitung in die technischen Gegebenheiten und die Abwicklung der administrativen Aufgaben wären die Untersuchungen nicht möglich gewesen.

Recht herzlich möchte ich den technischen Mitarbeitern der Abteilung für experimentelle Orthopädie für die Unterstützung bei der experimentellen Arbeit danken.

Ebenso möchte ich den vielen Freunden danken, die jederzeit ein offenes Ohr für mich hatten.

Nicht zuletzt geht mein Dank an meine Familie, die mich begleitet und tatkräftig unterstützt hat.

## **Erklärung**

Ich erkläre, dass ich die der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität zur Promotion eingereichte Dissertation mit dem Titel

**„Einfluss der sportlichen Aktivität auf die motorisch-evozierten Potenziale des Musculus deltoideus und des Musculus dorsalis interosseus I“**

an der Orthopädischen Universitätsklinik der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Arbeitsbereich Experimentelle Orthopädie und Leistungsmedizin

mit Unterstützung durch Herrn Prof. Dr. med. Dipl.-Math. F. Awiszus

ohne sonstige Hilfe durchgeführt und bei der Abfassung der Dissertation keine anderen als die dort aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Bei der Abfassung der Dissertation sind Rechte Dritter nicht verletzt worden.

Ich habe diese Dissertation bisher an keiner in- oder ausländischen Hochschule zur Promotion eingereicht. Ich übertrage der Medizinischen Fakultät das Recht, weitere Kopien meiner Dissertation herzustellen und zu vertreiben.

Magdeburg, den 28.05.2010

---

Antje Gierz

# Lebenslauf

## PERSÖNLICHE DATEN

Name: Antje Gierz  
Anschrift: Heidestraße 8, 39112 Magdeburg  
Geburtsdatum/-ort: 19. Oktober 1983, Greifswald  
Familienstand: ledig  
Staatsangehörigkeit: deutsch

## SCHULAUSBILDUNG

09/1990 - 08/1995 Grundschole in Berlin  
09/1995 - 06/2003 Max-Planck-Gymnasium Berlin

## HOCHSCHULAUSBILDUNG

10/2003 - 11/2009 Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg  
Studiengang: Humanmedizin  
Erstes Staatsexamen: Herbst 2005  
Zweites Staatsexamen: Herbst 2009

APPROBATION 26.11.2009

## BERUFSLAUFBAHN

Seit 01/2010 Assistenzärztin  
Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde  
AMEOS Klinikum St. Salvator Halberstadt

Magdeburg, den 28.05.2010

---

Antje Gierz