

Universität Paderborn
Fakultät für Naturwissenschaften
Department Sport & Gesundheit

**Zentralnervöse und motorische
Auswirkungen einer Verletzung und
Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes
bei sensomotorischen Aufgaben**

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktor rerum medicinalium
(Dr. rer. medic.)

vorgelegt von

Jochen Baumeister

geboren am 21.09.1971 in Köln

Die vorliegende Arbeit entstand in der Zeit von April 2003 bis Dezember 2006 im Sportmedizinischen Institut der Universität Paderborn

1. Gutachter: Prof. Dr. Michael Weiß

2. Gutachter: Prof. Dr. Heinz Liesen

Tag der mündlichen Prüfung:

für

Neele, Luca und Kornelia

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Michael Weiß (Sportmedizinisches Institut der Universität Paderborn) für die wissenschaftliche Betreuung und sein großes Interesse am Fortgang dieser Arbeit. Seine umfangreichen Tipps, Denkanstöße und seine besondere Art haben mir den Spaß an der Arbeit erhalten und die Möglichkeit gegeben, mich wissenschaftlich und menschlich weiterzuentwickeln. Er hat es geschafft, mich nach „interpretativen Höhenflügen“ immer wieder auf den Boden der Tatsachen zurückzuholen.

Herrn Prof. Dr. med. Heinz Liesen danke ich herzlich für die Übernahme des Zweitgutachtens und die Entfaltungsmöglichkeit an seinem Institut.

Dem Team des Sportmedizinischen Institutes und der Golfakademie möchte ich für die Hilfestellungen, die Motivation und die gute Arbeitsatmosphäre danken. Insbesondere die unermüdlichen Helferinnen Kirsten Reinecke, Janina Gerkens und Silke Koplin haben durch ihr Engagement einen wesentlichen Teil zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen. Ein Dankeschön gilt auch Sandra Bischof, die die Arbeit orthographisch geprüft und damit die „automatische Rechtschreibprüfung“ ad absurdum geführt hat.

Herrn Dipl.-Ing. Gerd Walter vom Institut für elektronische Messtechnik der Universität Paderborn sei für die technische Unterstützung gedankt.

Natürlich möchte ich auch meinen Eltern danken. Sie haben mir immer wieder signalisiert, dass sie mich in dem, was ich tue, mit allen Möglichkeiten unterstützen.

Der größte Dank gilt Kornelia, Luca und Neele, die gerade in der letzten Zeit meine Launen ertragen mussten. Bei ihnen konnte ich mich immer wieder fallenlassen und allein aus ihrem „Dasein“ Kraft schöpfen. Ihnen widme ich diese Arbeit.

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	5
Abbildungsverzeichnis.....	8
Tabellenverzeichnis.....	12
Abkürzungsverzeichnis.....	13
Abstract	15
Zusammenfassung	17
1 Einleitung	20
1.1 Problemstellung	22
1.2 Begriffsbestimmungen	23
2 Forschungsstand	27
2.1 Periphere Aspekte der Sensomotorik nach Verletzungen des vorderen Kreuzbandes	27
2.1.1 Der periphere Ausgangspunkt: beteiligte Strukturen und methodische Zugänge.....	28
2.1.2 Winkelreproduktionen	33
2.1.3 Kraftreproduktionen.....	38
2.1.4 Neuromuskuläre Veränderungen nach Verletzungen des vorderen Kreuzbandes.....	41
2.2 Zentrale Aspekte der Sensomotorik nach ACL Verletzung	44
2.2.1 Das Fenster zum Zentralnervensystem: Beteiligte Strukturen und methodische Zugänge	44
2.2.2 EEG und sensomotorische Aufgaben.....	51
2.2.3 Zentrale Auswirkungen einer Kreuzbandverletzung	55
2.2.4 Mentale Bewegungsvorstellung im zentralen Abbild	57
3 Hinführung zum Untersuchungsansatz.....	60
4 Ziel- und Fragestellungen	62
4.1 Fragestellungen Experiment I: Winkelreproduktion.....	62

4.2	Fragestellungen Experiment II: Kraftreproduktion	64
5	Methodik.....	67
5.1	Personenstichprobe.....	67
5.2	Untersuchungsgang	69
5.2.1	Voruntersuchung.....	69
5.2.2	Experiment I: Winkelreproduktion	70
5.2.3	Experiment II: Kraftreproduktion	72
5.3	Messplatz und Parametererhebung.....	73
5.3.1	Aufbau des Messplatzes	74
5.3.2	Subjektive Beurteilung der Kniefunktionalität – Kniescores.....	77
5.3.3	Psychometrische Parameter	77
5.3.4	Biomechanische Parameter	80
5.3.5	Neuromuskuläre Parameter	81
5.3.6	Zentrale Parameter und deren Erfassung mittels EEG	83
5.4	Statistik.....	84
6	Ergebnisse	86
6.1	Voraussetzungen.....	86
6.2	Experiment 1: Winkelreproduktion.....	88
6.2.1	Anthropometrische und psychometrische Daten	88
6.2.2	Einfluss der Verletzung auf die Winkelreproduktionen	89
6.2.3	Einfluss der Verletzung auf die mentale Vorstellung	111
6.3	Experiment 2: Kraftreproduktion.....	115
6.3.1	Anthropometrische und psychometrische Daten	115
6.3.2	Einfluss der Verletzung auf die Kraftreproduktionen.....	116
6.3.3	Einfluss der Verletzung auf die mentale Vorstellung	133
7	Diskussion	136
7.1	Experiment I: die Winkelreproduktionen	137
7.1.1	Einfluss der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes auf periphere und zentrale Parameter während der Winkelreproduktion	138
7.1.2	Einfluss von Übung im Zeitverlauf auf die peripheren und zentralen Parameter während der Winkelreproduktionen.....	150
7.1.3	Einfluss der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes auf die mentale Vorstellung der Winkelreproduktion.....	154
7.2	Experiment II: die Kraftreproduktionen	156

7.2.1	Einfluss der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes auf periphere und zentrale Parameter während der Winkelreproduktion	157
7.2.2	Einfluss von Übung auf die peripheren und zentralen Parameter während der Kraftreproduktionen	161
7.2.3	Einfluss der Rekonstruktion auf die mentale Vorstellung der Kraftreproduktionen	163
8	Schlussfolgerungen – das große Ganze	165
9	Ausblick.....	170
10	Literaturverzeichnis	172
11	Anhang	I
11.1	Fragebögen	II
11.2	Probandeninformationen.....	VIII
11.3	Deskription.....	IX
11.4	Ergebnisse Prüfstatistik	XVI
	Publikationen	XXI
	Eidesstattliche Erklärung.....	XXIII

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Überblick des Sensomotorischen Systems (mod. nach Biedert et al. 1998)	24
Abb. 2: Einteilung der Hirnareale nach Brodmann (Brodmann 1985)	46
Abb. 3: Studiendesign Experiment I: Winkelreproduktion.....	71
Abb. 4: Studiendesign Experiment II: Kraftreproduktion	73
Abb. 5: Umgebauter Messplatz Schnell M3.....	74
Abb. 6: Übertragung der Drehung der Geräteachse auf das Potentiometer	75
Abb. 7: Versuchsaufbau der beiden Experimente Winkel- und Kraftreproduktion	76
Abb. 8: Visuelle Analogskala (VAS) zum subjektiven Stressempfinden mit „0“=kein Stress und „10“=höchster Stress	78
Abb. 9: Beispielhafte Darstellung der erhobenen Rohdaten einer Winkelreproduktion. Hervorgehoben ist die Zeitspanne von 1000 ms beginnend mit dem Anfang der Plateauphase, die zur Ermittlung der IEMG's von RF, VM und VL dient.	82
Abb. 10: Standardisiertes, internationales 10:20 System zur Elektrodenpositionierung	83
Abb. 11: Psychometrische Daten der durchgeführten Tests VAS, HAKEMP 90 und STAI während des Experimentes Winkelreproduktion in den Gruppen control und ACL.....	89
Abb. 12: Ergebnisse der sensomotorischen Leistungen in den Untersuchungsgruppen zu den Messzeitpunkten M1 – M8 dargestellt anhand der Mittelwerte und Standardabweichungen des Reproduktionsfehlers [Abweichung vom Zielwinkel in °] [*/+ p<.05, **/++ p<.01, ***/+++ p<.001].....	90
Abb.13: Latenzen [ms] von der ersten Muskelaktivität bis zum Erreichen der Plateauphase (der Haltephase des Zielwinkels) [*p<.05, **p<.01, ***p<.001].....	91
Abb. 14: Anteilige Beteiligungen [%] der einzelnen Muskeln an der Gesamtaktivität [100%] während der Winkelreproduktionen zu den Messzeitpunkten M1 bis M8 in der Kontroll- und ACL-Gruppe.....	93
Abb. 15: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Theta Frequenzband zu Beginn der Winkelreproduktion mit der jeweiligen Extremität (M1: erste/unverletzte; M5: zweite/verletzte)	95
Abb. 16: Übersicht der spektralen Leistungen [μV^2] während der Winkelreproduktionen an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den Messzeitpunkten M1 (erste/unverletzte Extremität) und M5 (zweite/verletzte Extremität) 96	
Abb. 17: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Theta-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der fronto-zentralen Elektrodenposition (Fz).....	98
Abb. 18: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Theta-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der links-frontalen Elektrodenposition (F3)	98
Abb. 19: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Theta-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8	

(gesund/verletzt) an der rechts-frontalen Elektrodenposition (F4).....	99
Abb. 20: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Theta-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der rechts-frontalen Elektrodenposition (F4).....	99
Abb. 21: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Alpha-1 Frequenzband zu Beginn der Winkelreproduktion mit der jeweiligen Extremität (M1: erste/unverletzte; M5: zweite/verletzte)	101
Abb. 22: Übersicht der spektralen Leistungen [μV^2] während der Winkelreproduktionen an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den Messzeitpunkten M1 (erste/unverletzte Extremität) und M5 (zweite/verletzte Extremität)	102
Abb. 23: Globale, über alle 17 Elektrodenpositionen gemittelte, spektrale Leistungen [μV^2] im Alpha-1 Frequenzband. Dargestellt sind jeweils MW $\pm$ SD in der Kontroll- und ACL-Gruppe an den jeweiligen Messzeitpunkten	103
Abb. 24: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Alpha-2 Frequenzband zu Beginn der Winkelreproduktion mit der jeweiligen Extremität (M1: erste/unverletzte; M5: zweite/verletzte)	104
Abb. 25: Übersicht der spektralen Leistungen [μV^2] während der Winkelreproduktionen an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den Messzeitpunkten M1 (erste/unverletzte Extremität) und M5 (zweite/verletzte Extremität)	105
Abb. 26: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Alpha-2 Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der fronto-parietalen Elektrodenposition (Pz)	106
Abb. 27: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Alpha-2 Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der links-parietalen Elektrodenposition (P3)	107
Abb. 28: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Alpha-2 Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der rechts-parietalen Elektrodenposition (P4).....	107
Abb. 29: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Alpha-2 Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an den temporalen Elektrodenposition (T3, T4, T5, T6)	108
Abb. 30: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Beta-1 Frequenzband zu Beginn der Winkelreproduktion mit der jeweiligen Extremität (M1: erste/unverletzte; M5: zweite/verletzte)	109
Abb. 31: Übersicht der spektralen Leistungen [μV^2] während der Winkelreproduktionen an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den Messzeitpunkten M1 (erste/unverletzte Extremität) und M5 (zweite/verletzte Extremität)	110
Abb. 32: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb	

bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Theta, Alpha-1, Alpha-2 und Beta-1 Frequenzband während der mentalen Vorstellung der Winkelreproduktion	112
Abb. 33: Übersicht der spektralen Leistungen [μV^2] während der mentalen Vorstellung der Winkelreproduktionen (M9) und der anschließenden Ruhephase (M10) an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe	113
Abb. 34: Psychometrische Daten der durchgeführten Tests STAI (A) und VAS (B) während des Experimentes Kraftreproduktion in den Gruppen control und ACL	116
Abb. 35: Ergebnisse der sensomotorischen Leistungen in den Untersuchungsgruppen zu den Messzeitpunkten M1 – M8 dargestellt anhand der Mittelwerte und Standardabweichungen des Reproduktionsfehlers [Abweichung vom Zielwinkel in °]....	117
Abb. 36: Anteilige Beteiligungen [%] der einzelnen Muskeln an der Gesamtaktivität [100%] während der Kraftreproduktionen zu den Messzeitpunkten M1 bis M8 in der Kontroll- und ACL-Gruppe	119
Abb. 37: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Theta Frequenzband zu Beginn der Kraftreproduktion mit der jeweiligen Extremität (M1: erste/unverletzte; M5: zweite/verletzte)	120
Abb. 38 : Übersicht der spektralen Leistungen [μV^2] während der Kraftreproduktionen an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den Messzeitpunkten M1 (erste/unverletzte Extremität) und M5 (zweite/verletzte Extremität) [$*p<.05$, $**p<.01$, $***p<.001$]	121
Abb. 39: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Theta-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der rechts-frontalen Elektrodenposition (Fz).....	122
Abb. 40: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Theta-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der rechts-frontalen Elektrodenposition (F3).....	123
Abb. 41: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Theta-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der rechts-frontalen Elektrodenposition (F4).....	123
Abb. 42: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Alpha-1 Frequenzband zu Beginn der Kraftreproduktion mit der jeweiligen Extremität (M1: erste/unverletzte; M5: zweite/verletzte)	124
Abb. 43: Übersicht der spektralen Leistungen [μV^2] während der Kraftreproduktionen an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den Messzeitpunkten M1 (erste/unverletzte Extremität) und M5 (zweite/verletzte Extremität)	125
Abb. 44: Globale, über alle 17 Elektrodenpositionen gemittelte, spektrale Leistungen [μV^2] im Alpha-1 Frequenzband. Dargestellt sind jeweils MW $\pm$ SD in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den jeweiligen Messzeitpunkten	126

Abb. 45: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Alpha-2 Frequenzband zu Beginn der Kraftreproduktion mit der jeweiligen Extremität (M1: erste/unverletzte; M5: zweite/verletzte)	127
Abb. 46: Übersicht der spektralen Leistungen [μV^2] während der Kraftreproduktionen an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den Messzeitpunkten M1 (erste/unverletzte Extremität) und M5 (zweite/verletzte Extremität).....	128
Abb. 47: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Alpha-2-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der parieto-zentralen Elektrodenposition (Pz).....	129
Abb. 48: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Alpha-2-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der rechts-parietalen Elektrodenposition (P3).....	129
Abb. 49: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Alpha-2 Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an den temporalen Elektrodenposition (T3, T4, T5, T6)	130
Abb. 50: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Beta-1 Frequenzband zu Beginn der Kraftreproduktion mit der jeweiligen Extremität (M1: erste/unverletzte; M5: zweite/verletzte)	131
Abb. 51: Übersicht der spektralen Leistungen [μV^2] während der Kraftreproduktionen an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den Messzeitpunkten M1 (erste/unverletzte Extremität) und M5 (zweite/verletzte Extremität).....	132
Abb. 52: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Theta, Alpha-1, Alpha-2 und Beta-1 Frequenzband während der mentalen Vorstellung der Winkelreproduktion	134

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Anthropometrische Daten der ACL- und Kontrollgruppe	67
Tab. 2: Detaillierte Darstellung der ACL-Gruppe.....	68
Tab. 3: Einteilung der Frequenzbänder nach spektraler Frequenzanalyse	84
Tab. 4: Neuromuskuläre Aktivität (iEMG [V]) in MW $\pm$ SD der an der Extension.....	92
Tab. 5: Darstellung der Zwischen- und Innersubjekteffekte während der mentalen Vorstellung der Winkelreproduktion (M9) sowie der anschließenden Ruhephase (M10 – Augen geschlossen).....	114
Tab. 6: Neuromuskuläre Aktivität (iEMG [V]) in MW $\pm$ SD der an der Extension.....	118
Tab. 7: Darstellung der Zwischen- und Innersubjekteffekte während der mentalen Vorstellung der Winkelreproduktion (M9) sowie der anschließenden Ruhephase (M10 – Augen geschlossen).....	135

Abkürzungsverzeichnis

Aa	Augen auf
Abb.	Abbildung
AC	Alternating current (Wechselstrom)
ACC	anterior cingulated cortex
ACL	anterior cruciate ligament
Az	Augen zu
Cz	centro-zentrale Elektrodenposition
C3	links-zentrale Elektrodenposition
C4	rechts-zentrale Elektrodenposition
cm	Zentimeter
DC	Direct current (Gleichstrom)
DMS	Dehnungsmessstreifen
EEG	Elektroenzephalographie
EHI	Edinburgh Handedness inventory
EMG	Elektromyographie
ERD	Event-related Desynchronisation
ERS	Event-related Synchronisation
et al.	et alteri (und andere)
Fz	centro-frontale Elektrodenposition
F3	links-frontale Elektrodenposition
F4	rechts-frontale Elektrodenposition
F7	links-frontale Elektrodenposition
F8	rechts-frontale Elektrodenposition
Fa.	Firma
fm	fronto-midline
fMRI	Funktionelles Magnetresonanz-Imaging
GLM	General Linear Model
Hz	Hertz
IEMG	Integriertes Elektromyogramm
inner	Innersubjektfaktor
Kap.	Kapitel
kg	Kilogramm
KOhm	Kilo-Ohm
li	Links
LQ	Lateralitätsquotient
m	Meter
M.	Musculus

MANOVA	Mehrfaktorielle Varianzanalyse
MATB	Multi-Attribute-Task-Battery
MOhm	Mega-Ohm
MP	motor potential
MRCP	Movement-related cortical potential
MVC	Maximal voluntary contraction
MW	Mittelwert
N	Newton
O1	links-okzipetale Elektrodenposition
O2	rechts-okzipetale Elektrodenposition
Pz	centro-parietale Elektrodenposition
P3	links-parietale Elektrodenposition
P4	rechts-parietale Elektrodenposition
p	Signifikanzniveau
P27	Komponente evozierter Potentiale
PET	Positronen-Emissions-Tomographie
PubMed	englischsprachige textbasierte Datenbank
rCBF	Regionaler Blutfluss
re	Rechts
Reg.-Nr.	Registrierungs-Nummer
RF	rectus femoris
sec	Sekunde
SEP	Somatosensorisch-evozierte Potentiale
SMA	Supplementär-motorische Rinde
STAI	State-Trait Anxiety Inventory
T3	links-temporale Elektrodenposition
T4	rechts-temporale Elektrodenposition
T5	links-temporale Elektrodenposition
T6	rechts-temporale Elektrodenposition
Tab.	Tabelle
TDPM	Threshold of detecting passive motion
VAS	Visuelle Analogskala
VL	vastus lateralis
VM	vastus medialis
VMIQ	Vividness of Motor Imagery Questionnaire
VVIQ	Vividness of Visual Imagery Questionnaire
WM	working memory
ZNS	Zentralnervensystem

Abstract

Purpose: Researchers speculate about consequences at the cortical level due to a reconstruction of the anterior cruciate ligament (ACL). The aim of the study was to investigate changes at cortical level compared to a healthy control group and due to the task acquisition. Therefore performance, neuromuscular activation (EMG) and cortical activity (EEG) were measured during two different proprioceptive modalities representing the joint position sense (JPS) and the force sensation (FS) in ACL patients and controls.

Methods: Ten patients after ACL-reconstruction and 12 healthy controls participated in the study. The task in the first experiment consisted of an active knee angle reproduction (40°) without visual feedback in a sitting position (JPS). In the second experiment the subjects were asked to reproduce 50% of their individual maximal voluntary contraction (MVC) reproduction in the same set up (FS). In both experiments the participants have had the possibility to practice with visual feedback before each trial. The tasks were executed in random order with one week between the experiments and analyzed in a 2 (ACL vs. controls) x 2 (extremities) x 4 (trials á 3 min) design. The imagination of the real active reproduction performed before completed each experiment.

Performance (aberrations from the target [degrees/percentage]), neuromuscular activation [IEMG of RF, VM, VL] and cortical activity [EEG at 17 electrode positions using international standards (10:20 System) and divided in Theta (4,75-6,75 Hz), Alpha-1 (7,0-9,5 Hz), Alpha-2 (9,75-12,5 Hz) and Beta-1 (12,75-18,5 Hz) frequencies] were measured.

Results: The JPS task demonstrated significant differences at all three measured levels. The behavioural data show significant higher aberrations in the ACL-reconstructed limb compared to the controls. The ACL-patients demonstrate a significant higher participation of VL in the whole neuromuscular activity. The brain activity findings – in particular the frontal Theta and the parietal Alpha-2 power - were able to differentiate between both groups. This result in significant higher frontal Theta power even on the uninvolved side of the ACL-group compared to the control group. Alpha-2

power shows significant differences only between the reconstructed side of the ACL-patients and the control group at parietal positions. In contrast to the JPS task no significant differences were found between the groups during the FS task neither in the performance nor at the neuromuscular or cortical level. Practice in both tasks and groups results in an significant increase of Alpha-1 (widespread over the cortex) and Alpha-2 (at parietal-temporal-occipetal / PTO regions) spectral power.

No differences could be detected in the cortical activity during the imagination of the tasks between both groups.

Conclusion: The developed instrument was able to measure the influence of the reconstruction of the ACL at the cortical level. Detailed information about changes after ACL reconstruction require the measurement on all three levels: the performance, the neuromuscular and cortical activity. The findings result in the conclusion that the joint position sense is influenced by ACL reconstructions whereas the force sensation was not affected. Therefore the term “changed proprioception” after ACL reconstruction should be handled with more care.

The results are discussed in terms of differences in focussed attention with involvement of the anterior cingulate cortex (frontal Theta) and sensory processing in the parietal somatosensory cortex (Alpha-2) as a part of a fronto-parietal network. This network seemed to represent parts of the visual-spatial working memory). That leads to speculations of measurable different loads of the working memory depending on the proprioceptive modality.

Zusammenfassung

Einleitung: Vor dem Hintergrund der Annahme, dass viele Autoren über eine kortikale Beeinflussung nach Verletzung oder Ruptur des vorderen Kreuzbandes spekulieren, wurde ein Messinstrumentarium entwickelt, das synchronisiert die kortikale Aktivierung (EEG), die Muskelaktivität (EMG) und die Leistung während zweier Experimente, die die beiden propriozeptiven Modalitäten des Stellungs- und Kraftsinnes (Winkel- und Kraftreproduktions-Aufgaben) untersuchen, erheben kann. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, anhand dieser sensomotorischen Aufgaben zum Stellungs- und Kraftsinn zu prüfen, ob sich (i) im Vergleich Kreuzbandpatienten zur Kontrollgruppe und (ii) in der Aneignung der sensomotorischen Aufgabe elektrophysiologische Veränderungen abbilden.

Methodik: Zehn Patienten nach ACL-Rekonstruktion und zwölf gesunde Kontrollpersonen nahmen an der Studie teil. Im ersten Experiment sollten die Probanden einen vorgegebenen Kniegelenkwinkel (40°) nach vorherigen Übungsversuchen mit visuellem Feedback unter Ausschaltung des visuellen Kanals aktiv reproduzieren (Stellungssinn). Das zweite Experiment bestand aus einer Kraftreproduktionsaufgabe, bei der die Probanden 50% der maximalen, willkürlich möglichen Kraft wiederholt ohne visuelle Hilfe aufbringen sollten (Kraftsinn). Auch hier konnte vor jedem Durchgang mit visuellem Feedback geübt werden. Beide Experimente wurden in randomisierter Reihenfolge in einem 2 (ACL vs. Kontrollgruppe) x 2 (Extremitäten) x 4 (Durchgänge) Design durchgeführt. Darüberhinaus schloss eine mentale Vorstellung der zuvor durchgeführten realen Bewegung das jeweilige Experiment ab. Zwischen beiden Experimenten lag jeweils eine Woche. Während der Experimente wurde auf drei Ebenen die Leistung (Zielabweichung in Grad bzw. Prozent), die elektrische Muskelaktivierung (IEMG von RF, VM, VL) und die kortikale Aktivität (EEG nach FFT unterteilt in Theta, Alpha-1, Alpha-2 und Beta-1 Frequenzband) an 17 Elektrodenpositionen nach internationalen Standards (10:20 System) gemessen.

Ergebnisse: Die Winkelreproduktionsaufgabe zeigte auf allen drei Ebenen der Messkette signifikante Unterschiede. Die ACL-Patienten zeigten mit ihrer

verletzten Extremität signifikant höhere Abweichungen vom Zielwinkel sowie eine signifikant höhere, prozentuale Beteiligung des VL an der Gesamtbewegung als die Kontrollgruppe. In den kortikalen Parametern zeigte sich insbesondere die frontale Theta Leistung sowie die parietale Alpha-2 Frequenz als signifikantes Unterscheidungsmerkmal zwischen den Gruppen. Wohingegen dies für die Alpha-2 Frequenz nur im Vergleich der rekonstruierten Seite mit der Kontrollgruppe galt, zeigte sich die nicht betroffene Seite der Kreuzbandpatienten ebenfalls beeinflusst. Demgegenüber konnten in der Kraftreproduktionsaufgabe keine Signifikanzen detektiert werden.

Die Aneignung beider sensomotorischen Aufgabe zeigte sich sowohl in beiden Gruppen, als auch in beiden Experimenten in einer Leistungsverbesserung bzw. –stabilisierung. Auf kortikaler Ebene zeigt sich der Aneignungsprozess im Anstieg der Alpha-1 (verteilt über dem gesamten Kortex) und Alpha-2 Leistung (verteilt in den posterioren Kortexregionen).

In der mentalen Vorstellung der beiden Aufgaben unterschieden sich die Kreuzbandpatienten in der kortikalen Aktivierung nicht von den gesunden Kontrollpersonen.

Diskussion: Anhand der vorliegenden Ergebnisse kann man postulieren, dass das entwickelte Messinstrument in der Lage ist, kortikale Veränderungen nach Kreuzbandrekonstruktionen erstmalig differenziert abzubilden. Um die Veränderungen vor dem Hintergrund veränderter Afferenzen aus der Körperperipherie zeigen zu können, ist es notwendig, die gesamte Messkette in die Analyse einfließen zu lassen. Die Ergebnisse der Untersuchung der beiden propriozeptiven Modalitäten lassen den Schluss zu, dass in der getesteten Konstellation der Stellungssinn von der Rekonstruktion beeinflusst wird, der Kraftsinn demgegenüber nicht. Damit muss auch der Begriff „veränderte Propriozeption“ zukünftig differenzierter betrachtet werden.

Insbesondere die kortikalen Unterschiede zwischen beiden Gruppen werden vor dem Hintergrund der fokussierten Aufmerksamkeit unter Einbeziehung der anterioren Gyrus cinguli (frontale Theta-Leistung) und der sensorischen Verarbeitung im somatosensorischen Kortex (parietal Alpha-2) diskutiert. In einem literaturgestützten Modell bilden beide Komponenten ein fronto-

parietales Netzwerk, das das visuell-räumliche Arbeitsgedächtnis repräsentieren könnte. Dieser Zusammenhang führt zu Spekulationen bezüglich der Messbarkeit der Beanspruchung des Arbeitsgedächtnisses in den beiden propriozeptiven Modalitäten.

1 Einleitung

Verletzungen des Kniegelenkes zählen neben den Sprunggelenksverletzungen zu den häufigsten traumatologischen Verletzungsbildern im Sport (Miyasaka et al. 1991). Dabei ist häufig das vordere Kreuzband betroffen. Die Diagnose einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes bedeutete früher für den Sportler das Ende der Karriere. Aufgrund neuer operativer Verfahren, intensiver Forschungsbemühungen und der ständigen Weiterentwicklung der Rehabilitation können Sportler heute häufig wieder in ihre Sportart zurückkehren. Eine Literatursuche über die medizinische Datenbank PubMed zum Thema „*anterior cruciate ligament*“ resultiert in 7065 Literaturstellen. Dies dokumentiert die intensive Auseinandersetzung mit dem Thema. In der Literatur werden inhaltlich verschiedene Veränderungen wie propriozeptive Defizite (Barrett et al. 1991; Roberts et al. 1999; Wilke 2000), defizitäre funktionelle Stabilisierung (Lysholm et al. 1998; O’Connell et al. 1998), geringerer Kraftoutput (Elmqvist et al. 1988; Seto et al. 1988; Baumeister et al. 2002), Defizite bei funktionellen Aufgaben (Chmielewski et al. 2002; Patel et al. 2003) und biomechanische Veränderungen (Chmielewski et al. 2001; Alkjaer et al. 2002; Rudolph et al. 2004) beschrieben. Im Zusammenhang mit zentralen / kortikalen Veränderungen nach einer Verletzung oder Rekonstruktion sind allerdings nur wenige Untersuchungen bekannt (Valeriani 1996 & 1999; Ochi 1999 & 2002; Pitman 1992; Engelhardt 2001; Barthel 2004). Dies deutet hinsichtlich der 7065 das vordere Kreuzband betreffenden Publikationen auf ein deutliches Defizit in diesem Bereich hin.

Ausgehend von der Annahme, dass bei Verletzungen und Rekonstruktionen des vorderen Kreuzbandes Rezeptoren beschädigt werden, die Informationen aus dem Gelenk an das Gehirn übermitteln, ist davon auszugehen, dass sich dieser Informationsfluss verändert darstellt (Johansson et al. 1991; Wojtys et al. 1994; St. Clair Gibson et al. 2002; Ageberg 2002; Sjölander et al. 2002) und es sich hier möglicherweise nicht um eine muskuläre, sondern um eine neurophysiologische Dysfunktion handelt (Kapreli et al. 2006). Diese Annahme führt zu einer Forschungsfrage

von großer Bedeutung: Zieht eine Kreuzbandverletzung bzw. –rekonstruktion Veränderungen auf höchster Steuerungsebene, dem Gehirn, nach sich ?

Noch vor nicht allzu langer Zeit nahm man an, dass kortikale Repräsentationsareale in ihrer Organisation unveränderlich seien. Heute wissen wir allerdings, dass das zentrale Nervensystem (ZNS) die Fähigkeit hat, sich an gegebene Situationen in kürzester Zeit anzupassen. In der modernen Neurowissenschaft umschreibt man diesen Vorgang mit Neuroplastizität. Dies ist der erste Hinweis darauf, dass solche Anpassungsvorgänge auch nach Verletzungen des vorderen Kreuzbandes stattfinden könnten. Des Weiteren gibt es eindeutige Hinweise darauf, dass sich nach einer Deafferenzierung eines Gelenkes oder einer Extremität z.B. nach Amputation (Dettmers et al 1999; Reddy et al 2001; Schwenkreis et al. 2001), nach Gehirnläsionen (Honda et al. 1997; Gerloff et al. 2006) oder bei der Aneignung neuerer motorischer Fertigkeiten (Krings et al. 2000; Hund-Georgiadis et al. 1999) die kortikalen Repräsentationsareale verändern und funktionell anpassen. Zusammengenommen führen diese Hinweise zu der Vermutung, dass auch nach der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes funktionelle Adaptationsvorgänge im Gehirn stattfinden.

Um diese Veränderungen sichtbar und möglicherweise in einem weiteren Schritt für die Diagnostik oder Therapie nutzbar zu machen, bedarf es geeigneter Methoden, die in der Lage sind, diese möglichen Veränderungen zu messen. In der modernen Neurowissenschaft wird in diesem Zusammenhang häufig auf bildgebende Verfahren wie z.B. Positronen-Emissions-Tomographie (PET) oder das funktionelle Magnet-Resonanz Imaging (fMRI) zurückgegriffen. Für den Einsatz im Rehabilitationsverlauf kommen diese Geräte aus Mobilitäts- und Kostengründen nicht in Frage. So bietet sich eine weitere Methode an, die in der Lage ist, solche Veränderungen aufzudecken: Die Elektroenzephalographie (Quante et al. 1999; Kapreli et al. 2006). Die EEG-Systeme messen zeitlich sehr genau und räumlich in einem angemessenen Rahmen. Sie sind transportabel und kostengünstig und wären somit für den Einsatz in der Rehabilitation geeignet. Das Sichtbarmachen einer solchen kortikalen Re-Organisation nach Kreuzbandverletzung oder –rekonstruktion wäre von hoher klinischer Relevanz. Das Wissen um Veränderungen auf zentralnervöser Ebene könnte

möglicherweise nicht nur bestehende Fragen (als Beispiel sei hier genannt, den Hinweisen nachzugehen, dass die nicht verletzte Seite auch betroffen ist), sondern auch Ansätze zur Vorbeugung von solchen Verletzungen und möglichen neuen Strategien des „motor Re-Learning“ in der Therapie liefern. Übergeordnetes Ziel dieser Arbeit ist es, anhand sensomotorischer Aufgaben zu zeigen, dass eine Kreuzbandrekonstruktion Veränderungen auf kortikaler Ebene nach sich zieht.

1.1 Problemstellung

Viele Autoren spekulieren inzwischen im Zusammenhang mit einer Ruptur oder der anschließenden Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes über eine Veränderung der kortikalen Verarbeitungsprozesse (Wojtys et al. 1994; St. Clair Gibson et al. 2002; Ageberg 2002; Sjölander et al. 2002), die für sichtbare Defizite in der Bewegungsausführung und –kontrolle verantwortlich sein sollen. In dieser Arbeit wird, anhand einer experimentellen Studie, die Veränderung der zentral kortikalen Aktivität während einer zielmotorischen Aufgabe nach der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes im Vergleich zu einer altersgleichen, gesunden Kontrollgruppe untersucht.

In einem komplexen Zusammenhang sollen anhand einer Messkette „kortikale Aktivität (EEG) – neuromuskuläre Aktivierung (EMG) – biomechanischer Output (Winkel, Kraft)“ folgende, übergeordnete Fragestellungen beantwortet werden:

- Verändert sich die kortikale Aktivität im Vergleich zwischen Kreuzbandpatienten und gesunden Kontrollpersonen in der realen und mentalen Durchführung eines Winkelreproduktionstestes (Stellungssinn) ?
- Stellt sich die kortikale Aktivität im Gruppenvergleich während der realen und mentalen Durchführung eines Kraftreproduktionstest (Kraftsinn) verändert dar ?

Die einzelnen Ziele und Hypothesen werden im Kapitel 4 nach dem Literaturüberblick zum Thema dargestellt.

1.2 Begriffsbestimmungen

Im Hinblick auf die Thematik dieser Arbeit scheint es sinnvoll, die Begriffe Sensomotorik, Somatosensorik, Tiefensensibilität, Propriozeption und Kinästhetik näher zu beschreiben. Für diese Begriffe existiert keine allgemeingültige inhaltliche Abgrenzung. Nach Meinung vieler Experten verschwimmen die Grenzen dieser Begrifflichkeiten oder werden häufig im falschen Zusammenhang benutzt (Quante et al. 1999; Wilke 2000). Daher soll eine Definition der Begrifflichkeiten zum besseren Verständnis der Arbeit vorangestellt werden.

Somatosensorik

Der Begriff Somatosensorik fasst Empfindungen zusammen, die durch Reizung verschiedener Sensoren unseres Körpers hervorgerufen werden. Die Somatosensorik umfasst nach Schmidt & Thews (2005) neben der Wahrnehmung des Bewegungsapparates (Propriozeption) auch die Sensorik der Körperoberfläche (Ekterozeption, Hautsensibilität) und der inneren Organe (Enterozeption) sowie die Nozizeption. Die Wahrnehmung des Gleichgewichtes (vestibuläres System) genauso wie das visuelle, olfaktorische und auditive System (die „klassischen“ Sinne) werden nicht unter dem Oberbegriff Somatosensorik geführt. Der Begriff Somatosensorik bezeichnet nur die Wahrnehmung bestimmter Reize und die Informationsleitung zur „Endstation“, dem somatosensorischen Kortex.

Sensomotorik

Die Sensomotorik oder auch „Sensumotorik“ - abgeleitet vom lateinischen *sensus* für „Sinn“ und *motorius* für „beweglich“ – bezeichnet die Gesamtheit der an Bewegungsabläufen beteiligten sensorischen und motorischen Funktionen (Hanser 2001). Die Wahrnehmung interner und externer Reize wird durch unterschiedliche Rezeptoren ermöglicht, die die afferenten Informationen aus der Peripherie in das ZNS senden, wo sie auf unterschiedlichen Ebenen (spinal oder supraspinal) verarbeitet werden. Diese auch als sensomotorische Integration bezeichnete Verarbeitung in verschiedenen Strukturen des ZNS (siehe Kap 2.2.1) verknüpft sensorische Eingänge und motorische Ausgänge zur Erzeugung von Verhalten (Abb.1).

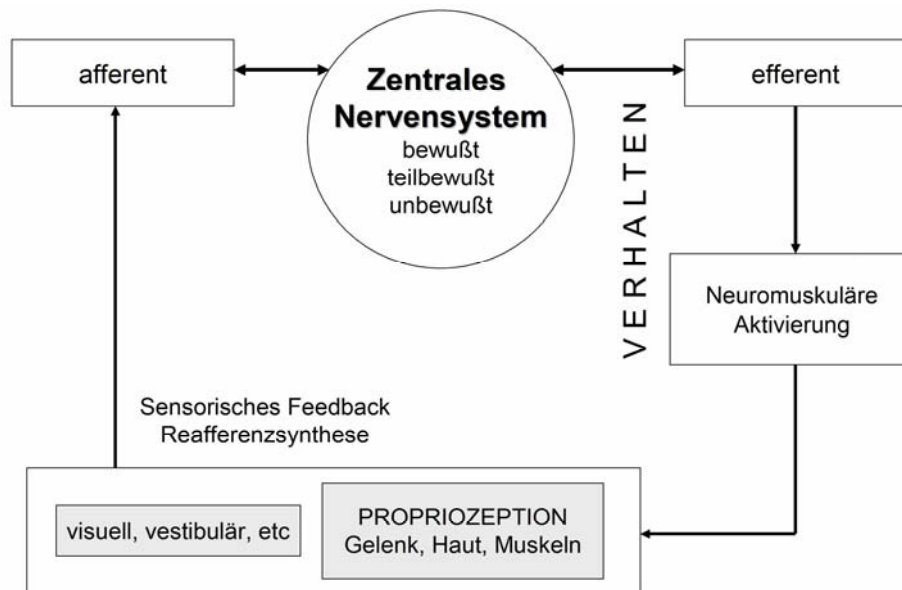


Abb. 1: Überblick des Sensomotorischen Systems (mod. nach Biedert et al. 1998)

Durch einen Feedbackmechanismus (sensorische Rückkopplung, Reafferenzsynthese) wird eine kontinuierliche Anpassung der Aktionen an momentane Bedingungen sichergestellt. Dieser Regelkreis wird als sensomotorisches System bezeichnet, das durch Sensorik und Motorik in Wechselwirkung mit seiner Umwelt steht. Sensomotorische Leistungen sind messbare Ergebnisse, die vom sensomotorischen System hervorgebracht werden. In der Rehabilitation werden diese Ergebnisse genutzt, um Defizite innerhalb des sensomotorischen Regelkreises aufzudecken.

Propriozeption

Schon im 19. Jahrhundert wird von Sherrington der Begriff der Propriozeption geprägt. Er bezeichnet damit die Eigenwahrnehmung („den verborgenen sechsten Sinn“), die es uns ermöglicht, „unseren Körper als uns zugehörig, als unser „Eigen-tum“, als uns selbst zu erleben“ (Sacks 1999). Sherrington selbst beschreibt die Propriozeption als einen Sinn, der neben Muskelorganen und Gelenkorganen auch den Vestibulärapparat einschließt (Sherrington 1906). In der heutigen Literatur wird mit Propriozeption meist die Wahrnehmung über die Stellung einzelner Körperteile zueinander

(Stellungssinn), die Wahrnehmung von Bewegungen (Bewegungssinn) sowie die Wahrnehmung der Kraft, die für das Halten einer Gelenkstellung oder die Durchführung einer Bewegung zuständig ist (Kraftsinn) bezeichnet. Etymologisch besteht der Begriff aus den lateinischen Teilen *proprius*=“eigen“ und *percipio*=“erfassen“ und bezeichnet das bewusste und unbewusste *Eigenwahrnehmen* von Informationen aus dem Körper. Für die Informationsaufnahme sind unterschiedliche Rezeptoren (Muskelspindeln, Sehnenorgane, Gelenkrezeptoren und Hautrezeptoren) zuständig (Kap. 2.1.1), die auch mit dem Begriff Propriozeptoren oder Propriorezeptoren bezeichnet werden. Die Propriozeption ist ein Teil der Somatosensorik. Nomenklatorisch ist es wichtig, dass die Propriozeption ein rein afferentes System darstellt (Quante et al. 1999; Birbaumer & Schmidt 2006). Wird die Motorik bei der funktionellen Betrachtung mit einbezogen, spricht man bereits von Sensomotorik. Demnach wäre ein propriozeptiver Test oder ein Test des propriozeptiven Systems im eigentlichen Sinne ein Testverfahren im Bereich der Wahrnehmung bzw. Reizleitung im afferenten System (z.B. Testung der Bewegungswahrnehmung). Aktive Winkelreproduktionstests wären demnach als sensomotorische Testverfahren zu bezeichnen.

Tiefensensibilität

Auch die Tiefensensibilität wird von den Autoren unterschiedlich eingeteilt. Nach Klinke/Silbernagel (1994) schließt sie neben dem propriozeptiven Anteil (Informationen über Stellung, Bewegung und Kraft) auch die Nozizeption mit ein. Birbaumer (2006) und das Lexikon der Neurowissenschaft (2001) setzen die Tiefensensibilität mit der Propriozeption gleich. Die Nozizeption stellt bei den letztgenannten Autoren ein eigenständiges System dar.

Kinästhetik

Auch dieser Begriff erfährt in der Literatur keine einheitliche Beschreibung. Ein Teil der Autoren bezeichnet mit Kinästhetik die bewusste und unbewusste Wahrnehmung von Gelenkstellungen und –bewegungen (Enoka 1998; Wilkerson et al. 1994), wohingegen andere den Begriff ausschließlich einzelnen propriozeptiven Sinnen, also auch dem Kraftsinn zuweisen (Lephardt 1998; Guyton et al. 1996; Gandieva 1992; McCloskey 1987).

Ausgehend von den griechischen Wortstämmen *kinesis*=“Bewegung“ und *ästhesie*=“Wahrnehmung“ bezeichnet der Begriff Kinästhetik im eigentlichen Sinne den Bewegungssinn.

2 Forschungsstand

Im folgenden Teil werden die peripheren und zentralen Komponenten des sensomotorischen Funktionskreises in Bezug auf ihre Funktion und den Einfluss einer Verletzung / Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes anhand der aktuellen Literatur dargestellt.

2.1 Periphere Aspekte der Sensomotorik nach Verletzungen des vorderen Kreuzbandes

Erst seit den neunziger Jahren wird der funktionellen Stabilität nach Verletzungen und Rekonstruktionen des vorderen Kreuzbandes wachsende Bedeutung beigemessen. Stand vorher nur die mechanische Stabilität mit wechselnden Operationsmethoden und –materialien im Vordergrund, rückten später insbesondere Untersuchungen zu sensomotorischen und neuromuskulären Defiziten und in der Rehabilitation der Muskelaufbau in den Fokus des wissenschaftlichen Interesses. Insbesondere im Hinblick auf Nachbehandlungskonzepte stellte die periphere Sensomotorik einen wichtigen Eckpunkt dar. Im Folgenden sollen diese peripheren Veränderungen im Licht der aktuellen Forschung dargestellt werden.

Die ersten Arbeiten beschäftigten sich in den 80er und 90er Jahren mit der Problematik der Kraftdefizite nach Kreuzbandverletzungen und -rekonstruktionen. Dabei wurden sowohl isometrische, als auch dynamische und isokinetische Messungen zu verschiedenen Zeitpunkten vor bzw. in unterschiedlichen Zeiträumen nach der Operation durchgeführt. Seto et al. (1988) untersuchte die Kraftfähigkeiten fünf Jahre nach erfolgter Rekonstruktion mittels eines Patellasehnentransplantates. Er stellte – selbst nach diesem langen Zeitraum – anhand isokinetischer Drehmomente ein signifikantes Kniextensionsdefizit im Vergleich zur nicht betroffenen Seite fest. Die Knieflexion zeigte keine Unterschiede. Andere Autoren kamen zu ähnlichen Ergebnissen (Elmqvist et al. 1988; Davies et al. 1984; Baumeister & Weiß 2002). Gegen Ende der 90er Jahre wurde der damalige „Goldstandard“ (der Ersatz mit einem Drittel der Patellasehne) durch den

Ersatz mit der Semitendinosussehne mehr oder weniger ersetzt. Laurie et al. (2000) verglichen die beiden oben genannten Operationsmethoden (Patella- und Semitendinosussehne) in unterschiedlichen Winkelgeschwindigkeiten (konzentrisch und exzentrisch) ein Jahr nach Operation mit einer Kontrollgruppe. Dabei zeigte sich das auch schon in früheren Studien beschriebene Kraftdefizit der Knieextensoren in beiden Kreuzbandgruppen im Vergleich zur Kontrollgruppe. Die Knieextension war bei beiden Gruppen betroffen und zeigte zwischen den nach unterschiedlichen Operationsmethoden rekonstruierten Kreuzbändern der Extremitäten keine Unterschiede, wohingegen in der Flexion Defizite in der Semitendinosus-Gruppe bestanden, die von den Autoren mit der Transplantatentnahmestelle in Verbindung gebracht wurden.

Anhand der Kraftdefizite hatte man einen ersten Anhaltspunkt, dass möglicherweise das Gesamtsystem Kniegelenk nach einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes durch übergeordnete Faktoren beeinflusst wird. Die Kraftdefizite wurden u.a. mit Hemmmechanismen in Zusammenhang gebracht. Diese Außenansicht anhand eines Parameters reichte im Hinblick auf eine detaillierte Beschreibung der Problematik nicht aus. Aufgrund der sensorischen Aufgaben des Kreuzbandes versuchte man in einem weiteren Schritt, aufgrund der Annahme einer defizitären Wahrnehmung durch die Zerstörung von Rezeptorstrukturen (Johansson et al. 1991; Wojtys et al. 1994), einen Einfluss der Verletzung/Rekonstruktion auf sogenannte „propriozeptive Aufgaben“ (die eigentlich sensomotorische Aufgaben sind, siehe Kap. 1.2) zu entdecken. Verschiedene Autoren gehen davon aus, dass durch Verletzung und Operation die Afferenzen, die zum Gehirn gelangen, verändert sind, und sich so auf die biomechanischen und sensomotorischen Leistungen auswirken. Insbesondere auf die veränderten Afferenzen und die damit einhergehenden sensomotorischen Defizite soll im Folgenden eingegangen werden.

2.1.1 Der periphere Ausgangspunkt: beteiligte Strukturen und methodische Zugänge

Verschiedene Autoren berichten über eine veränderte Propriozeption nach Verletzungen bzw. Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes (Johansson et

al. 1991; Wojtys et al. 1994; St. Clair Gibson et al. 2002; Ageberg 2002; Sjölander et al. 2002). Diese werden auf die veränderten Wahrnehmungen der sich im Kreuzband befindlichen, unterschiedlichen Rezeptoren zurückgeführt.

Die für die Propriozeption zuständigen Rezeptoren befinden sich in den Kniegelenksbändern, den Menisken, den Sehnen, der Gelenkkapsel und der das Knie umgebenden Muskulatur. Die Mechanorezeptoren wandeln Spannungen und deren Änderungen in afferente elektrische Signale um und ermöglichen so das Erkennen von Kräften und Bewegungen. Dabei sind nach Reizspezifität und Adaptationsverhalten verschiedene Rezeptortypen beteiligt.

Als eine der ersten identifizierten Freeman und Wyke (1967) vier unterschiedliche Sensortypen, die sie als Typ I, II, III und IV bezeichnen. Diese werden in folgenden Untersuchungen auch oft als, Ruffini-Endigungen, Vater-Pacini Körperchen, Golgi-Sehnenorgane und freie Nervenendigungen bezeichnet (Schultz et al. 1984; Zimny et al. 1986; Johansson et al. 1991).

Die Ruffini-Endigungen (Typ I) zeigen schon bei geringen Spannungen Aktivität. Sie senden auch in Ruhe Impulse, so dass sie möglicherweise eine Rolle bei der Aufrechterhaltung des Muskeltonus spielen. Die Ruffini-Endigungen spielen dabei in statischen und dynamischen Situationen eine Rolle und zeigen kleinste Gelenkbewegungen und Veränderungen des intraartikulären Drucks an (Johansson et al. 1991; Grabiner et al. 1993).

Die Vater-Pacini Körperchen (Typ II) sind den Ruffini-Endigungen sehr ähnlich. Sie adaptieren im Vergleich zu den erstgenannten Rezeptoren sehr schnell und sind daher im immobilisierten Zustand nicht aktiv. Ihre Funktion besteht in der Detektion von Beschleunigungen (und damit kleinsten Bewegungen) und Vibrationen. Sie sind in erster Linie in die Gelenkkapsel eingebettet und zählen zu den dynamischen Rezeptoren (Lattanzio et al. 1998; Schmidt & Schaible 2001).

Die größten Rezeptoren sind die Golgi-Sehnenorgane (Typ III). Sie besitzen eine sehr hohe Reizschwelle und adaptieren nur langsam, was dazu führt, dass sie im immobilisierten Gelenk völlig und sogar teilweise bei aktiven und passiven Bewegungen inaktiv sind. Die Golgi-Organen senden ihre Impulse, wenn physiologische Grenzen oder große Traktionskräfte am Gelenk

angreifen. Topographisch ist dieser Rezeptorentyp direkt auf den Ligamenten zu finden. Er wird auch als Spannungskontrollsystem bezeichnet (Lattanzio et al. 1998; Schmidt & Schaible 2001).

Die freien Nervenendigungen (Typ IV) bilden die Nozizeption des Gelenkes. Sie besitzen eine vollkommen andere Funktion als die oben beschriebenen Mechanorezeptoren. Sie werden nur in pathophysiologischen Zuständen aktiv, wenn z.B. Rupturen an Bändern oder Deformationen an den Gelenkstrukturen auftreten. Zusätzlich reagieren sie auf chemische Stoffe, die insbesondere in Entzündungsreaktionen ausgeschüttet werden (Newton et al. 1982; Reuter et al. 1994). Im Kniegelenk sind die freien Nervenendigungen der häufigste Rezeptortyp. Sie kommen insbesondere im Stratum fibrosum der Gelenkkapsel und in den Fettpolstern der Plicae bzw. Villi synovialis vor und sind häufig mit kleinen Gefäßästen assoziiert (Nürnberg 1997).

Verschiedene Forschergruppen untersuchten die Bedeutung der im Gelenk befindlichen Mechanorezeptoren zunächst am Bandapparat der Katze und stellten fest, dass bereits geringe Dehnungen des medialen Seitenbandes zu erhöhten Impulsraten führen (Andrew et al. 1954). Die Forschergruppe um Ferrell (1980) bestätigt diese Ergebnisse. Sie zeigen, dass langsam adaptierende Mechanorezeptoren auch zwischen den Extremstellungen die Position des Kniegelenkes signalisieren. Somit schreiben beide Gruppen den Mechanorezeptoren im Kniegelenk der Katze wichtige Funktionen im Bezug auf den Stellungssinn zu. Der Transfer zum humanen Gelenk gestaltete sich nicht so einfach. Dies gelingt wiederum der Arbeitsgruppe um Ferrell (1987), die zeigen können, dass trotz Ausschaltung von Muskelspindeln und Hautafferenzen die Probanden mit einer gewissen Fehlertoleranz Bewegungen erkennen können. Nach Gabe eines Lokalanästhetikums wurde der afferente Informationsfluss unterbrochen und die Fehlerrate stieg stark an. Die Autoren schließen daraus, dass Gelenksensoren Informationen zum ZNS senden und sehen diese Information als Ergänzung zu den Muskelspindelinformationen, die besonders wichtig werden, wenn Muskelspindelafferenzen ausfallen. Dem Argument einiger Forscher, die annehmen, dass die Schädigung der Gelenkrezeptoren bei Verletzung oder Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes sehr gering ist und daher nach

deren Ansicht nicht bedeutend ist, treten Macefield et al. (1990) entgegen. Sie kommen nach ihren Untersuchungen mithilfe der intraneuralen Stimulation einzelner ausgesuchter Mechanosensoren im Kniegelenk zu dem Schluss, dass ein einziger Gelenkrezeptor in der Lage ist, eine spezifische und sinnvolle Information zu liefern.

Der wichtigste Rezeptor in der kniegelenksumgebenden Muskulatur ist die Muskelspindel. Sie besitzt den höchsten Komplexitätsgrad aller Rezeptoren, da sie aus aktivierbaren und rezeptiven Anteilen konzipiert ist. Muskelspindeln liegen parallel zur Arbeitsmuskulatur (extrafusall). Die Erfassung und Regelung der Muskellänge ist abhängig von drei Komponenten: spezialisierte Muskelfasern (intrafusall) nehmen die Längenänderung wahr; Sensorische Axone der Gruppen I (primäre Muskelspindelafferenzen) und II (sekundäre Muskelspindelafferenzen) messen die Länge und übertragen die Information zum ZNS. Die Gamma-Motoneurone stellen die Empfindlichkeit der Sensoren ein. Der adäquate Reiz ist eine Längenveränderung der intrafusalen Muskulatur in der Äquatorialregion der Spindeln. Das Verhalten der Sensoren wird als proportional-differentiell bezeichnet, was bedeutet, dass die Sensoren dynamische und statische Komponenten einer Längenänderung erfassen. Zusammenfassend dienen die Muskelspindeln als Längenkontrollsystem (Schmidt & Schaible 2001).

In der aktuellen Sichtweise sind Muskelspindeln sowohl für den Stellungssinn, als auch für den Bewegungssinn eines Gelenkes zuständig (Proske 2005). Die Experimente von Burke (1988) und Gandieva (1976, 1983, 1992) zum Einfluss der Muskelspindeln auf den Stellungs- und Bewegungssinn lassen den Schluss zu, dass Stellungen und Bewegungen innerhalb eines Gelenkes hauptsächlich von Informationen der Muskelspindeln abhängen. Reuter et al. (1997) bestätigen dies mit der Aussage, dass die größte Information über die Bewegung über die Muskelspindeln erlangt wird und erst an zweiter Stelle die Gelenksensoren Einfluss nehmen. Allerdings sei auch an dieser Stelle noch mal an die Untersuchung von Ferrell et al. (1987) erinnert, die Bewegungen des Fingergelenkes untersuchten, bei der die Muskulatur funktionell ausgeschaltet war. Bei den darauf folgenden passiven kleinen Bewegungen

konnten diese mit einer gewissen Fehlerrate erkannt werden. Nach Gabe eines Lokalanästhetikums stieg die Fehlerrate rapide an. Dabei war die Reaktion nach lokaler Anästhesie der dorsalen Haut nicht so fehlerbehaftet wie nach intraarthronaler Injektion. Die Autoren schlossen daraus, dass die Mechanorezeptoren des Gelenkes für die Wahrnehmung der Bewegung wichtig sind und dass Bewegungsempfindungen nicht vorwiegend von Hautafferenzen abhängen.

Häufig existieren nach Verletzungen oder Rekonstruktionen des vorderen Kreuzbandes Symptome wie funktionelle Instabilitäten, das sogenannte „giving-way“ Phänomen und muskuläre Defizite. Schon 1965 postulierte Freeman, dass dies möglicherweise auf eine teilweise Deafferenzierung der Kapsel und des Bandes im Zusammenhang mit dem geschädigten Gelenk zusammenhängen könnte. Die Bedeutung der Mechanorezeptoren für die dynamische Stabilität / Kontrolle der Gelenke ist heute allgemein anerkannt (Skinner et al. 1984; Johansson et al. 1991; Swanik et al. 1997). Diese Deafferenzierung von Teilen der Mechanorezeptoren findet nicht nur bei der Verletzung selbst, sondern auch bei der Operation zur Rekonstruktion statt. Wie bereits an anderer Stelle erwähnt, ist sogar ein einzelner Gelenksensor in der Lage, spezifische und sinnvolle Informationen zu liefern (Macefield et al. 1990). Da somit eine Operation nicht ohne Schädigung der Rezeptorstrukturen durchgeführt werden kann, ist davon auszugehen, dass die zum Gehirn übermittelten propriozeptiven Informationen – die sensorischen Afferenzen – sich verändert haben (Johansson et al. 1991; Wojtys et al. 1994; St. Clair Gibson et al. 2002; Ageberg 2002; Sjölander et al. 2002).

Die dargestellte Deafferenzierung nach Rekonstruktionen des vorderen Kreuzbandes lässt den Schluss zu, dass die Messung von sensomotorischen Leistungen über derartige Defizite Auskunft geben könnte. Orientiert man sich in den Messungen an den Funktionen der beteiligten Rezeptoren, wurden bisher drei unterschiedliche Messungen von den Untersuchern favorisiert: die Messung des Bewegungssinnes, der Richtungen und Geschwindigkeiten von Bewegungen misst, die Messung des Stellungssinnes, der über die Winkelstellung der Gelenke Auskunft gibt und die Messung des Kraftsinnes, der das Ausmaß an Muskelkraft abschätzt, das

notwendig ist, um Bewegungen auszuführen oder Stellungen beizubehalten (Wilke 2000).

Die Quantifizierung der Bewegungswahrnehmung versuchte man über die Bestimmung von Wahrnehmungsschwellen bei passiven Bewegungen zu realisieren (Threshold for detecting passive motion = TDPM). Verschiedene Autoren berichten übereinstimmend über signifikante Unterschiede zwischen Patienten zu verschiedenen Zeitpunkten nach der Verletzung des vorderen Kreuzbandes (Roberts et al. 2000; Pap et al. 1999; Corrigan et al. 1991). Alle Autoren benutzten eine externe Kontrollgruppe und fanden Unterschiede in beiden Extremitäten verglichen mit den Kontrollpersonen. Dies deutet auf ein bilaterales Defizit nach einer Kreuzbandverletzung hin. Nach Rekonstruktion des ACL liegen weniger Studien vor. Hier zeigen die Ergebnisse von Risberg et al. (1991) nach Rekonstruktion keine Unterschiede. Leider sind die Tests zur Quantifizierung des Bewegungssinnes aufgrund der unterschiedlichen, angewandten Methodiken (liegen, sitzen, unterschiedliche Bewegungsgeschwindigkeiten und Ausgangspositionen etc.) schlecht vergleichbar. Allein Reider et al. (2003) testeten sowohl vor, als auch nach der Rekonstruktion und verglichen die Ergebnisse mit einer Kontrollgruppe. Sie fanden signifikante Unterschiede sowohl zwischen der verletzten Seite vor der Operation als auch der kontralateralen Extremität und den externen Kontrollpersonen, wohingegen keine signifikanten Unterschiede im Verlauf von drei, sechs, zwölf und 24 Wochen nach Verletzung festzustellen waren. Eine weitere Möglichkeit der Quantifizierung des Einflusses einer Kreuzbandschädigung auf sensomotorische Leistungen stellen bezüglich des Stellungssinnes die Winkelreproduktionstests dar, auf die im Folgenden näher eingegangen werden soll.

2.1.2 Winkelreproduktionen

Auch in den Winkelreproduktionstests gibt es verschiedene Faktoren, die einen Vergleich der Ergebnisse der Messungen schwierig machen. In der Literatur findet man verschiedene Arten der Winkelreproduktion, sowohl am Modell, wie auch passiv und aktiv. Auf die Darstellung der Methode zur Nachstellung des Kniegelenkwinkels anhand eines Modells (Barrett et al. 1991b; Carter et al. 1997) und der Reproduktion von Kniegelenkwinkeln im

Stehen (Bullock Saxton et al. 2000; Hopper et al. 2003) soll an dieser Stelle verzichtet werden.

Beim passiven Winkelreproduktionstest (passive Nachstellung eines vorgegebenen Winkels) wird das Kniegelenk sowohl bei der Voreinstellung durch den Untersucher, als auch bei der Reproduktion des Winkels passiv bewegt, so dass der Patient keine aktive Muskelkraft aufwenden muss. Mit der passiven Winkelreproduktion wird versucht, den Einfluss der Muskelspindeln auszuschalten und damit die Gelenkrezeptoren isoliert zu messen. Der größte Teil dieser Untersuchungen wurde an Patienten mit rupturiertem, vorderem Kreuzband durchgeführt.

Die Ausgangsuntersuchung bezüglich passiver Winkelreproduktionstests wurde von Barrett et al. (1991) durchgeführt. Er verglich kreuzbandverletzte und –rekonstruierte Patienten mit einer externen Kontrollgruppe. Die Genauigkeit der im Liegen passiv reproduzierten Winkel war in der Gruppe der Kreuzbandverletzten signifikant geringer im Vergleich zu Patienten nach einer Rekonstruktion, als auch zur gesunden Kontrollgruppe. Die Autoren zogen daraus den Schluss, dass die Propriozeption eine große Rolle in der Wiederherstellung der Funktionen nach Verletzung / Rekonstruktion besitzt.

In Anlehnung an die von Barrett eingeführte Methodik untersuchten Jerosch et al. (1996) 30 gesunde Probanden und fanden keine Unterschiede in der Genauigkeit der Winkelreproduktion in den beiden Extremitäten. Des Weiteren fanden die Untersucher einen signifikant schlechteren Stellungssinn in einer präoperativen Gruppe von Kreuzbandpatienten (n=14) im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe. Auch die gesunde Extremität der Kreuzband-Gruppe wies signifikant schlechtere Ergebnisse aus, als die der Kontrollpersonen und wies damit auf ein bilaterales Defizit hin. Auch die postoperative Kreuzbandgruppe (n=11) reproduzierte die Winkel hochsignifikant schlechter als die Kontrollgruppe. Damit konnten die Ergebnisse von Barrett (1991) bestätigt werden. Weiterhin untersuchten sie den Einfluss von unterschiedlichen Winkelstellungen, die reproduziert werden sollten (10°, 35°, 60°, 80°). Die größten Abweichungen in der Reproduktion wurden im Bereich von 60° gefunden. Diese zeigten sich signifikant größer als 35° und den streckungsnahen Winkeln von 10° in beiden Extremitäten. Die Autoren schlossen daraus, dass die Abweichungen

im mittleren Bewegungsausmaß am größten sind. Leider fehlen Hinweise auf den Einfluss der Seitigkeit, wie sie später von unserer Arbeitsgruppe aufgedeckt wurden (Barthel et al. 2002; Baumeister et al. 2004).

Fremerey et al. (1998) modifizierten die Messvorrichtung dahingehend, dass die Probanden im Sitzen gebeten wurden, einen vom Untersucher voreingestellten Winkel passiv bei einer Winkelgeschwindigkeit von $0,5^\circ/\text{sec}$ wiederzuerkennen. Damit verglichen sie Patienten mit Ruptur des vorderen Kreuzbandes in der Akutphase (innerhalb der ersten 12 Tage, $n=10$) und Patienten mit chronischer Knieinstabilität vor und drei bzw. sechs Monate nach der Kreuzbandrekonstruktion ($n=20$) untereinander und mit einer Kontrollgruppe ($n=20$). Bei den Probanden der Kontrollgruppe unterschieden sich die Ergebnisse von dominantem und nicht dominantem Bein nicht, wohingegen in der Akutphase, sowie in der Gruppe vor und drei Monate nach der Rekonstruktion signifikante Unterschiede in der Genauigkeit der Reproduktion zwischen betroffener und nicht betroffener Extremität bestanden. Diese Unterschiede konnten sechs Monate nach der Operation nicht mehr bestätigt werden. Die Autoren führen die Unterschiede in der Akutphase auf die generalisierte Gelenkschwellung zurück. Nach der Rekonstruktion verbessert sich zwar die Genauigkeit der Reproduktion, kann aber nach Aussage der Autoren erst im Seitenvergleich nach sechs Monaten annähernd wieder hergestellt werden.

Die Ursache möglicher propriozeptiver Defizite ist nicht im alleinigen Ausfall von einzelnen Rezeptorstrukturen auf dem bzw. im Kreuzband zu suchen, sondern muss im Kontext aller sensiblen Strukturen gesehen werden, die an den propriozeptiven Informationen aus dem Gelenk beteiligt sind (Hoffmeier 2005). Um sich funktionell den Alltagssituationen anzunähern, kam in den letzten Jahren vermehrt der aktive Winkelreproduktionstest in Untersuchungen zum Einsatz, die dadurch charakterisiert sind, dass der Untersucher einen Winkel im Kniegelenk des Probanden einstellt, der danach aktiv vom Probanden reproduziert werden soll (Wilke 2000).

Auch die aktive Winkelreproduktion kann auf kein standardisiertes Verfahren zurückgreifen, was in der Konsequenz dazu führt, dass erhobene Ergebnisse schwer vergleichbar und nur vor dem aufgabenspezifischen Hintergrund interpretiert werden dürfen.

Wilke (2000, 2003) untersuchte in einer gesunden Kontrollgruppe (n=24) den Einfluss von aktiver oder passiver Vorgabe der Winkel und der Positionierungsart (Liegen, Sitzen, Stehen) auf die aktive Winkelreproduktion im Kniegelenk und verglich daraufhin die Kontrollgruppe mit einer Gruppe Patienten nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes (n=20). Wilke konnte zeigen, dass die Kontrollpersonen Winkel nach aktiver Vorgabe besser reproduzieren konnten, als nach passiver. Bezüglich der Positionierungsart stellte sich heraus, dass die Kontrollpersonen bei Messung in Rückenlage die schlechtesten Ergebnisse erzielten, was nach Meinung der Autorin mit der veränderten Rekrutierungsfolge der Muskulatur in horizontaler Lage und dem veränderten Einfluss der Schwerkraft im Liegen zusammenhängt. Im Vergleich der Kreuzbandpatienten mit der Referenzgruppe konnte festgestellt werden, dass die gesunden Personen einen aktiv vorgegebenen Winkel im Sitzen signifikant besser reproduzieren als die Kreuzbandgruppe.

In einer Untersuchung von Reider et al. (2003) (nach Aussage der Autoren der einzigen Längsschnittuntersuchung) wurden Kreuzbandpatienten präoperativ und 3, 6, 12 und 24 Wochen nach dem operativen Kreuzbandersatz unter Zuhilfenahme aktiver Winkelreproduktionstests sowohl im Seitenunterschied innerhalb der Untersuchungsgruppe als auch mit einer gesunden Kontrollgruppe verglichen. Der Vergleich der betroffenen und nicht betroffenen Seite zeigte bei den Patienten signifikant besser reproduzierte Winkel sechs Monate nach der Operation. Ein Vergleich der betroffenen Seite mit der externen Kontrollgruppe zeigte signifikant bessere Leistungen der Patienten zu den Zeitpunkten präoperativ und sechs Monate postoperativ. Auch die gesunde Extremität reproduzierte mit einem geringeren Fehler als die externe Kontrollgruppe zum Zeitpunkt drei Wochen nach der Rekonstruktion. Diese Untersuchung eignet sich gut, um einige kritische Anmerkungen zur Methodenwahl zu verdeutlichen. Die Autoren selbst führen die besseren Reproduktionsleistungen der Kreuzbandpatienten auf einen möglicherweise eingetretenen Lerneffekt über die verschiedenen Testzeitpunkte zurück, wohingegen die Kontrollgruppe nur einen Termin absolvierte. Ein weiterer Kritikpunkt zu den anderen Studien besteht darin, dass die Ausgangsposition eine volle Extension war und der Winkel durch

aktive Flexion eingenommen werden musste. Dies ist konträr zu dem üblichen Vorgehen, bei dem die Startposition als 90° Flexion beschrieben wird und der Winkel durch Extensionsbewegungen eingenommen werden muss.

Auch Friden et al. (1997) untersuchten 16 Patienten nach arthroskopisch gesicherter Kreuzbandverletzung, ließen sie in seitlich liegender Position aktiv Winkel reproduzieren und verglichen die Ergebnisse mit gesunden Kontrollpersonen (n=19). Dabei fanden sie keine signifikanten Unterschiede zwischen den Untersuchungsgruppen noch innerhalb der beiden Gruppen bezüglich der Extremitäten. Ebenfalls aus dieser Arbeitsgruppe stammt eine Untersuchung an Patienten mit rekonstruiertem vorderen Kreuzband (n=20) 24 Monate nach dem operativen Eingriff (Roberts et al. 2000). Anhand derselben Methodik (seitlich liegend) wurde auch hier die aktive Winkelreproduktion im Vergleich zu einer Referenzgruppe erhoben. Auch hier fanden sich keine Unterschiede zwischen den Gruppen. In ihrer Diskussion stellen beide Autoren ihre Methodik in Frage. Insbesondere die Ausgangslage scheint hier Einfluss auf die Ergebnisse zu nehmen.

Die Arbeitsgruppe um Fischer-Rasmussen (2001) verglich 15 Kreuzbandpatienten zwei bis zehn Wochen nach Rekonstruktion mit einer gesunden Referenzgruppe, sowohl hinsichtlich des Bewegungssinnes und der passiven Reproduktion (beides im Liegen), als auch anhand des aktiven Wiedereinnahmens der Winkelposition unter einem Kraftaufwand, der 20% der vorher getesteten Maximalkraft entsprach. Es zeigten sich in keinem Test Unterschiede zwischen den Untersuchungsgruppen. Problematisch erscheinen in diesem Fall die geringe Versuchsanzahl (4 Versuche pro Test) und die fehlende Randomisierung der Test- und Extremitätenreihenfolge. Zusätzlich ist zu bedenken, dass die Probanden gleichzeitig zwei Aufgaben zu bewältigen hatten: Einmal die Reproduktion des Winkels und gleichzeitig das visuell überprüfte konstante Halten der Drehmomente auf 20%. Des Weiteren weisen die Autoren darauf hin, dass der aktive Test mit 20% der Maximalkraft tatsächlich nur eine Aussage für diese spezielle Situation zulässt und daher nicht mit den anderen aktiven Winkelreproduktionen verglichen werden kann.

Abschließend wurden aktive und passive Winkelreproduktionstests auf ihre

Gütekriterien hin verglichen. Dabei zeigten Gottlieb et al. (1994) in ihren Untersuchungen, dass ein aktiver Winkelreproduktionstest genauere und reproduzierbarere Werte liefert, als beispielsweise ein Test, bei dem die Gelenke der Probanden passiv bewegt wurden. Beynnon et al. (2000) verglichen diverse Winkelreproduktionstests mit unterschiedlichem Setting (aktiv/passiv, am Modell, im Stehen/im Sitzen, Flexion/Extension) und kamen zu dem Ergebnis, dass die aktive Winkelreproduktion in die Extension das Testverfahren mit der größten Reliabilität und Validität sei.

Der Forschungsstand zur Winkelreproduktion zeigt, dass es keine feststehende Methodik diesbezüglich zu geben scheint. Aus diesem Grunde sind die Untersuchungen auch nur schwer vergleichbar und dienen immer der Beantwortung einer spezifischen Fragestellung im Gesamtkontext der Untersuchung. Dabei weist die Mehrzahl der Untersuchungen auf signifikante Reproduktionsunterschiede zwischen Kreuzbandverletzten bzw. – rekonstruierten verglichen mit gesunden Kontrollpersonen hin. Allerdings scheinen bei der Durchführung von Winkelreproduktionstests Faktoren wie die Lagerung des Probanden, die reproduzierende Winkelstellung, die Bewegungsrichtung, die Ausgangsstellung und die Wiederholungszahl und ein möglicher Lerneffekt eine große Rolle zu spielen. Diese Faktoren müssen bei einem Messaufbau zwingend bedacht werden (siehe Kap. 5.3).

Eine letzte Untersuchungsmethode, die zur Quantifizierung der dritten propriozeptiven Modalität - dem Kraftsinn - herangezogen wird, soll im folgenden Abschnitt detaillierter beschrieben werden.

2.1.3 Kraftreproduktionen

Der Kraftsinn wird in den bekannten Übersichten als dritte propriozeptive Modalität beschrieben. Er bezeichnet die Fähigkeit, für motorische Aufgaben die adäquaten Muskelkräfte einzuschätzen (Schmidt & Thews 2001; Birbaumer & Schmidt 2006). Erstaunlicherweise findet man in der internationalen Literatur kaum Ansätze, die den Kraftsinn untersuchen, obwohl einige Autoren dies für durchaus aussichtsreich halten (Pfeiffer et al. 2003; Dover et al. 2005). Héroux et al. (2005) gehen sogar soweit zu behaupten, dass trotz der funktionellen Relevanz des Kraftsinnes im sensomotorischen System, dieser in der Untersuchung der Konsequenzen

nach Kniegelenksverletzungen bisher ignoriert wurde.

Bei den wenigen bekannten Untersuchungen wurden verschiedene Ansätze verfolgt, die allerdings, ebenso wie bei der Winkelreproduktion beschrieben, (Kap 2.1.2) aufgrund der methodischen Unterschiede nicht vergleichbar sind. Eine standardisierte Testform des Kraftsinnes existiert nicht.

Eine der bekannten Studien beinhaltet die Untersuchung des Kraftsinnes bei Kreuzbandpatienten (Héroux et al. 2005). In einer Pilotstudie wurde untersucht, inwieweit Patienten nach Verletzung des vorderen Kreuzbandes ($n=10$) in der Lage waren, geringe Gewichtsveränderungen (+.09, +.20, +.28, +.50 kg) in der Knieextension auseinanderzuhalten und dem wahrgenommenen Gewicht nach einzuteilen. In dieser Diskriminierungsaufgabe dienten gesunde Probanden als Kontrollgruppe ($n=8$). Die verletzte Extremität zeigte im Vergleich zur nicht betroffenen Seite eine reduzierte Genauigkeit, die Veränderungen der Gewichte zu erkennen. Dieser Unterschied existierte in der Kontrollgruppe nicht. Dort unterschieden sich die beiden Extremitäten in ihren Diskriminanzfähigkeiten nicht. Die Autoren schließen daraus, dass die Genauigkeit der Kraftwahrnehmung nach einer Verletzung des vorderen Kreuzbandes als Folge eines Verlustes des sensorischen Feedbacks aus dem Kreuzband reduziert ist. Weitere Untersuchungen zum Kraftsinn in der speziellen Situation nach Verletzung oder Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes sind in der Literatur nicht zu finden.

Eine weitere Arbeit, die die Abweichung bei der Kontrolle der Muskelkraft bei arthrotischen Kniegelenken zum Thema hat, wurde 2004 von Hortobágyi et al. durchgeführt. Sie untersuchten, ob Patienten mit Kniearthrose im Vergleich zu gesunden Kontrollpersonen in der Lage waren, die vorgegebenen Zielkräfte 50N und 100N exzentrisch, isometrisch und konzentrisch zu reproduzieren. Dabei kam heraus, dass die Kniepatienten sowohl in der exzentrischen, als auch in der konzentrischen Situation signifikant größere absolute Abweichungen von der Zielkraft hatten, als die Referenzgruppe. Die isometrische Kraftreproduktion zeigte keine Unterschiede zwischen den Gruppen. Ein Faktor, den es bei der Interpretation zu Bedenken gibt, ist der Einfluss des höheren Alters der Patienten. Enoka et al. (2003) merken in diesem Zusammenhang an, dass

die Fähigkeit, Kräfte genau zu reproduzieren, im Alter nachlässt. Die Autoren stellen allerdings fest, dass dies trotzdem eine adäquate Methode zur Quantifizierung von Defiziten in der propriozeptiven Modalität des Kraftsinns darstellt.

Weitere Untersuchungen zu Kraftreproduktionen oder –diskriminationen, die das Kniegelenk betreffen, sucht man vergebens. Vereinzelt gibt es noch Untersuchungen zu anderen Gelenken des menschlichen Körpers. So zeigten Dover et al. (2005) anhand von Kraftreproduktionen im Schultergelenk, dass diese mit hoher Reliabilität die Kraftwahrnehmung in der Schulter messen. Dazu mussten die Probanden im Stehen 50% der willkürlich aufwendbaren Maximalkraft (maximal voluntary contraction MVC) mit Hilfe eines visuellen Feedbacks in die Innenrotation reproduzieren, bevor für die tatsächliche Reproduktionsaufgabe das visuelle Feedback entfernt wurde. Auch dies wurde von den Autoren als reliable Methode zur Quantifizierung sensomotorischer Leistungen dargestellt.

Eine letzte Untersuchung, die hier beschrieben werden soll, ist eine Untersuchung zur visuellen Kontrolle isometrischer Handkräfte (Vaillancourt et al. 2001). Dazu wurden Parkinson-Patienten mit einer gesunden Referenzgruppe verglichen. Die Aufgabe bestand darin, die 5%, 25% und 50% vom MVC zunächst mit visuellem Feedback und später ohne dieses zu reproduzieren. Die Autoren stellten fest, dass sich die Gruppen unter Zuhilfenahme des visuellen Feedbacks in der Reproduktion nicht unterschieden. Erst die Wegnahme des Feedbacks führte zu signifikant schlechteren Ergebnissen (die reproduzierten Kräfte waren geringer als die vorgegebenen) in der Parkinson-Gruppe. In der Diskussion der Ergebnisse gehen die Autoren davon aus, dass dieser größer werdende Reproduktionsfehler in der Parkinson-Gruppe nicht auf Defizite in den sensorischen Afferenzen, sondern auf supraspinale sensorisch-motorische Prozesse zurückzuführen ist und diese Defizite anhand der dargestellten Methode gemessen werden können.

Auch im Bereich der Kraftreproduktion gibt es ebenso wie bei der Winkelreproduktion kein feststehendes „gebräuchliches“ Testparadigma. Im Unterschied zur Winkelreproduktion ist jedoch eine deutlich geringere Anzahl an Publikationen zu diesem Thema festzustellen. Insbesondere im Bereich

der Kreuzbandverletzungen - und im Zusammenhang damit mit den sensomotorischen Defiziten - gibt es einen deutlichen Handlungsbedarf die Kraftreproduktion als Quantifizierungsmethode sensomotorischer Leistungen zu untersuchen.

2.1.4 Neuromuskuläre Veränderungen nach Verletzungen des vorderen Kreuzbandes

Einhergehend mit den von außen sichtbaren und weiter oben beschriebenen Defiziten wie Kraftverlust und afferenten Veränderungen nach Verletzungen oder Rekonstruktionen des vorderen Kreuzbandes zeigt sich auch die neuromuskuläre Ansteuerung als efferentem Zweig des sensomotorischen Systems beeinträchtigt.

Solomonow et al. beobachteten erstmals 1987, dass direkt induzierter Stress auf das vordere Kreuzband die EMG Aktivität der Extensorengruppe (M.quadrizeps) hemmt, wohingegen die der Kniegelenksbeuger (Hamstrings) deutlich an Aktivität zunimmt. Die Autoren schließen aufgrund der Ergebnisse auf eine kniegelenksstabilisierende Funktion der Beuger nach Verletzungen des vorderen Kreuzbandes. In einer weiteren Untersuchung zur neuromuskulären Aktivität in einer Population von Kreuzbandverletzten konnte gezeigt werden, dass sich die Rekrutierungsreihenfolge und das Muskel-Timing auf eine von außen zugefügte tibiale Translation (nach vorn) verändert darstellt (Wojtys et al. 1994).

Auch in der Knieextension wurden bei isometrischen und dynamischen Kontraktionen EMG Signale abgeleitet. Dabei fanden sich häufig geringere neuromuskuläre Aktivitäten der Kniegelenksstrecker in der betroffenen Extremität im Vergleich zur gesunden Seite bzw. einer Kontrollgruppe. Nach Branch et al. (1989) erlaubt die Ableitung der Summenaktionspotentiale die indirekte Messung des efferenten Schenkels der propriozeptiven Steuerung. Sie wiesen erniedrigte Aktivität in M. quadriceps femoris und M. gastrocnemius und erhöhte Aktivität der ischiocruralen Muskulatur bei Patienten mit rupturierten vorderen Kreuzbändern nach. Fink et al. (1994) untersuchten 35 Patienten 71 bis 84 Monate nach der Rekonstruktion sowie 25 Kreuzbandpatienten mit chronischer Kniegelenksinstabilität. Sie konnten demonstrieren, dass die elektrische Aktivität der einzelnen beteiligten

Muskeln während einer Extensions- und Flexionsbewegung sehr unterschiedlich ist. Sie fanden im Seitenvergleich eine niedrigere Aktivität des M.vastus medialis, während sich die anderen Muskeln nicht unterschieden. Die Autoren führen dies auf veränderte afferente Informationen oder nervale Kompensationsmechanismen zurück.

Auch Cooper et al. (1999) untersuchten die isometrische Kontraktion von 41 Patienten nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes hinsichtlich der Muskelaktivierung der Kniegelenksextensoren und verglichen die Ergebnisse mit einer gesunden Referenzgruppe. Das integrierte EMG zeigte Gruppenunterschiede mit signifikant niedrigerer Aktivität zu den Messzeitpunkten drei bzw. fünf Monaten postoperativ. Diese Unterschiede konnten allerdings schon nach sechs Monaten nach der Rekonstruktion nicht mehr bestätigt werden. Die Autoren vermuten, dass die gleichzeitig noch bestehenden, auffälligen Kraftdefizite der Extensoren auf ein Defizit im neuralen Antrieb zurückzuführen sind, das aufgrund abweichender zentralnervaler Mechanismen auftritt. Eine ähnliche Begründung führt Engelhardt (1998) an, der ebenfalls reduzierte Kraftwerte auf der verletzten Seite fand. Er bringt dies damit in Zusammenhang, dass „...die Kraftminderung verstärkt auf zentrale Ursachen und nicht primär auf hemmende Einflüsse der Nozizeptoren zurückzuführen ist (...), wobei Veränderungen bis in die Persönlichkeit hereinreichen können.“ (Engelhardt 1998). Ducke (2006) untersuchte Patienten vier Jahre nach der Rekonstruktion, fand ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen nicht betroffener und verletzter Extremität als auch zu einer gesunden Kontrollgruppe. Er resümierte, dass die neuromuskulären Aktivitäten (M.rectus femoris, M.vastus medialis und M.vastus lateralis) mittelfristig nach der Rekonstruktion wiederhergestellt sind, obwohl sich deskriptiv angedeutet hat, dass die mittlere Amplitude des M.vastus medialis gegenüber dem Referenzwert etwas erniedrigt ist.

Aaldersberg et al. (2005) untersuchten Kreuzbandverletzte (n=12; < sechs Monate nach Verletzung) und gesunde Kontrollpersonen (n=10) hinsichtlich der elektrischen Aktivierung der Muskulatur in einer isometrischen Positionierungsaufgabe in unterschiedlichen Winkelstellungen und einer langsamen dynamischen Knieextension. Beiden Aufgaben wurden mit

unterschiedlicher, geringer Vorbelastung (15 Nm und 30 Nm) anhand unterschiedlich langer Hebel (120 und 300 mm) durchgeführt. Zwischen den beiden Untersuchungsgruppen gab es keinen Unterschied. Innerhalb der Gruppen wurden bei beiden Aufgaben mit den unterschiedlichen Konstellationen signifikante Unterschiede hinsichtlich des Kniewinkels und des Hebelarmes in allen untersuchten Muskeln gefunden. Mit steigender Vorbelastung (längerer Hebelarm) steigt auch die neuromuskuläre Aktivität in allen Muskeln an, die jeweils im streckungsnahen Bereich (volle Streckung=0° bis 20°) am höchsten ist. In einer hierarchischen Ordnung weist der M.rectus femoris im Vergleich zu den beiden anderen Muskeln die geringste Aktivität auf.

In einem relativ neuen Ansatz wurde im Sitzen die jeweilige Extremität der Probanden in 90° Flexion fixiert. In einem Zielprotokoll mussten die Probanden durch isometrische Kontraktion in verschiedene Richtungen (extension, rotation, inferior load, adduction) aus verschiedenen Ausgangsstellungen einen Cursor in ein Ziel manövrieren. Dabei wurden die neuromuskulären Aktivitäten der beteiligten Muskeln abgeleitet und ein Spezifitäts-Index der einzelnen Muskeln gebildet. Williams et al. (2004) fanden im Vergleich von Patienten nach Kreuzbandverletzung und Gesunden heraus, dass das EMG vor der Operation gegenüber Gesunden verändert war (insbesondere M.vastus lateralis). In einer weiteren Untersuchung der Arbeitsgruppe fand man nach Rekonstruktion mit der Semitendinosussehne keine Veränderungen in der Muskelaktivierung des M.semitendinosus und des M.gracilis verglichen mit den Daten vor der Operation. Die Autoren sehen ihren Ansatz als hervorragende Möglichkeit, neuromuskuläre Strategien während einer sensomotorischen Zielaufgabe abzubilden und Defizite nach Kreuzbandverletzung bzw. -rekonstruktion aufzudecken.

Bezüglich weiterer neuromuskulärer Veränderungen bei Kreuzbandinsuffizienz bzw. nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes bei funktionellen Bewegungen wie Gehen, Laufen, Springen etc. soll auf die entsprechende Literatur verwiesen werden (Ciccotti et al. 1994; Pfeifer 1996; Bulgheroni et al. 1997; Devita et al. 1997; Rudroff et al. 2003; Knoll et al. 2004; Waite et al. 2005).

In den letzten Jahren wurden die neuromuskulären Aktivitäten nicht mehr nur

anhand maximaler exzentrischer, isometrischer und konzentrischer Kontraktionen beurteilt, sondern zunehmend anhand von sensomotorischen Zielaufgaben. Insbesondere diese scheinen in der Lage zu sein, neuromuskuläre Defizite nach Kreuzbandschädigungen noch früher aufdecken zu können.

2.2 Zentrale Aspekte der Sensomotorik nach ACL Verletzung

Mit der Entwicklung immer neuer Methoden zur Erfassung zentraler Aktivitäten nimmt auch das Wissen bezüglich der an der Sensomotorik beteiligten Strukturen zu. In diesem Kapitel werden verschiedene Methoden beschrieben, die in der Lage sind, das Fenster zum Zentralnervensystem zu öffnen. Insbesondere das EEG spielt in der Zusammenfassung eine Rolle. Studien mit einem Zusammenhang von EEG und Sensomotorik bzw. dem zentralen Einfluss einer Kreuzbandschädigung schließen dieses Kapitel ab.

2.2.1 Das Fenster zum Zentralnervensystem: Beteiligte Strukturen und methodische Zugänge

Die Rückenmarksebene stellt die erste integrative Verarbeitungsebene der sensorischen Information dar. Die Informationen werden einerseits direkt zu supraspinalen Zentren weitergeleitet, andererseits gelangen sie zu weiteren unterschiedlichen Neuronengruppen: (i) den Interneuronen, die die segmentale und intersegmentale Informationsverarbeitung über Hemmung und Aktivierung bestimmen, (ii) die Alpha-Motoneurone, die über direkte Signale aus Muskelspindelafferenzen monosynaptische Reflexe auslösen und (iii) die Projektionsneuronen, die Informationen an supraspinale Zentren weiterleiten (Quante & Hille 1999; Jankowska 1992).

Die sensorischen Afferenzen werden über drei anatomisch und funktionell gut unterscheidbare Bahnsysteme zum Gehirn geleitet. Dabei vermittelt der spino-thalamische Trakt (*Tractus spinothalamicus*) vorwiegend Informationen, die die Schmerz- und Temperaturwahrnehmung betreffen, zum Thalamus. Das zweite aufsteigende Bahnsystem wird als Kleinhirnseitenstrang (*Tractus spinocerebellaris posterior*) bezeichnet und vermittelt wichtige Informationen von der Haut und den Propriozeptoren an

das Kleinhirn (Noth 1996). Die dritte Bahn, das Hinterstrangsystem (*Funiculus dorsalis*) ist dafür zuständig, Afferenzen von der Haut und aus den Muskeln, Sehnen und Gelenken an das Gehirn zu transferieren. Dies geschieht zwar auch über die anderen beiden Bahnsysteme, allerdings zeichnet sich das Hinterstrangsystem dadurch aus, dass es die somatosensiblen Reize zeitlich und räumlich exakt kodiert (Davidoff 1989).

Die im Gehirn ankommenden Informationen aus der Peripherie werden in verschiedenen subkortikalen und kortikalen Gebieten zu adäquaten motorischen Antworten integriert und über absteigende Bahnen zum Effektor geleitet.

Auf subkortikaler Ebene werden die Informationen insbesondere im Kleinhirn, dem Thalamus und den Basalganglien verarbeitet. Das Kleinhirn ist grundsätzlich beim Erlernen und der Ausführung aller Bewegungen beteiligt. Es integriert neben den beschriebenen Afferenzen aus den Gelenken auch die Informationen aus anderen sensorischen Systemen wie z.B. dem Gleichgewichtssystem oder dem visuellen System und ist an der Planung und Programmierung von Bewegungen beteiligt. Darüberhinaus findet über einen „Soll-Ist-Wert Vergleich“ die Kontrolle ablaufender Bewegungen statt. Anteile des Kleinhirns vergleichen eine Kopie des Bewegungsplanes, der sogenannten Efferenzkopie, mit den Rückmeldungen über den Programmierungs- und Bewegungsablauf. Sobald die Bewegung vom geplanten Verlauf abweicht, werden aus diesem Vergleich Korrektursignale erarbeitet. Diese erreichen die ausführenden Systeme und führen die Bewegung zurück auf den geplanten Verlauf (Noth 1996; Schmidt & Thews 2005). Informationen aus dem Kleinhirn werden sowohl direkt zu den motorischen Zentren des Hirnstammes, als auch über den Thalamus zum primär motorischen Kortex projiziert (Birbaumer & Schmidt 2006; ein ausführliches Review zum Zusammenhang Kleinhirn und motorisches System findet sich bei Ramnani 2006).

Die Basalganglien, als zweitem an der Verarbeitung von Afferenzen beteiligtem Gebiet des Gehirns, sind neben der Steuerung von Extremitäten und Augenmotorik an der Verwertung und Verarbeitung sensorischer Informationen sowie an der Anpassung des Verhaltens an den emotionalen und motivationalen Kontext beteiligt. Die Aufgaben der Basalganglien liegen

einerseits in der Beteiligung an der Umsetzung von Bewegungsplanung in ein Bewegungsprogramm, das die ausführenden motorischen Zentren steuert. Zusätzlich sind sie dabei insbesondere bei der Festlegung von Bewegungsparametern wie Amplitude, Richtung, Geschwindigkeit und Kraft einer Bewegung beteiligt. Über die einlaufenden sensorischen Informationen sind die Basalganglien in der Lage, die gerade ablaufenden Bewegungen zu kontrollieren. Im Zusammenhang mit ihrer entscheidenden Rolle in der motorischen Aufmerksamkeit sind sie in der Lage, bestimmte Bewegungen bei gleichzeitiger Hemmung anderer zu bevorzugen (Schmidt & Schaible 2001; Review der funktionellen Anatomie der Basalganglien bei Herrero 2002).

Der Thalamus und der Kortex bilden eine funktionelle Einheit. Fast alle sensorischen Afferenzen werden im Thalamus vor ihrer Weiterleitung umgeschaltet. Damit ist der Thalamus das Tor zum Kortex und spielt daher auch eine entscheidende Rolle in der Steuerung des Aufmerksamkeitsverhaltens und der rhythmischen elektrischen Aktivität der kortikalen Gebiete.

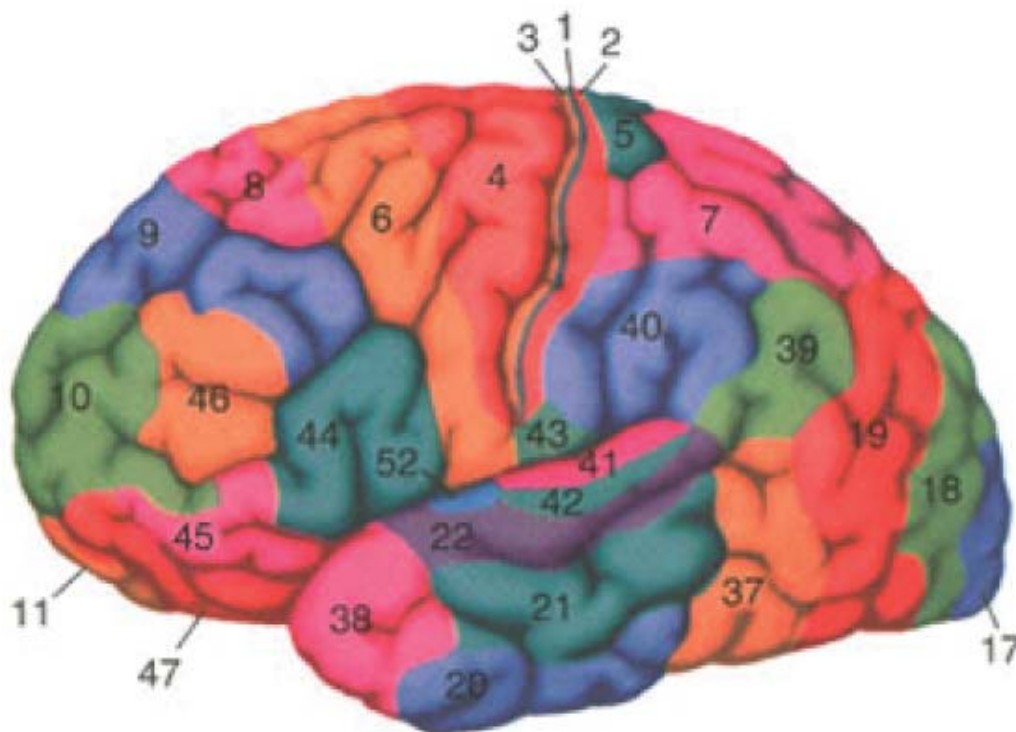


Abb. 2: Einteilung der Hirnareale nach Brodmann (Brodmann 1985)

Über thalamo-kortikale Projektionen auf alle Areale des Kortex sowie die rückläufigen Bahnen aus den unteren Schichten des Großhirns steht dem

Thalamus stets eine Efferenzkopie vor allem der motorischen Kommandos zur Verfügung (Birbaumer & Schmidt 2006; ausführliches Review zur funktionellen Anatomie ebenfalls bei Herrero 2002). Auf kortikaler Ebene ist insbesondere der parietale Kortex mit der Verarbeitung somatosensorischer Informationen befasst. Der primäre somatosensorische Kortex (SI, *Gyrus postcentralis*, Brodmann Areal 1, 2, 3) schließt sich unmittelbar dorsal an den motorischen Kortex an und ist das Projektionsfeld des weiter oben beschriebenen Hinterstrangsystems. Die Organisation des Projektionsfeldes ist somatotrop, d.h. es existiert eine geordnete räumliche Zuordnung zwischen somatosensorischem Kortex und der Körperperipherie, dem sogenannten Homunculus. Dabei ist die Größe des Projektionsareales direkt proportional zum Auflösungsvermögen der Rezeptoren in den unterschiedlichen Körperregionen (Noth 1996; Thompson 2001). Weiter dorsal schließt sich der somatosensorische Assoziationskortex (Brodmann Areal 5) an, der für die Weiterverarbeitung der somatosensorischen Informationen zuständig ist.

Es bestehen reziproke Projektionen zum prämotorischen Kortex und zum supplementär-motorischen Areal (SMA), die die Bedeutung des sensorischen Assoziationskortex für die motorischen Funktionen verdeutlicht.

Die motorischen Assoziationsareale unterteilen sich in den prämotorischen Kortex und das supplementär-motorische Areal (SMA), die beide dem Areal 6 nach Brodmann (1985) entsprechen. Funktionell unterscheiden sich beide Areale. Während der prämotorische Kortex in erster Linie Aufgaben der Selektion und Integration von Signalen aus den mit ihm in Verbindung stehenden kortikalen Assoziationsarealen (parietaler, präfrontaler und visueller Kortex) und dem Kleinhirn wahrnimmt, erhält die SMA Informationen aus den Basalganglien, dem Thalamus und vom primär-motorischen Kortex. Beide Assoziationsareale projizieren zum primär-motorischen Kortex (Brodmann Areal 4).

Der primär-motorische Kortex erhält Zuflüsse aus dem Thalamus, den präfrontalen und parietalen, kortikalen Gebieten sowie aus dem Hirnstamm und ist für die Umsetzung der in den Assoziationsarealen entstandenen Bewegungsentwürfe in Bewegungsprogramme zuständig. An dieser Stelle beginnt die Kette derjenigen Strukturen, die vor allem für die

Bewegungsausführung verantwortlich zeichnen. Das Brodmann Areal 4 hat aufgrund seiner starken kortiko-spinalen Projektionen zu den Motoneuronen den direktesten Zugang zum motorischen Ausgang.

Verschiedene bildgebende Untersuchungsmethoden werden in der Literatur zur Untersuchung von Gehirnfunktionen bei sensomotorischen Aufgaben angewandt (ein ausführliches Review: Rossini 2004). Einige Messmethoden untersuchen den regionalen Blutfluss und metabolische Veränderungen. Zu diesen Methoden gehören die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) und das funktionelle Magnet-Resonanz-Imaging (fMRI).

Die PET-Technologie basiert auf dem raschen radioaktiven Zerfall von Positronen in Radioisotope. Die Anzahl der Zerfälle wird gezählt und als Bild des Blutflusses für eine Minute nach der Injektion des Radioisotopes dargestellt. Über die Injektion verschiedener Radioisotope als Marker lassen sich verschiedene Transmitter und Stoffwechselprodukte im Gehirn beobachten. Die bereits erwähnte Besonderheit der PET, regionale Stoffwechselvorgänge nicht nur qualitativ, sondern auch quantitativ erfassen zu lassen, hat es ermöglicht, sie in der Grundlagenforschung effizient einzusetzen. Die hohe Auflösung der anatomischen, auch subkortikalen Strukturen bei der Lokalisation neuronaler und metabolischer Aktivität ist dabei der größte Vorteil dieser Methode, die allerdings durch das geringe zeitliche Fenster limitiert ist. Auch sind rasche Veränderungen mit dieser Methode nicht messbar (Thompson 2001). Im Zusammenhang mit sensomotorischen Aufgaben sei hier beispielhaft die Untersuchung von Bodegard et al. (2003) angeführt. Das Ziel dieser Studie bestand darin, Neuronenpopulationen im somatosensorischen Kortex zu lokalisieren, die während unterschiedlicher sensomotorischer Aufgaben aktiv sind. Zu den Aufgaben zählten statischer und dynamischer Druck, sowie Positionswechsel des Zeigefingers während einer Flexionsbewegung des Zeigefingers. Die Autoren fanden heraus, dass im Vergleich zur Ruhebedingung bei allen Aufgaben die Brodmann Areale 3b, 1 und 2 im Zusammenhang mit afferenten, mechanorezeptiven Informationen aus der Peripherie aktiv waren. Das Areal 3a war nur in den dynamischen Bedingungen aktiv, woraus die Autoren schlossen, dass hier die Informationen der Muskelspindeln eingehen. Die Untersuchung zeigt deutlich die Vorteile in der Lokalisation

von Gehirnaktivitäten, kommt aber aufgrund der hohen Kosten und der zeitlichen Limitierung für die angewandte Forschung nicht in Frage.

Die zweite bildgebende Methode ist das funktionelle Magnet-Resonanz-Imaging (fMRI). Betrachtet man die Publikationen pro Jahr zu den Themen Kognition, Emotion und Motorik ist das fMRI seit 1993 die am häufigsten angewandte Methode. Das Prinzip dieser Methode basiert auf der Erzeugung von Schnittbildern des menschlichen Gehirns (oder auch des Körpers) anhand der Stoffwechselsituation. Dazu wird ein Magnetfeld um den Körper platziert und es werden Dichte und Relaxationszeiten magnetisch erregter Wasserstoffatomkerne (Protonen) im menschlichen Körper erfasst. Sowohl die Dichte, als auch die Relaxationszeiten können als Funktionen des Ortes bildgebend dargestellt werden (Thompson 2001; Birbaumer & Schmidt 2006). Als ein Beispiel der Bearbeitung sensomotorischer Fragestellungen mit dem fMRI soll eine Untersuchung von Ciccarelli et al. (2005) dienen. Sie untersuchten kortikale und subkortikale Gehirnstrukturen, die während aktiver und passiver Bewegung des Sprunggelenkes aktiv sind. Die Autoren fanden heraus, dass während passiver und aktiver Bewegungen die Lokalisation der Aktivierung (motorischer und sensorischer Kortex) nahezu gleich war, wobei die Höhe der Aktivierung bei aktiven Bewegungen größer war. Zusätzlich konnte nachgewiesen werden, dass nicht nur kortikale, sondern auch subkortikale Areale wie das ipsilaterale Kleinhirn und das kontralaterale Putamen aktiv sind. Auch diese bildgebende Methode findet aufgrund der hohen Kosten und des hohen apparativen Aufwandes nur selten Eingang in die anwendungsbezogene Bewegungsforschung. In Kombination mit der Elektroenzephalographie stellt diese Methode das zur Zeit optimale Messverfahren in den Neurowissenschaften dar (Birbaumer & Schmidt 2006).

Die Beispiele verdeutlichen, dass die Methoden – sowohl PET als auch fMRI – mit einem hohen Aufwand neuroanatomisch sehr genau messen können. Demgegenüber steht mit der Elektroenzephalographie (EEG) eine weitere, nicht-invasive und kostengünstige Methode zur Erhebung neuronaler Aktivitäten des menschlichen Gehirns zur Verfügung. Letztendlich werden Aktivitäten des Gehirns, ähnlich fMRI oder PET, nur mit einem anderen Mediator, der elektrischen Aktivität erhoben. Gemessen werden neuronale

Erregungszustände größerer Neuronenverbände, die primär aus dem Kortex, der Hirnrinde des menschlichen Gehirns stammen. Gerade deshalb ist das EEG als Substrat von Kognition und Verhalten von großer Bedeutung, weil sich trotz der scheinbar unübersichtlichen Vielfalt zellulärer Prozesse trotzdem ein geordnetes Muster elektrischer Potentiale abbildet, das mit den psychischen Vorgängen eng zusammenhängt (Birbaumer & Schmidt 2006). Heute geht man davon aus, dass rhythmischen Erregungen durch subkortikale Hirnregionen (z.B. Thalamus oder Hippocampus) gesteuert und moduliert werden (Shaw 2003; Hasselmo 2005; Gevins et al. 1997). Demnach stellt das EEG das elektrische Korrelat summierter erregender Nervenzellaktivität dar (Niedermeyer 2005). Um die im EEG enthaltenen Informationen analysieren zu können, wird die Amplitude der Signale innerhalb der Frequenzbereiche differenziert an den unterschiedlichen Elektrodenpositionen ausgewertet (Mechau 2001). Als Parameter gibt die spektrale Leistung dabei die elektrische Energie pro Zeiteinheit in einem Frequenzbereich an (μV^2). Die Leistungsdichte gibt die Gesamtleistung eines Frequenzbereiches dividiert durch die Bandbreite des Frequenzbereiches an ($\mu V^2/Hz$).

Da die informationsverarbeitenden Prozesse im Gehirn in der Regel sehr schnell ablaufen, erfordert ihre Messung eine hohe Zeitauflösung, die die bildgebenden Verfahren in der Regel nicht aufweisen. Die elektrischen Aktivitäten können im EEG als farblich kodierte topographische Hirnkarte dargestellt werden. Dies stellt einen Kompromiss zu PET und fMRI Untersuchungen dar und kann somit auch zu den Brain-Mapping Verfahren gezählt werden.

In der Elektroenzephalographie unterscheidet man zwischen den beiden Methoden der Messung spontaner Aktivität und evozierten (reizabhängigen) Potentialen. Die spontane elektrische Aktivität – Gegenstand dieser Arbeit – beschreibt definierte Zustände während unterschiedlicher Verhaltensweisen und verschiedener Aufgaben, die sowohl kognitiv, als auch motorisch geartet sein können. Die leichte Anwendbarkeit und die Transportabilität macht die Elektroenzephalographie zur Methode der Wahl in der Bearbeitung sportmedizinischer und bewegungswissenschaftlicher Fragestellungen.

2.2.2 EEG und sensomotorische Aufgaben

Im Vordergrund einer sensomotorischen Aufgabe stehen Prozesse der Informationsaufnahme und -verarbeitung und deren Umsetzung in Bewegungen. Sie sind immer an klar definierten Zielen orientiert. Die Grundstruktur der Aufgaben stellt ein nach dem Soll-Ist-Wert Vergleich arbeitendes sensomotorisches System dar. Der Hauptgegenstand sensomotorischer Aufgaben ist die Bewegungsafferenz, wobei die Rückmeldung bezüglich der Zielerreichung von zentraler Bedeutung ist. Systematische Variationen von z.B. Zielgröße, Geschwindigkeit, Richtung und zu bedienende Instrumente bedingen Einfachheit und Komplexität der Aufgabe.

Zur Regulation dieser zielgerichteten Bewegungen bedarf es zentraler informationsverarbeitender Prozesse, die ein bestimmtes Aktivitätsniveau des ZNS voraussetzen. Das elektrische Korrelat dieses Aktivitätsniveaus kann man mit der Messung des spontanen EEG erfassen. Die Literatur und auch die vorliegende Studie gehen über die reine Kennzeichnung des Funktionszustandes bei sensomotorischen Anforderungen hinaus. Durch die Wiederholung der Aufgaben erfasst man darüber hinaus die Entwicklung kortikaler Aktivitäten in der Aneignungs- bzw. Lernphase der Anforderung. In diesem Zusammenhang sind verschiedene Aufgaben im Sport und in der Bewegungswissenschaft untersucht worden. Smith et al. (1999) meinen sogar, dass im Zusammenhang mit dem spontanen EEG ein deutliches Defizit an Studien bezüglich z.B. Aneignung einer Bewegung besteht. Sie merken an:

„.... the Issue of how spectral features of the ongoing EEG change during skill acquisition is a topic that has been largely ignored in the modern literature on human neurophysiology” (Smith et al. 1999).

Die Arbeitsgruppe um Beyer et al. (1994) untersuchte die Aktivierungsprozesse bei sensomotorischen Trackingaufgaben. Dabei sollten 13 Probanden den Winkel im Ellbogengelenk durch Strecken und Beugen gemäß einem wandernden Lichtpunkt auf dem Bildschirm ändern. Dabei gab es zwei Modalitäten: einen Sprung von einem Winkel zum anderen und einen sinusförmigen Wechsel zwischen zwei Winkelgrenzen. Während der Aufgabendurchführung nimmt die Alpha- und Beta-Frequenz über den okzipitalen, parietalen und zentralen Rindengebieten im Vergleich zur

Ruhemessung (Sitzen ohne Aktivität) ab. Bei der Aufgabe „Sinus“ stellten die Autoren signifikante Abfälle in der Alpha-1 und Alpha-2 Frequenz fest, wohingegen beim „Sprung“ nur die Alpha-2 Frequenz signifikante Abfälle zeigte. Die spektrale Theta-Leistung zeigte sich nur während des Sprunges fronto-zentral erhöht. Mittels EEG-Messung können also sensomotorische Aufgaben differenziert werden und die Autoren spekulieren anhand des unterschiedlichen elektrischen Aktivitätszustandes über die Beteiligung unterschiedlich starker Momente der bewussten Bewegungsregulation am Bewegungsprogramm.

Diese Ergebnisse werden von der Arbeitsgruppe Häufler et al. (2000) bestätigt. Sie untersuchten das Zielen (6 sek) bei Anfängern und Könnern im Pistolenschießen während 40 Versuchen. Beide Gruppen führten zusätzlich neben dem Schießen noch zwei kognitive Vergleichstests (Punktlokalisation und Wortfindungstest) durch. Die zentrale elektrische Aktivität wurde sowohl hinsichtlich der Aufgaben, als auch der Gruppen verglichen. Die spektralen Leistungen im Theta-Frequenzband waren in allen drei Aufgaben bei den Könnern signifikant höher als bei den Anfängern. Die Autoren diskutieren dies als Ausdruck von erhöhter Aufmerksamkeit bei den Könnern. Zusätzlich waren die Theta-Leistungen in beiden Gruppen linkshemisphärisch höher als in der rechten Hemisphäre. Sowohl im Alpha-1, als auch im Alpha-2 Frequenzband waren die Leistungen der Könnern links temporal, parietal und okzipital höher als bei den Anfängern. Verglichen mit den kognitiven Tests zeigten die Alpha Leistungen während des Schießens ebenfalls einen Anstieg. Im Betafrequenzband zeigten die Anfänger im Vergleich zu den Könnern höhere Leistungen während des Schießens an allen abgeleiteten Positionen außer T3. Die Autoren bringen die erhöhte Alpha- und niedrigere Beta Aktivität der Könnern während des Schiessens mit einer Ökonomisierung kortikaler Prozesse in Zusammenhang.

In einer weiteren Studie wurde anhand eines Videospieles („frustrated maze“) der Einfluss von Zeitdruck (als komplexere Aufgabengestaltung) auf die Aufgabendurchführung und auf die kortikale Verarbeitung bei acht gesunden Probanden gemessen (Slobounov et al. 2000). In der Aufgabendurchführung stiegen mit dem Zeitdruck auch zunehmend die Fehler in der Leistung. Relevante Ergebnisse waren bezüglich der

komplexeren Aufgabe unter Zeitdruck bei erfolgreichen Durchgängen ein Anstieg der frontalen Thetafrequenz (Fz) und ein Abfall im rechts-parietalen Alpha-2 Band. Dabei zeichneten sich erfolgreiche Versuche durch einen deutlicheren Anstieg der Thetafrequenz und eine größere Suppression der Alpha-2 Frequenz an den oben beschriebenen Positionen aus. Aufgabenkomplexität und Erfolg bei der Durchführung sind nach Ansicht der Autoren Faktoren, die die kortikale elektrische Aktivität bei visuomotorischen Aufgaben beeinflussen.

Etnier et al. (1996) untersuchten die Aneignung einer neuen sensomotorischen Aufgabe (mirror trace task), bei der die Probanden einen Stern nur über ein Spiegelbild für acht Sekunden nachfahren mussten. Die Probanden wurden zufällig in eine Experimental- (n=31) und eine Kontrollgruppe (n=30) eingeteilt. Während die Experimentalgruppe am Aneignungstag 175 Versuche hatte, die Bewegung zu üben, führten die Kontrollpersonen 10 Versuche zu Beginn durch, hatten für die Zeit der 155 Versuche in der Experimentalgruppe eine Pause und führten dann die letzten 10 Versuche durch. Am nächsten Tag führten beide Gruppen nur 20 Versuche durch. Die Performance (Fehler und Distanz) als äußerer Parameter verbesserte sich in beiden Gruppe innerhalb der ersten und letzten Versuche in der Aneignung, als auch zwischen der Aneignung und dem Tag der Wiederholung (Retention). Die Analyse der EEG Daten zeigte, dass die Experimentalgruppe nach den ersten 10 Aneignungsversuchen im Vergleich zu den Kontrollpersonen immer eine höhere Alpha Aktivität aufwies. Die Autoren schließen daraus, dass eine steigende Alpha Aktivität im Zusammenhang mit dem Erlernen einer neuen Aufgabe steht.

Die Arbeitsgruppe um Smith et al. (1999) untersuchte neurophysiologische Veränderungen während kognitiver (3-back working memory task) und visuomotorischer (tracking-Videospiel Space Fortress) Aufgaben an acht gesunden Probanden. Die Autoren fanden ähnliche Ergebnisse wie Häufler et al. (2000). Im Verlauf der visuomotorischen Aufgabe stieg die frontale Theta-Leistung an. In der langsamen Alpha Frequenz stieg die Leistung mit zunehmender Übungspraxis auch, allerdings erreichten die Ergebnisse im Zeitverlauf für das Alpha-2 Frequenzband im parietal-temporal-okzipitalen (PTO) Bereich im Gegensatz zu den kognitiven Aufgaben keine Signifikanz.

Auch hier argumentierten die Autoren im Zusammenhang mit der frontalen Theta-Frequenz mit Veränderungen in der fokussierten Aufmerksamkeit und bezüglich der Veränderungen in der Alpha Frequenz mit einer Ökonomisierung kortikaler Prozesse (in dieser Region der sensorischen Verarbeitung).

Bei allen beschriebenen Untersuchungen spielte die visuelle Wahrnehmung als wichtigster sensorischer Kanal eine große Rolle. Grunwald et al. (2001) untersuchten unter Ausschaltung der visuellen Kontrolle die kortikale Aktivierung bei haptischen Aufgaben unterschiedlicher Komplexität unter besonderer Berücksichtigung der oben beschriebenen Sensitivität der frontalen Thetafrequenz. Die Aufgabe der Probanden (n=6) bestand darin, verschiedene Reliefs mit unterschiedlichem Schweregrad zu ertasten. Die Autoren fanden eine lineare Korrelation zwischen frontalem Theta und der durchschnittlichen Explorationszeit zum Ende der Aufgabe, allerdings nicht zu Beginn. Die Untersucher schließen daraus, dass die Korrelation zum Ende auf eine höhere Auslastung des Arbeitsgedächtnisses in Zusammenhang mit der höheren Thetafrequenz hindeutet und dies zu Beginn der Untersuchung noch nicht der Fall war. Die spektrale Theta-Leistung zeigte sich auch ohne visuelle Stimuli sensibel bei motorischen Wahrnehmungsaufgaben.

Der Literaturüberblick zeigt, dass insbesondere die Thetafrequenz und das Alphafrequenzband mit seinen beiden Komponenten Alpha-1 (langsam) und Alpha-2 (schnell) während sensomotorischer Aufgaben reagieren. Komplexitätsgrad, Lernzustand und die Aneignung der Aufgabe lassen sich in diesen kortikalen Parametern abbilden und differenzieren. Dabei scheint die frontale Thetafrequenz mit Aufmerksamkeit und die parietale Alpha-2 Frequenz mit der Beanspruchung bei sensorischer Verarbeitung in Zusammenhang zu stehen. Zur kortikalen Aktivierung während sensomotorischer Aufgaben nach orthopädisch-traumatologischen Verletzungsbildern (z.B. nach einer Kreuzbandverletzung/-rekonstruktion) liegen bisher keine Informationen vor. Dort wurde bislang der neurophysiologische Zugang über somatosensorisch-evozierte Potentiale (SEP's) gewählt.

2.2.3 Zentrale Auswirkungen einer Kreuzbandverletzung

Eine Literaturrecherche bezüglich zentraler Auswirkungen einer Verletzung / Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes bringt nur wenige Ergebnisse, was auf den Handlungsbedarf in diesem Forschungsfeld hinweist. Die am häufigsten angewandte Methode sind die somatosensorisch evozierten Potentiale (SEP), bei denen periphere Strukturen elektrisch gereizt werden und die dazugehörige elektrische Antwort im Kortex gemessen wird, um Aussagen über Modifikationen nach Verletzungen machen zu können.

Die erste Untersuchung in diesem Bereich stammt von Pitman et al. (1992). Die Autoren untersuchten neun Patienten während einer Kniearthroskopie anhand somatosensorisch evozierter Potentiale (SEP). In allen Fällen konnten SEP's im Kortex gemessen werden. Es war den Autoren ferner möglich, den gesamten Weg der somatosensorischen Nervenleitung vom peripheren Nerven über das sensorische Hinterstrangsystem bis zum somatosensorischen Kortex zu messen. Dabei wurde die höchste Amplitude der Potentiale dann abgeleitet, wenn der mittlere Teil des vorderen Kreuzbandes stimuliert wurde. Die Autoren sehen darin den Beweis, dass sich im gesunden vorderen Kreuzband innerhalb des menschlichen Kniegelenkes aktive Rezeptoren befinden, die Informationen an zentrale Strukturen senden. Damit wurde die Basis für die Hypothese gelegt, dass aufgrund von Schädigungen veränderte Afferenzen auch Veränderungen in der zentralen Verarbeitung bedeuten könnten.

Valeriani et al. (1996) untersuchen darauf aufbauend die Wahrnehmung der Position des Kniegelenkes und SEP's nach der Stimulation des N.peroneus bei 19 Patienten nach der Ruptur des vorderen Kreuzbandes. Zehn der evaluierten Patienten zeigten eine verminderte sensomotorische Leistung, was bei sieben Probanden mit einem Fehlen des kortikalen P27 Potentials einherging (P steht für die Positivität des Signals und 27 für die Latenz ausgehend von der Reizsetzung). Nach Meinung der Autoren weist dies darauf hin, dass eine Dysfunktion der zentralen somatosensorischen Nervenleitung oberhalb des Hirnstammes vorliegt, die nur bei Reizung des N.peroneus besteht. Die Autoren schließen daraus, dass auch kleine Schädigungen mit einer veränderten Afferenz aufgrund einer Verminderung der Rezeptoren – wie am Beispiel des vorderen Kreuzbandes gezeigt – in

einer Veränderung der kortikalen Verarbeitung resultieren können.

In einer Erweiterung der Forschungsfrage untersuchte dieselbe Arbeitsgruppe fünf Patienten mit gerissenem vorderem Kreuzband vor und nach der Rekonstruktion (Valeriani et al. 1999). Im Gegensatz zur gesunden Seite zeigten die Patienten auch hier ein Fehlen der P27-Komponente, die auch nach der Rekonstruktion nicht ableitbar war. Die Autoren schlossen aus den Ergebnissen, dass der Verlust von Mechanorezeptoren im Kniegelenk anhand von Veränderungen der ZNS-Reaktionen verfolgt werden kann und auch nach der Rekonstruktion keine anderen neuronalen Strukturen diesen Verlust kompensieren.

Ochi et al. (1999) untersuchten anhand der vorgestellten Methodik (SEP) ein erweitertes Klientel und verglichen Patienten mit rupturiertem (n=32) und rekonstruiertem (n=23) vorderem Kreuzband mit gesunden Probanden (n=14). Im Gegensatz zu Valeriani et al. konnten SEP's sowohl in der gesunden, als auch in der Probandengruppe mit rekonstruiertem vorderem Kreuzband abgeleitet werden, in der allerdings nur in 15 von 32 Fällen SEP's gefunden wurden. Die Autoren vertreten in ihrer Diskussion die Meinung, dass ihre Ergebnisse darauf hindeuten, dass eine „sensorische Re-Innervation“ nach Rekonstruktion im vorderen Kreuzband stattfindet.

Die mittels somatosensorisch evozierten Potentialen gewonnenen, teilweise konträren Ergebnisse, scheinen darauf hinzudeuten, dass es zu Veränderungen im ZNS kommt (insbesondere im somatosensorischen Kortex). Angesichts kleiner Probandenzahlen und inhomogener Kollektive ist insbesondere vor dem Hintergrund der in diesem Zusammenhang möglicherweise unzureichend validierten Methodik die Literaturlage für einen schlüssigen Beweis jedoch noch nicht zwingend.

Einen anderen Ansatz wählten Barthel et al. (2004). Sie untersuchten die Bewegungsplanungsphase von Antritten auf dem Ergometer anhand von Movement-related-cortical-potentials (MRCP) von 18 Kreuzbandpatienten (8 rechts- und 10 linksverletzte Probanden) und verglichen die Ergebnisse mit einer gesunden Kontrollgruppe. Bei gleichen biomechanischen Antrittsparametern zeigten sich Unterschiede zwischen Linksverletzten und Gesunden im frontalen Motor Potential (MP), sowie zwischen Gesunden und Rechtsverletzten im parietalen MP. In ihrer Zusammenfassung

schlussfolgern die Autoren, dass die Methode der MRCP's geeignet ist, Unterschiede zwischen Gesunden und Kreuzbandverletzten zu zeigen, und dass aufgrund der Lokalisation der veränderten MP's auf kortikale Kompensationsmechanismen in der Bewegungsplanung im somatosensorischen (Brodmann Areal 1, 2, 3) und supplementär-motorischen Assoziationsarealen (Brodmann Areal 6) rückzuschließen ist.

2.2.4 Mentale Bewegungsvorstellung im zentralen Abbild

Die Idee, anhand der reinen Vorstellung einer sensomotorischen Bewegungsaufgabe, Aussagen zur zentralen Aktivierung, zur Aneignung, zum Lernen oder zum Unterschied zwischen Gruppen zu machen, ist nicht neu. Es gibt eine Vielzahl an neurophysiologischen Studien, die diese Bewegungsvorstellungen mit unterschiedlichen Methoden untersuchen (für ein ausführliches Review siehe Jeannerod 1994). Im Zusammenhang mit einer Kreuzbandverletzung oder –rekonstruktion ist keine Literatur zu finden. In den klassischen Studien (Roland 1980a; Roland 1980b) konnte anhand einer PET Untersuchung beobachtet werden, dass der zerebrale Blutfluss (rCBF) während der Vorstellung einer Fingerbewegung im supplementär-motorischen Areal erhöht war. Die Ergebnisse wurden in einer fMRI Untersuchung von Roa et al (1993) bestätigt. Weitere bildgebende Untersuchungen wiesen übereinstimmend Aktivierungen in der SMA und im prämotorischen Kortex (Brodmann Areal 6) nach. Neurone in der SMA sind bei der Bewegungsvorbereitung beteiligt, die mit der Bewegungsvorstellung große Ähnlichkeit aufweist (Jeannerod 1995). Die Ergebnisse hinsichtlich einer Beteiligung des primären motorischen Areals (Brodmann Areal 4) werden kontrovers diskutiert. Während die klassischen Studien von Roland (1980) keine Beteiligung nachweisen konnten, wurde von verschiedenen Autoren während der Vorstellung einer einfachen Fingerbewegung mittels fMRI eine Beteiligung nachgewiesen (Sabbah 1995; Lotze 1999; Nair 2003). Welche Ergebnisse kann die Elektroenzephalographie in diesem Zusammenhang liefern? Hansen et al. (1991) untersuchten das mentale Üben an 10 mit mentalem Training vertrauten Schwimmern und erhoben dabei den kortikalen Aktivierungszustand im Vergleich zu einer anfänglichen Ruhephase. Die Aufgabe bestand darin, sich das Durchschwimmen einer

100m Strecke vorzustellen. Im Vergleich zur Ruhe ist der allgemeine Aktivitätszustand in den Vorstellungsphasen erhöht, was sich insbesondere in den parietalen, okzipitalen, zentralen und nach Wiederholung auch frontalen Veränderungen in der spektralen Alphaleistung zeigt. Hansen diskutiert die Ergebnisse im parietalen und okzipitalen Alpha-Band als Hinweis für eine Beteiligung des visuellen Kortex an der Bewegungsvorstellung. Die spezifische Aktivierung motorischer Areale scheint erst bei Wiederholung der Vorstellung aufzutreten (Veränderungen im Beta-1 Frequenzband). Die Autoren schließen daraus, dass die Vorstellung mindestens einmal wiederholt werden muss, damit Effekte in der motorischen Aktivierung auftreten.

Dieselbe Arbeitsgruppe untersuchte Unterschiede zwischen der Vorstellung einer Armbewegung bei Schlaganfallpatienten ($n=12$) und einer Referenzruhephase (Weiss et al. 1994). Die Patienten zeigten sowohl einen signifikanten Abfall im Alphafrequenzband, als auch der Beta-1 Leistung im Vergleich zur Referenz. Damit konnten ähnliche Veränderungen wie bei den gesunden Personen (Hansen et al. 1991) gezeigt werden.

Nach Marks et al. (1995) hängt die kortikale Aktivität auch davon ab, ob die Versuchspersonen über eine hohe Vorstellungsfähigkeit verfügen. Sie fanden einen links-posterioren Abfall der Alphafrequenz bei den Probanden mit guter Vorstellung.

Das Ziel der Untersuchung von Horn (1999) bestand darin, nachzuweisen, dass sensomotorische und visuelle Prozesse an der Vorstellung motorischer Fertigkeiten beteiligt sind. Dazu hatten 24 Probanden die Aufgabe, einen Fingerappositionstest durchzuführen, sich die Bewegung vorzustellen und zusätzlich eine reine Bildvisualisation durchzuführen. Sowohl die reale, als auch die mentale Fingerapposition führte im Vergleich zur Ruhereferenzphase zu signifikanten Abnahmen in der Alpha (8-13 Hz), Alpha-1 (8-10 Hz) und Beta-1 Frequenz (> 13 Hz) über zentralen sowie prä- und postzentralen Arealen. Charakteristische Unterschiede zur visuellen Vorstellung konnten nicht gefunden werden.

Dem stehen andere Untersuchungsergebnisse gegenüber. Neuper et al. (2005) untersuchten 14 Probanden dahingehend, ob sie die Bewegung fühlen oder diese in der Vorstellung visualisieren. Die Ergebnisse deuten

darauf hin, dass die unterschiedliche Art der Bewegungsvorstellung auch unterschiedliche EEG Aktivitätsmuster hervorrufen kann. Während bei der Visualisierung der Vorstellung keine klaren spezifischen Aktivitätsmuster zu finden waren, deutet bei der „kinästhetischen“ Vorstellung vieles darauf hin, dass hier im Besonderen die sensomotorischen Handareale aktiv sind.

Zusammenfassend scheint der Literaturüberblick darauf hinzudeuten, dass sinkende Aktivitäten im Alpha und Beta Frequenzband im Vergleich zu Ruhesituationen auf eine Aktivierung an den entsprechenden topographischen Positionen während mentaler Vorstellung verschiedener Bewegungen hindeuten.

3 Hinführung zum Untersuchungsansatz

Die Literaturübersicht ergibt kaum wissenschaftliche Daten, die den Einfluss einer Verletzung bzw. Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes auf das Gehirn und seine kortikale Aktivität darstellen. Es gibt allerdings schon Hinweise von verschiedenen Autoren, dass Veränderungen im propriozeptiven / sensomotorischen System Einfluss auf zentral kortikale Informationsprozesse und motorisch-regulative Vorgänge nehmen (Johansson et al. 1991; Barrett 1992; Wojtys et al. 1994; Valeriani et al. 1996; Ochi et al. 1999; St. Clair Gibson et al. 2002; Fremerey et al. 2000; Ageberg 2002; Sjölander et al. 2002; Bonfirm et al. 2003; Reider et al. 2003; Barthel et al. 2004; Kapreli et al. 2006).

Um zu weiteren Erkenntnissen hinsichtlich der Zusammenhänge zwischen peripherer Verletzung und kortikaler Informationsverarbeitung zu gelangen, muss ein Messinstrumentarium aufgebaut werden, das in der Lage ist, anhand der Messkette „kortikale Aktivität – neuromuskuläre Aktivierung – biomechanischer Output“ mögliche Einflüsse einer Kreuzbandrekonstruktion auf den verschiedenen Ebenen abzubilden. Wohingegen für den biomechanischen Output und die neuromuskuläre Aktivierung mit Kraftmessung, Goniometrie und Elektromyographie in diesem Forschungsgebiet bekannte Instrumentarien zur Verfügung stehen, ist zur Messung der Gehirnaktivitäten ein System gefordert, das zeitlich-räumlich in der Lage ist, die kortikalen Aktivitäten hinreichend genau während der Bewegungen aufzuzeichnen. Die Elektroenzephalographie erfüllt diese Bedingungen, ist transportabel und scheint für den Einsatz in der Rehabilitation geeignet zu sein.

Parallel dazu muss ein Untersuchungsparadigma entwickelt werden, das in der Lage ist, die möglichen propriozeptiven Defizite auf den drei Untersuchungsebenen EEG, EMG, Biomechanik abzubilden. Dazu bieten sich gemäß der vorangegangenen Literaturübersicht sensomotorische Aufgaben an, bei denen innerhalb der propriozeptiven Modalitäten Stellungs- und Kraftsinn die Genauigkeit der Reproduktion überprüft wird.

Dazu wurde im Sportmedizinischen Institut der Universität Paderborn in Zusammenarbeit mit dem Institut für Elektrische Messtechnik ein Messinstrumentarium entwickelt, das die vorgenannten Bedingungen erfüllt und synchronisiert auf allen drei Ebenen Daten aufzeichnet (Kap 5.3).

Hinsichtlich der vermuteten propriozeptiven Defizite bei Kreuzbandpatienten sollte nicht nur der Stellungssinn (also die Winkelreproduktion), sondern auch der Kraftsinn als weitere propriozeptive Modalität untersucht werden, um differenziertere Aussagen bezüglich des propriozeptiven Defizites machen zu können. Bisherige Untersuchungen zur aktiven Winkelreproduktion zeigen aufgrund unterschiedlicher Aufgabenstellungen und verschiedener Messzeitpunkte ein uneinheitliches Bild (Barrett 1991; Jerosch et al. 1996; Friden et al. 1997; Fremerey et al. 1998; Beynnon et al. 2000; Roberts et al. 2000; Fischer-Rasmussen 2001; Reider et al. 2003). Untersuchungen zur Kraftreproduktion fehlen hingegen fast vollständig, werden aber von verschiedenen Autoren als durchaus aussichtsreich zur Detektion von Veränderungen nach Kreuzbandverletzungen angesehen (Pfeiffer et al. 2003; Dover et al. 2005; Héroux et al. 2005).

Im Folgenden werden die Ziel- und Fragestellungen dieser Untersuchung formuliert, die sich aus dem Forschungsstand ableiten.

4 Ziel- und Fragestellungen

Mit der vorliegenden Arbeit wird das Ziel verfolgt, anhand zweier Experimente, die die beiden propriozeptiven Modalitäten des Stellungs- und Kraftsinnes untersuchen sollen, zu zeigen, dass das entwickelte Messinstrumentarium in der Lage ist, insbesondere den Einfluss einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes auf die kortikale Aktivierung (aber auch auf die anderen Ebenen Performance und neuromuskuläre Aktivierung) nachzuweisen. Damit würde erstmalig während sensomotorischer Aufgaben gezeigt, dass sich die zentrale Informationsverarbeitung von Patienten nach der Rekonstruktion verändert und damit die Operation/Verletzung nicht nur Veränderungen auf muskulärer Ebene nach sich zieht. Des Weiteren soll der Frage nachgegangen werden, ob sich die Ergebnisse der beiden propriozeptiven Modalitäten gleichen. Im Einzelnen sehen die Fragestellungen in den beiden Experimenten Winkel- und Kraftreproduktion wie folgt aus:

4.1 Fragestellungen Experiment I: Winkelreproduktion

Performance

Aufgrund der Annahme, dass bei Patienten mit rekonstruiertem Kreuzband die afferente Information bezüglich geschädigter Rezeptorstrukturen eine andere ist als bei gesunden Kontrollpersonen, kann man erwarten, dass es zu einem Defizit in der Bewegungsregulation kommt, das sich auf die Genauigkeit der Winkelreproduktionen auswirkt. Bisherige Untersuchungen zur aktiven Winkelreproduktion zeigen aufgrund unterschiedlicher Aufgabenstellungen und verschiedener Messzeitpunkte ein uneinheitliches Bild.

Fragestellung:

Unterscheiden sich Patienten nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes (ACL-Gruppe) bezüglich der Zielgenauigkeit bei Winkelreproduktionen von gesunden Kontrollpersonen?

Neuromuskuläre Aktivität

In der Darstellung des Forschungsstandes konnte keine einheitliche Systematik für Veränderungen der neuromuskulären Kontrolle von Bewegungen nach Kreuzbandrekonstruktionen gefunden werden. Die Ergebnisse scheinen sich aufgabenspezifisch abzubilden (Aaldersberg et al. 2005; Engelhardt 1998; Williams et al. 2005). Trotzdem ist vielen Untersuchungen gemein, dass sie eine geringere elektrische Aktivierung auf Seiten der Kreuzbandpatienten vorfinden, als bei gesunden Kontrollpersonen (Fink et al. 1994; Cooper et al. 1999; Ducke 2005). Veränderungen des Informationszuflusses führen zu einer differentiellen Muskelaktivierung, die im EMG sichtbar gemacht werden kann.

Fragestellung:

Treten bei den kreuzbandoperierten Probanden Veränderungen der neuromuskulären Aktivierung im Vergleich zur Kontrollgruppe auf?

Zentrale Aktivität

Verschiedene Autoren spekulieren im Zusammenhang mit der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit einer Veränderung kortikaler Aktivitäten. Bislang ist es nur in einer Untersuchung gelungen, Veränderungen auf kortikaler Ebene nachzuweisen (Barthel et al. 2004). Alle anderen Untersuchungen nutzten die Methode somatosensorisch evozierter Potentiale und schlossen auf eine Veränderung auf kortikaler Ebene (Valeriani 1996 & 1999; Ochi 1999). Die Verarbeitung der afferenten Informationen (die von den SEP's nicht gemessen wird) kann durch elektrische Aktivitäten im EEG dargestellt werden. Somit ist zu erwarten, dass sich der Einfluss einer Kreuzbandverletzung/-rekonstruktion in Veränderungen der kortikalen Aktivierung zeigt. Darüberhinaus wird auch die mentale Vorstellung der Winkelreproduktion untersucht. Daten im Vergleich dieser beiden Gruppen liegen bislang nicht vor. Es wird angenommen, dass sich die kortikale Aktivität während der Vorstellung der Winkelreproduktion von der gesunden Probanden unterscheidet.

Fragestellung:

Unterscheiden sich die kortikalen Aktivitäten während der realen und mentalen Winkelreproduktion in der ACL-Gruppe im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe?

Aneignung der Aufgabe

Die Aneignung einer neuen sensomotorischen Aufgabe ist dadurch charakterisiert, dass sich die Performance verbessert oder stabilisiert und sich der Lernfortschritt in einer Ökonomisierung kortikaler Ressourcen abbildet. Eine Ökonomisierung scheint sich in der frontalen Thetafrequenz, der globalen Alpha-1 Frequenz und der parietalen Alpha-2 Leistung während des Übens der Aufgabe abzubilden (Etnier et al. 1996; Smith et al. 1999; Slobounov et al. 2001). Ähnliches kann auch bei Kreuzbandpatienten und der gesunden Kontrollgruppe beim Üben der Winkelreproduktionen erwartet werden. Dies wurde bislang in keiner Studie untersucht.

Fragestellung:

Findet während des Übens der Winkelreproduktion ein Aneignungsprozess statt, der sich in der Performance, der neuromuskulären und kortikalen Aktivierung zeigt ?

4.2 Fragestellungen Experiment II: Kraftreproduktion

Performance

Der Kraftsinn ist im Zusammenhang mit sensomotorischen Aufgaben die am wenigsten untersuchte propriozeptive Modalität. In der Literatur wird dieser Teil der propriozeptiven Information als relativ genau bei gesunden Personen beschrieben (Birbaumer & Schmidt 2006). Zum Vergleich von Kreuzbandpatienten und gesunden Kontrollpersonen liegt nur eine Untersuchung vor, die Kreuzbandpatienten ein schlechteres Diskriminierungsvermögen von unterschiedlichen Gewichten bescheinigt (Heróux et al. 2005). Die Literaturlage zeigt, dass hier ein deutlicher Forschungsbedarf besteht. Von vielen Autoren wird die Testung des Kraftsinnes unabhängig voneinander als vielversprechende Methode angesehen (Héroux et al. 2005; Pfeifer 2003).

Fragestellung:

Unterscheiden sich Patienten nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes (ACL-Gruppe) bezüglich der Zielgenauigkeit der Kraftreproduktionen von der gesunden Kontrollgruppe?

Neuromuskuläre Aktivität

Da im Vergleich zur Winkelreproduktion der Kraftoutput in diesem Experiment zur Kraftreproduktion ungleich höher liegt, könnte man erwarten, dass bestehende Defizite in der neuromuskulären Aktivierung deutlicher erkennbar sind. Zu diesen isometrischen Kraftreproduktionen liegen für den Vergleich der beiden Untersuchungsgruppen keine Ergebnisse vor. Von isometrischen Kontraktionen ist bekannt, dass Kreuzbandpatienten über eine geringere elektrische Muskelaktivierung verfügen (Fink et al. 1994; Cooper et al. 1999; Ducke 2005)

Fragestellung:

Treten bei den kreuzbandoperierten Probanden Veränderungen in der neuromuskulären Aktivierung im Vergleich zur Kontrollgruppe auf ?

Zentrale Aktivität

Mit der im Forschungsstand zusammengestellten Literatur zentraler Aktivität bei sensomotorischen Aufgaben wird auch bei diesem Experiment angenommen, dass sich die ACL-Gruppe von den gesunden Kontrollpersonen unterscheidet. In Anlehnung an das Vorgehen bei der Winkelreproduktion wird auch hier angenommen, dass sich die kortikale Aktivität während der Vorstellung der Kraftreproduktion von der gesunden Probanden unterscheidet. Es liegen bis heute keinerlei Untersuchungen vor, die diese Konstellationen untersuchen.

Fragestellung:

Unterscheiden sich die kortikalen Aktivitäten während der realen und mentalen Kraftreproduktion in der ACL-Gruppe im Vergleich zu gesunden Kontrollpersonen?

Aneignung

Im Bezug auf die Aneignung einer Aufgabe durch mehrmaliges Üben kann man davon ausgehen, dass sich dieser Aneignungsvorgang in der Performance (Verbesserung) zentraler Aktivierung (Ökonomisierung) ähnlich abbildet wie bei den Winkelreproduktionen und hier im Gruppenvergleich keine Unterschiede im Übungsverlauf, allerdings Anpassungen insbesondere in der Performance und den Frequenzbändern Theta (frontal), Alpha-1 und Alpha-2 (parietal), stattfinden.

Fragestellung:

Findet während des Übens der Kraftreproduktion ein Aneignungsprozess statt, der sich in der Performance, der neuromuskulären und kortikalen Aktivierung zeigt?

5 Methodik

5.1 Personenstichprobe

Insgesamt nahmen 22 Probanden an den Untersuchungen teil, die sich aus der Studentenschaft der Universität Paderborn rekrutierten. Davon bildeten 12 Probanden die Kontrollgruppe, die sich aus Sportstudenten des Departments Sport & Gesundheit zusammensetzten. Zehn Patienten nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes (ACL-Gruppe) bildeten das Patientenkollektiv. Eine Teilnehmerin aus der ACL-Gruppe absolvierte die Winkelreproduktion und fiel danach wegen Krankheit längerfristig aus, so dass die Winkelreproduktionen von zehn, die Kraftreproduktionen nur von 9 Probanden absolviert wurden. Die Untersuchungen fanden im Zeitraum zwischen September 2004 und April 2005 statt. Alle Teilnehmer gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an der Studie. Die Durchführung der dargestellten Studie wurde von der Ethikkommission der Ärztekammer Westfalen-Lippe und der medizinischen Fakultät der WWU Münster genehmigt (Reg.-Nr: 5 V Weiß).

Tab. 1: Anthropometrische Daten der ACL- und Kontrollgruppe

	ACL-Gruppe		Kontrollgruppe
	Winkel (N=10)	Kraft (N=9)	(N=12)
Alter [Jahre]	26 ± 5	26 ± 5	24 ± 3
Gewicht [kg]	76,27 ± 13,10	76,78 ± 12,20	75,53 ± 9,70
Größe [cm]	181 ± 10	182 ± 10	181 ± 8
Rechtshänder	8	7	11
Rechtsfüßler	8	7	10

Alle Probanden beider Gruppen entsprachen den vorher festgelegten Eingangs- und Ausschlusskriterien. Sie waren Studenten im Alter zwischen

20 und 35 Jahren und litten nach eigener Angabe nicht unter Herz-Kreislauf-Krankheiten, Lungenerkrankungen, chronische entzündlichen Erkrankungen oder Geisteskrankheiten. Des Weiteren wurden sie als medikament- und drogenfrei klassifiziert. Sie waren bereit, jeweils am Tag vor den Experimenten auf psychische sowie physische Belastungen und 24 Stunden vor der Untersuchung auf Alkohol zu verzichten. In der Kontrollgruppe waren keine Verletzungen der unteren Extremitäten bekannt.

Die ACL-Gruppe setzt sich aus 7 männlichen und 3 weiblichen Versuchspersonen zusammen. Zur subjektiven Erfassung der Gelenkstabilität und –funktion bezüglich Schmerz / Bewegungseinschränkungen wurde der Lysholm-Score, zum Aktivitätslevel der Tegner-Score erhoben. Detaillierte Daten zur Anamnese der Patienten sind Tab. 2 zu entnehmen.

Tab. 2: Detaillierte Darstellung der ACL-Gruppe

Nr.	Alter [Jahre]	Geschlecht [m / w]	ACL [Seite]	OP [Methode]	postOP [Monate]	Tegner [Score]	Lysholm [Score]
1	35	M	Re	pat	21	7	90
2	24	M	Li	semi	15	6	95
3	21	W	Re	semi	12	3	84
4 ¹	24	M	Li	semi	13	3	95
5	28	M	Li	semi	11	3	79
6	23	M	Re	semi	5	3	87
7	21	M	Re	semi	6	6	94
8	22	W	Re	semi	13	7	89
9	31	M	Li	semi	12	6	80
10 ²	32	W	Re	semi	19	4	90

pat = Kreuzbandersatz mittels lig.patellae semi = Kreuzbandersatz mittels lig.semitendinosus

Alle Probanden beider Gruppen sind sportlich aktiv. Es durften bei der Befragung mehr als eine Sportart genannt werden. In der Kontrollgruppe verteilte sich die Aktivität auf folgende Sportarten: Fußball (4), Schwimmen

¹ Patient wurde nach acht Monaten postOP unter Narkose mobilisiert

² Patientin absolvierte nur Experiment 1, die Winkelreproduktion

(3), Laufen (2), Handball (2), Fitness (2), Badminton (2), Tennis (1), Basketball (1) und Karate (1). Demgegenüber wurden in der ACL-Gruppe folgende Aktivitäten angegeben: Fußball (6), Schwimmen (2), Laufen (2), Handball (2), Fitness (2), Badminton (1), Tennis (2), Golf (2) und Voltigieren (1).

5.2 Untersuchungsgang

Die Gesamtuntersuchung unterteilte sich in eine Run-In Phase (Voruntersuchung) und zwei Hauptuntersuchungstermine, zu denen in randomisierter Reihenfolge einmal Winkel- und beim anderen Termin Kraftreproduktionen durchgeführt wurden. Zur Vermeidung des zirkadianen Einflusses (Mechau 1998) wurden die Probanden jeweils zur gleichen Tageszeit an den drei Terminen einbestellt. Zwischen den einzelnen Untersuchungstagen lag eine Woche. Die Vorbereitungen und Untersuchungen wurden in allen Fällen vom selben Versuchsleiter durchgeführt.

5.2.1 Voruntersuchung

Die Versuchspersonen wurden an einem Run-In Termin eine Woche vor der eigentlichen Untersuchung über die Versuchsdurchführung aufgeklärt und anamnestisch erfasst. Der Run-In Termin diente der Gewöhnung der Versuchspersonen an die Testsituation, das Labor, den Untersucher und die Messapparatur. Dazu wurden sie auf dem Messstuhl positioniert und zur EEG-Messung vorbereitet. Nach einer Ruhemessung (EEG) bekamen die Probanden die Aufgabe, unter Zuhilfenahme des visuellen Feedbacks einen vom Testleiter vorgegebenen Gelenkwinkel mit einer Extremität zu reproduzieren. Daraufhin hatten die Probanden vier Minuten Zeit, den vorgegebenen Winkel ohne visuelle Überprüfung zu reproduzieren. Währenddessen wurde die elektrische Gehirnaktivität aufgezeichnet. Die Probanden erhielten kein Feedback über die erbrachte Leistung. Danach mussten die Probanden Fragebögen zur Händigkeit, Füßigkeit und zur allgemeinen Befindlichkeit beantworten. Zusätzlich zu diesen Daten wurden in der ACL-Gruppe die Knie-Scores nach Lysholm (Lysholm 1985) und

Tegner (Tegner 1985) erhoben (Anhang 11.1). Zum Abschluss des Run-In erklärten sich die Probanden schriftlich bereit, freiwillig an der Untersuchung teilzunehmen (Einverständniserklärung im Anhang 11.2). Der Termin für die beiden Hauptuntersuchungen wurde festgelegt. Die Experimente fanden in randomisierter Reihenfolge statt. Die Teilnehmer wurden darauf hingewiesen, dass unmittelbar vor den Untersuchungstagen auf ausreichenden Nachtschlaf geachtet und auf psychische und physische Belastungen am Vorabend verzichtet werden sollte.

5.2.2 Experiment I: Winkelreproduktion

Nachdem die Teilnehmer als gesund und medikamentenfrei klassifiziert wurden, begann das Experiment mit der Vorbereitung der Probanden auf die Untersuchung. Dazu wurden die Oberflächenelektroden zur Messung der elektrischen Muskelaktivität nach Vorbereitung der Ableitstelle (rasieren, reinigen) an der vorderen Oberschenkelmuskulatur (M.quadrizeps femoris, M.vastus medialis, M.vastus lateralis; Applikationskriterien siehe Kap. 5.3.5) beider Extremitäten aufgebracht. Nachdem dem Probanden die Elektrodenhaube aufgesetzt wurde, sollte er sich in liegender Position für zehn Minuten entspannen (Ruhephase).

Nach dieser Ruhephase wurden Fragebögen zur augenblicklichen Befindlichkeit (STAI X1) ausgefüllt, sowie mit einer visuellen Analogskala (VAS) der subjektive, augenblickliche Stresslevel ermittelt.

Der Proband wurde auf dem Messstuhl so positioniert, dass er bequem sitzen konnte und die Kniegelenksachse mit der Geräteachse des Messgerätes übereinstimmten. Dazu wurden Sitzhöhe und –fläche individuell an den Probanden angepasst.

Nach einer Überprüfung der abzuleitenden Signale auf deren Qualität und Artefaktfreiheit (EMG: Testbewegung der Kniestreckung unter visueller Signalüberprüfung, EEG: Impedanzmessung) wurde für zwei Minuten ein spontanes EEG in der Testposition bei geschlossenen und offenen Augen (2 x 2 Minuten; Messung M0) abgeleitet.

Die weitere Messung war in acht Messblöcke (M1-M8) von je drei Minuten Länge eingeteilt (Abb. 3). Die Aufgabe bestand für den Probanden darin, einen Kniegelenkwinkel von 40 ° (eine komplette Kniestreckung würde in

diesem Fall einer Winkelstellung von 0° entsprechen) ohne visuelles Feedback unter dem Aspekt Genauigkeit zu reproduzieren. Jeweils vor den einzelnen Messblöcken konnten sich die Probanden unter visuellem Feedback das Einnehmen des Zielwinkels aneignen bzw. ihre subjektiv empfundenen Fehler korrigieren (5-7 Bewegungen). Innerhalb der Kontrollgruppe wurde die Extremität, mit der die Untersuchung begonnen wurde, zufällig ausgewählt, wohingegen die ACL-Gruppe immer mit der gesunden Extremität startete. Diese Vorgehensweise wurde gewählt, um den Patienten der ACL-Gruppe ein Sicherheitsgefühl zu vermitteln. Während der dreiminütigen Messblöcke wurden alle Daten (peripher: Winkel, Kraft, EMG – zentral: spontanes EEG) synchron aufgezeichnet. Die Probanden absolvierten jeweils 4 Messblöcke pro Extremität.

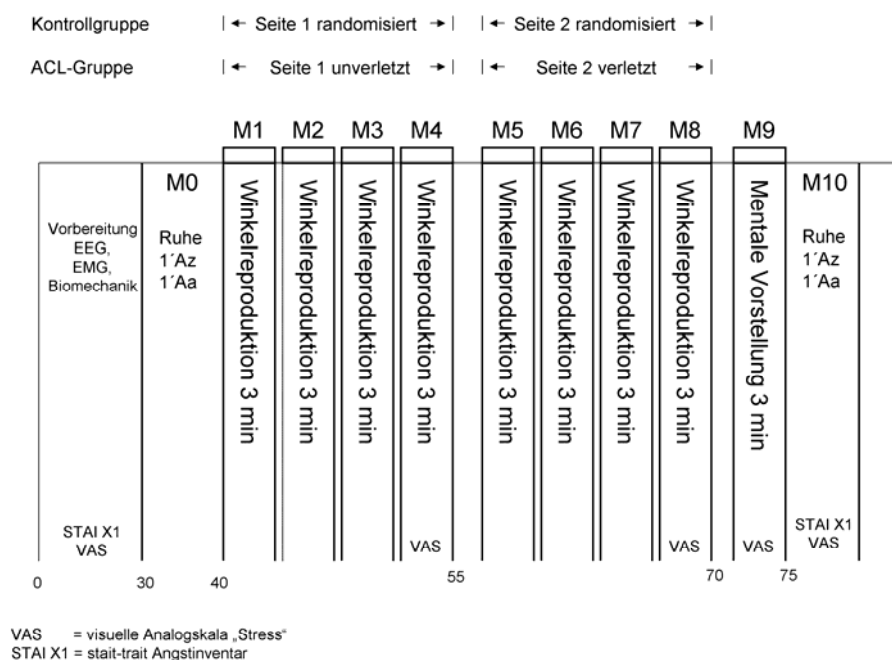


Abb. 3: Studiendesign Experiment I: Winkelreproduktion

Nach acht Messblöcken wurden die Teilnehmer aufgefordert, die Augen zu schließen und sich die Bewegung mit der zuletzt (bei M8) benutzten Extremität innerhalb von drei Minuten angelehnt an die realen Messblöcke wiederholt vorzustellen (M9). Währenddessen wurde das spontane EEG abgeleitet.

Das subjektive Stressempfinden wurde zu Beginn, nach dem Wechsel der

Extremitäten (nach M4), jeweils vor und nach der mentalen Vorstellung und zum Ende der Untersuchung erhoben (Abb. 3).

Den Abschluss bildete wiederum die schon oben beschriebene Ableitung des spontanen EEG's (M10; 2 x 1 Minute; Augen zu – Augen auf), sowie die abschließende Erfassung von augenblicklicher Befindlichkeit und subjektivem Stressempfinden.

5.2.3 Experiment II: Kraftreproduktion

Die Vorbereitung des Probanden, sowie die Positionierung auf der Messapparatur entsprachen dem Vorgehen beim Experiment I (Winkelreproduktion). Der Proband wurde sitzend mit einem Kniewinkel von 90° auf dem Messplatz positioniert. Der Hebelarm war in dieser Stellung arretiert, so dass der Proband in der Lage war, isometrisch gegen den Hebelarm zu kontrahieren. Bei allen Bewegungen wurden die Probanden durch einen Beckengurt fixiert und die Gelenkachse stimmte mit der Geräteachse überein.

Nach einer Überprüfung der abzuleitenden Signale auf deren Qualität und Artefaktfreiheit (EMG: Testbewegung der isometrischen Kontraktion unter visueller Signalüberprüfung, EEG: Impedanzmessung und visuelle Inspektion) wurde für zwei Minuten ein spontanes EEG in der Testposition bei geschlossenen und offenen Augen (M0; 2 x 1 Minute) abgeleitet.

Als Referenzmessung zur Bestimmung der Maximalkraft erfolgten drei isometrische Maximaltests über jeweils drei Sekunden mit einer jeweiligen Pause von einer Minute für das Bein, welches von M1-M4 bzw. M5-M8 aktiv war. Dabei wurde die Kraft und das Elektromyogramm des M.rectus femoris, M.vastus medialis und M.vastus lateralis des jeweiligen Beines ermittelt.

Die weitere Messung ist in 8 Messblöcke in randomisierter Reihenfolge der Extremitäten von je drei Minuten Länge eingeteilt. (Abb. 4). Vor jedem Block hatte der Patient die Möglichkeit in einer kurzen Phase mit visuellem Feedback die Genauigkeit seiner Reproduktionen zu überprüfen (5-7 isometrische Kontraktionen). Innerhalb der Messblöcke wurden Kraftreproduktionen mit 50% der zu Beginn der Untersuchung ermittelten Maximalkraft durchgeführt. Während dieses Teiles der Untersuchung wurden Kraft und EMG der oben genannten Muskeln des jeweiligen Beines und das

EEG kontinuierlich abgeleitet.

In dem darauf folgenden mentalen Messblock (M9) stellten sich die Teilnehmer die Bewegung wiederholt mit dem Bein vor, welches zuletzt während des achten Messblockes aktiv war. Während der Vorstellungsphase wurde das EEG aufgezeichnet.

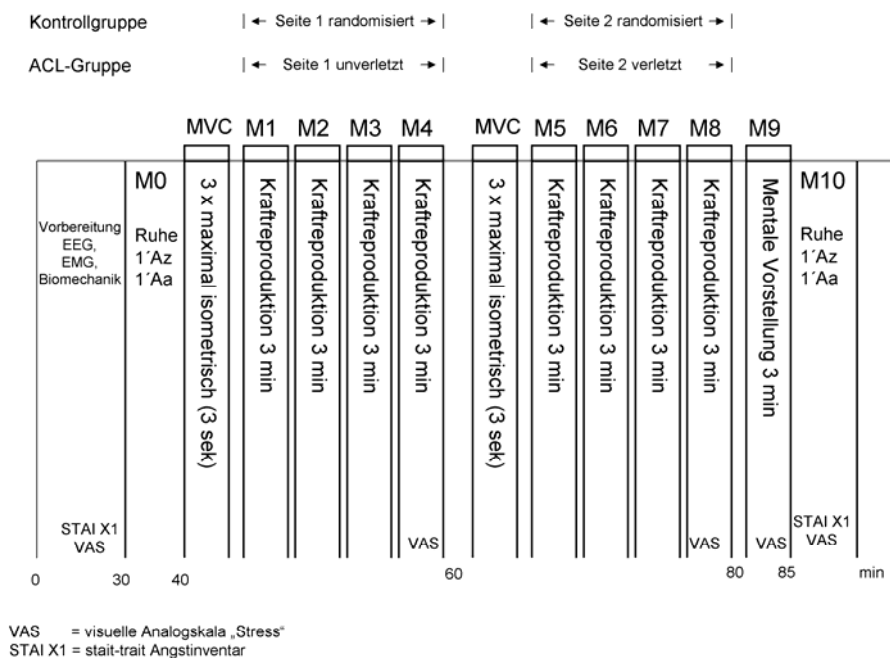


Abb. 4: Studiendesign Experiment II: Kraftreproduktion

Das subjektive Stressempfinden wurde wie in Experiment I anhand der visuellen Analogskala nach den Messzeitpunkten M0, M4, M8, M9 und M10 erhoben.

Den Abschluss bildete wiederum die Ableitung des spontanen EEG's (M10; 2 x 1 Minute; Augen zu – Augen auf), sowie die Erfassung der augenblicklichen Befindlichkeit mit Hilfe des STAI.

5.3 Messplatz und Parametererhebung

Zur synchronisierten Messung biomechanischer, elektromyographischer und elektroenzephalographischer Parameter wurde ein neuer Messplatz entwickelt. Dieser orientierte sich an dem Ziel, alle zu messenden Komponenten synchron an einer Zeitleiste auszurichten. Zu diesem Zweck wurde in Zusammenarbeit mit der Fakultät für Elektrotechnik, Informatik und

Mathematik der Universität Paderborn (Institut für Messtechnik) ein Messaufbau entwickelt, mit dem diese Ziele realisiert werden konnten.

5.3.1 Aufbau des Messplatzes

Im Mittelpunkt des neuen Messplatzes steht das Trainings- und Messgerät M3 der Fa. Schnell, das für die Studie umgebaut wurde. Zunächst wurde eine Rückenlehne an das Gerät gebaut, um den Probanden eine angenehme Sitzposition zu gewährleisten.



Abb. 5: Umgebauter Messplatz Schnell M3

Um eine möglichst genaue Messung der Kräfte ermöglichen zu können, wurde auf die von der Fa. Schnell angebotene, auf Druck- und Zugsensoren beruhende, Messtechnik verzichtet und stattdessen die Messung von Torsionskräften auf der Drehachse mittels zweier Dehnungsmessstreifen (DMS) realisiert.

Die an der Welle axial angreifenden Momente führen zu einer Torsion (Verdrehung) und damit zu einer Dehnung der Oberfläche der Achse. Diese Dehnung wird mit aufgeklebten Folien-DMS (FAED-12-35-S6E-P; Vishay Measurements Group GmbH) gemessen. Die DMS sind zu einer Wheatstoneschen Brückenschaltung zusammengeschaltet. Je nach Stärke des auf die Welle einwirkenden Torsionsmomentes verändert sich die Dehnung der Oberfläche und somit auch die Diagonalspannung der

Brückenschaltung, die erfasst und verstärkt wird. Dehnmessstreifen ändern ihren elektrischen Widerstand proportional zur Dehnung. Damit lassen sich auch sehr kleine Widerstandsänderungen genau erfassen. Anschließend wurde die Apparatur im Institut für Kunststofftechnik der Universität Paderborn mithilfe genauer Kalibrierungswaagen kalibriert.

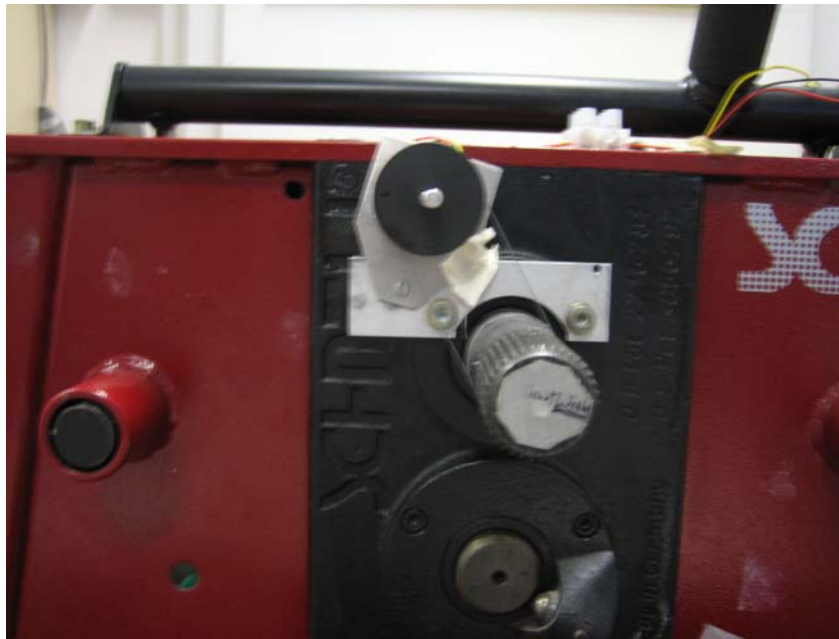


Abb. 6: Übertragung der Drehung der Geräteachse auf das Potentiometer

Die für die Messung der Winkelgrade zuständige Veränderung des Messgerätes M3 beruht auf einer einfachen Übertragung der Drehung der Geräteachse auf ein Potentiometer.

Das im Aufbau benutzte Potentiometer (Novotechnik Typ P 4501 A202) besitzt einen elektrischen Messbereich von 350° und eine Standardlinearität von $\pm 0,075\%$, die sich aber nicht auf die Messgenauigkeit auswirken, da Winkeldifferenzen gemessen werden. Durch Vergleichsmessungen sowohl anhand manueller Winkelmesser, als auch einem bereits kalibrierten Winkelmesser der Fa. Biovision konnte der Aufbau mit einer hohen Genauigkeit kalibriert werden.

Die elektrische Aktivierung der Muskulatur wurde anhand der Oberflächenelektromyographie erhoben. Dazu diente die Messtechnik der Fa. Biovision. Alle Datenkanäle (Kraft, Goniometer, EMG) liefen in der Biovision Input-Box zusammen. Die Synchronisation der beschriebenen

Daten mit den EEG-Daten des CATEEM/CATERPA fand über eine umgebaute Schnittstelle Data Translation DT9801 A/D Wandler (Umbau Fa. Biovision) statt. Im Folgenden werden die einzelnen Komponenten und die dabei erhobenen Parameter genauer beschrieben.

Im Abstand von ca. 2 m wurde ein Bildschirm in Augenhöhe des Probanden platziert, der ein visuelles Feedback bezüglich ihrer Winkel- bzw. Kraftreproduktion ermöglichte. Der Versuchsleiter saß für den Probanden uneinsehbar zur Bedienung und Überwachung der Messapparatur hinter einem Sichtschutz (Abb. 7).

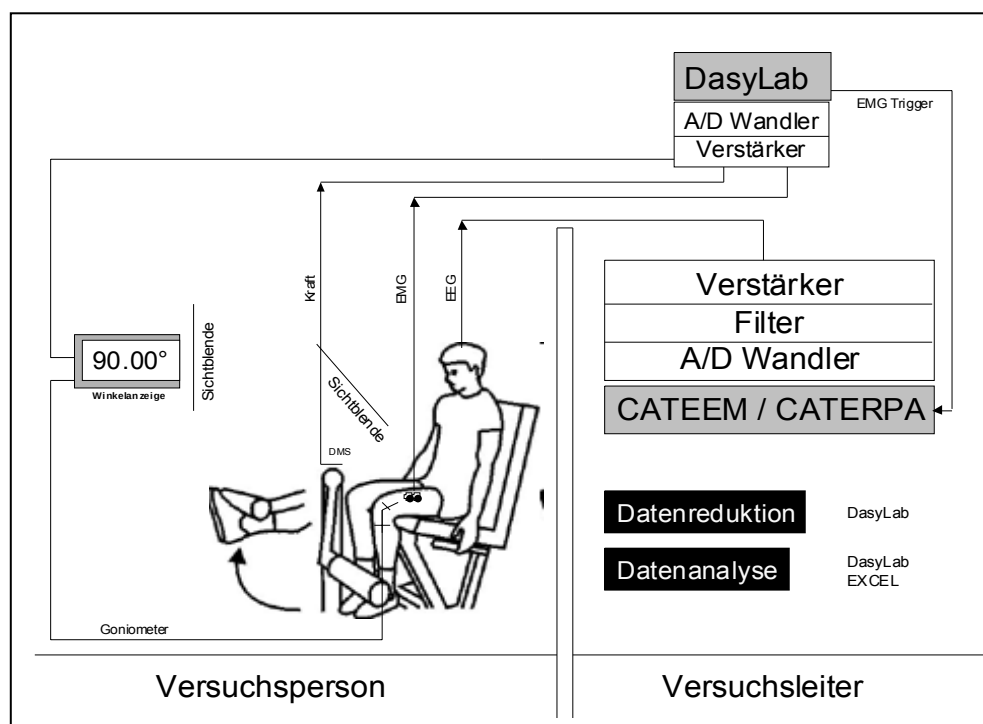


Abb. 7: Versuchsaufbau der beiden Experimente Winkel- und Kraftreproduktion

Zur Datenaufnahme wurden zwei unterschiedliche Softwareprodukte verwendet. Zur Erfassung und Analyse der EEG Daten wurde das CATEEM³ System (Fa. MediSyst, Langen, Germany) benutzt. Die biomechanischen und elektromyographischen Daten wurden mit der Mess-Software DasyLab 7.0 (Fa. measX GmbH, Germany) aufgezeichnet.

³ Computer Aided Topographical Electro-Encephalometry Measurement

5.3.2 Subjektive Beurteilung der Kniefunktionalität – Kniescores

Sowohl in der Literatur, als auch in der Praxis haben sich zwei Scores zur subjektiven Evaluation der Funktionalität und Stabilität des Kniegelenkes durchgesetzt: der Lysholm- (Lysholm & Gillquist 1982) und der Tegner Score (Tegner & Lysholm 1985).

Der Lysholm Score versucht, subjektive Parameter mit einer Rangskala zu erfassen. Der erreichte Summenscore soll Aufschluss über das körperliche Empfinden des Patienten geben. Die Patienten wurden mit einem Fragebogen dazu aufgefordert, ihr subjektives Empfinden bezüglich ihres Kniegelenkes anhand der Variablen Hinken, Tragen eines Gewichtes, Treppensteigen, Hinhocken, Instabilität, Schmerz, Schwellung und Blockierung zu beschreiben. Der maximal erreichbare Summenscore beträgt 100 Punkte. Die subjektive Einschätzung wird folgendermaßen bewertet (Lysholm / Gillquist 1982):

0 – 68	unbefriedigendes Körperempfinden
69 – 77	befriedigendes Körperempfinden
78 – 90	gutes Körperempfinden
91 – 100	sehr gutes Körperempfinden

Der Lysholm Score eignet sich insbesondere in der frühen Phase der Rehabilitation und hat sich als hochvalider Parameter erwiesen (Risberg et al. 1994).

Demgegenüber erlaubt der Tegner-Activity-Score die Einschätzung der sportlichen Aktivitäten des Patienten. Der Score kann Werte von 0 bis 10 annehmen, wobei die Extreme 0 keinerlei Aktivität und 10 keinerlei Einschränkung durch Knieprobleme bedeuten (Tegner & Lysholm 1985). Das Instrument ermöglicht es, über das sportliche Aktivitätsniveau auf die Belastungsfähigkeit des Kniegelenkes zu schließen (Risberg 1994).

5.3.3 Psychometrische Parameter

VAS (*visuelle Analogskala*) Stress

Die visuelle Analogskala (Abb. 8) ist ein einfaches Hilfsmittel, mit dem die Teilnehmer ihr subjektives Stressempfinden ausdrücken können. In einem zehn Zentimeter großen Sichtfenster, bei dem das rechte Ende „keinen Stress“ und das linke Ende „höchsten Stress“ repräsentiert. Der Teilnehmer

kann nun einen Balken innerhalb dieses Sichtfensters verschieben und wird gebeten, sein momentanes Stressempfinden zwischen den beiden erläuterten Enden einzustellen. Auf der Rückseite, für den Patienten nicht sichtbar, ist die zehn Zentimeter lange Strecke in gleich große Abschnitte skaliert. Dadurch kann die subjektive Stresseinstellung des Teilnehmers aufgrund der Übertragbarkeit in Zahlenwerte für einen aussagekräftigen Wert umgewandelt werden.

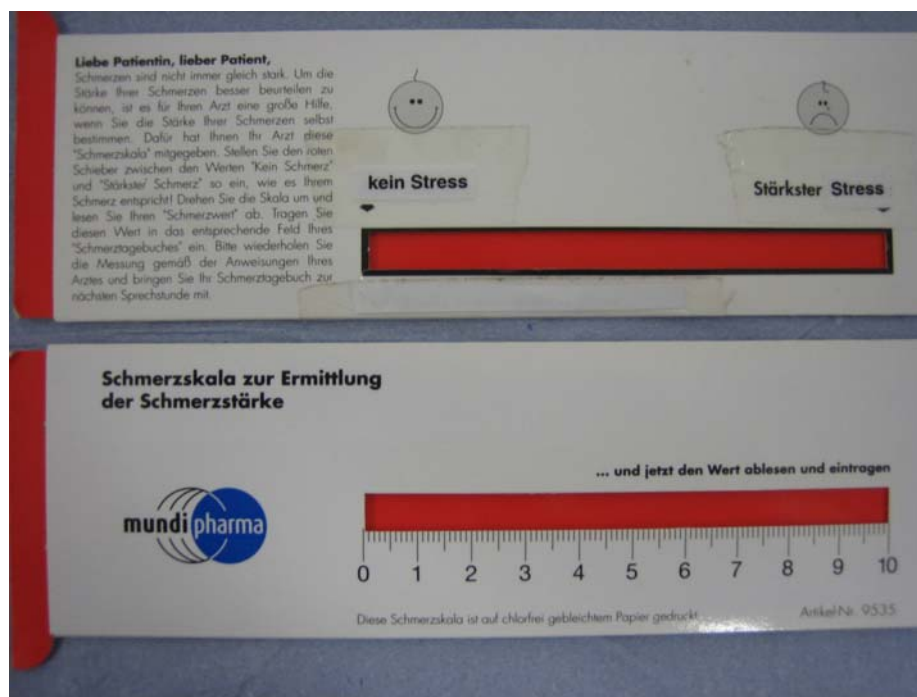


Abb. 8: Visuelle Analogskala (VAS) zum subjektiven Stressempfinden mit „0“=kein Stress und „10“=höchster Stress

State-Trait Angstinventar

Beim STAI handelt es sich um die deutschsprachige normierte Adaptation des „State-Trait Anxiety Inventory“ nach Spielberger (Laux et al. 1981; Anhang 11.1). Unter Zuhilfenahme dieses Instrumentes lassen sich sowohl momentane Zustandsangst, als auch Angst als überdauerndes Persönlichkeitsmerkmal erheben.

Die Zustandsangst (State anxiety) wird durch 20 Items erfasst, bei denen der Proband auf einer 4-Punkt-Liket-Skala (von „überhaupt nicht“ bis „sehr“) angeben soll, wie sein momentanes Befinden ist. Die Skala misst die Intensität eines emotionalen Zustandes, der durch Anspannung, Besorgtheit,

Nervosität, innere Unruhe und Furcht vor zukünftigen Ereignissen charakterisiert wird. Die Angst als Persönlichkeitsmerkmal (trait anxiety) wird ebenfalls durch 20 Items erfasst, durch die der Proband in der selben Form angeben soll, wie er sich im Allgemeinen fühlt. Die Skala misst die Häufigkeit (von „fast nie“ bis „fast immer“) und damit die Tendenz, Situationen als bedrohlich zu bewerten. Beide Skalen enthalten Items, die in Richtung Angst bzw. Angstfreiheit ausgerichtet sind. Die Addition der Einzelitems ergibt jeweils einen Summenscore, der die oben beschriebene Tendenz angibt (Laux et al. 1981). Der Trait-Angstfragebogen wird einmal zu Beginn in der Run-In Phase angewandt, der State-Angstfragebogen bei jedem Experiment jeweils zu Beginn und zum Ende.

HAKEMP 90

Handlungskontrollprozesse werden durch die Neigung einer Person zur Handlungs- vs. Lageorientierung maßgeblich beeinflusst. Lageorientierung ist dabei gekennzeichnet durch immer wieder auftauchende Gedanken über eigenes Verhalten, gegenwärtige oder gewünschte Handlungsergebnisse, sowie zurückliegende Misserfolge. Demgegenüber heißt Handlungsorientierung Aufmerksamkeitsausrichtung auf die zur Ausführung einer Handlung notwendigen zentralen Aspekte. Zur Messung der dispositionellen Determinanten wurde von Kuhl (1990) ein Fragebogen entwickelt, der Skalen für drei unterschiedliche Typen von Handlungs- vs. Lageorientierung, je nach dem entsprechenden Teilaspekt der Handlungskontrolle umfasst:

1. Handlungs-/Lageorientierung nach Misserfolgserfahrungen (HLOM)
2. Grad der Entscheidungs- und Handlungsplanung (HLOP)
3. Handlungs-/Lageorientierung bei der Tätigkeitsausführung (HLOE)

Zu jedem Teilaspekt existiert eine Skala mit 12 Situationsbeschreibungen, wobei jede Situation zwei Antwortalternativen zulässt (handlungsorientiertes Verhalten / lageorientiertes Verhalten). Für die Berechnung des Testwertes ist eine Summierung der handlungsorientierten Verhaltensalternativen nötig.

Händigkeitanalyse

Die Händigkeit wurde mit Hilfe eines errechneten Lateralitätsquotienten (LQ) aus der übersetzten Fassung des „Edinburgh Handedness Inventory“ (EHI) von Oldfield (1971) ermittelt (Anhang A). Für Rechtshänder beträgt der maximale LQ +100, für Linkshänder –100. Im Bereich zwischen $-30 < 0 < 30$ lassen sich Intermediärtypen erfassen.

5.3.4 Biomechanische Parameter

Messung der Gelenkwinkel (Goniometrie)

Unter Goniometrie wird im Allgemeinen die Messung von Gelenkwinkeln anhand mechanischer Vorrichtungen verstanden. Zur Erfassung der Gelenkwinkelstellungen wurde ein spezielles goniometrisches Messsystem in das Trainingsgerät M3 der Fa. Schnell integriert (Details siehe Kap. 5.3.1). Die sich ändernden Widerstände des Potentiometers werden in elektrische Signale umgewandelt, vorverstärkt und ändern sich proportional zu den (Dreh)-Bewegungen der Geräteachse und damit bei genauer Positionierung des Probanden / Patienten (Geräteachse stimmt mit Gelenkachse überein) zur Kniegelenkwinkelstellung. Nach Umwandlung der Spannungsdaten (A/D Wandler Data Translation DT9801, Fa. Biovision, Deutschland) werden die Daten von der Software DasyLab 7.0 aufgezeichnet und ausgewertet. In die statistische Weiterverarbeitung gehen die Parameter Winkelstellung und Abweichung von den mit Feedback reproduzierten Winkeln ein.

Messung des Drehmomentes

Mit Hilfe des umgebauten Trainingsgerätes M3 der Fa. Schnell (siehe Kap. 5.3.1) wurden während der Winkelreproduktionen die Drehmomente und während der Kraftreproduktion sowohl die maximalen, als auch die prozentualen Drehmomente der Kniestrecker während der Reproduktionsdurchgänge gemessen. Die Werte wurden dabei jeweils entlang einer Zeit-Kurve aufgezeichnet und während der Untersuchung laufend visuell überwacht.

5.3.5 Neuromuskuläre Parameter

Zur Erfassung der Muskelaktivität wurden die bei einer Kontraktion entstehenden elektrischen Biosignale von drei Muskeln elektromyographisch abgeleitet. Um eine Vergleichbarkeit während des jeweiligen Experimentes gewährleisten zu können, verblieben die Elektroden während der gesamten Untersuchungszeit an der gleichen Position. Die oberflächenelektromyographischen Signale wurden mit einer EMG-Anlage (Fa. Biovision, Wehrheim; Bandpass-Filter 10-500 Hz, 3db) mit einer Abtastrate von 1024 Hz aufgezeichnet.

Die Ableitung erfolgte bipolar über vorgegelte, selbstklebende Ag/AgCl – Oberflächenelektroden (ARBO HealthCare HG 24, Fa. Kendall GmbH). Die Oberflächenelektroden konnten schmerzfrei am Patienten positioniert werden und gewährleisten damit, dass die Bewegungsausführung nicht beeinträchtigt wird. Die Elektroden werden jeweils im Abstand von 20 mm zueinander (Mittelpunkt zu Mittelpunkt) angeordnet. Zur Reduzierung des Übergangswiderstandes zwischen Haut und Elektrode wurden die entsprechenden Hautstellen mit Einwegrasierern rasiert, gereinigt und entfettet (SENIAM Guidelines; Hermens et al. 2000). Die von den Elektroden wegführenden Kabel wurden mit Tape an der Extremität fixiert, um die Kabelbewegungsartefakte zu minimieren. Störende Spannungsquellen wurden entfernt. Die abgeleiteten Signale wurden vorverstärkt.

Zur Analyse wurden beidseitig der M.rectus femoris (RF), M.vastus medialis (VM) und der M.vastus lateralis (VL) herangezogen. Das jeweilige Elektrodenpaar wurde nach SENIAM-Richtlinien (Hermens et al. 2000) in Muskelfaserrichtung appliziert (RF: 50 % der Linie zwischen anteriorer spina iliaca superior und der oberen Patella; VM: 80 % der Linie zwischen anteriorer spina iliaca superior und dem medialen Gelenkspalt des Kniegelenkes; VL: 2/3 der Linie zwischen anteriorer spina iliaca superior und der lateralen Seite der Patella). Die Referenzelektrode wurde in einer elektrisch neutralen Umgebung auf der Patella platziert. Zur Überprüfung der Elektroden und der Ableitungsmodalitäten wurden die Signale vor Beginn des Experimentes überprüft (visuelle Inspektion der Null-Linie, EMG Kurveninspektion bei manuellen Muskeltests).

Für die Datenübertragung auf den Laborrechner (Notebook Fujitsu-Siemens

AMILO 7400) wurde ein angepasstes A/D Wandlermodul DT 9801 mit USB-Anschluss (Fa. Data Translation GmbH, Bietigheim-Bissingen, 12-bit Auflösung; Wertebereich ± 5 V) und die Software DasyLab 7.0 (Fa. measX GmbH, Mönchengladbach) verwendet.

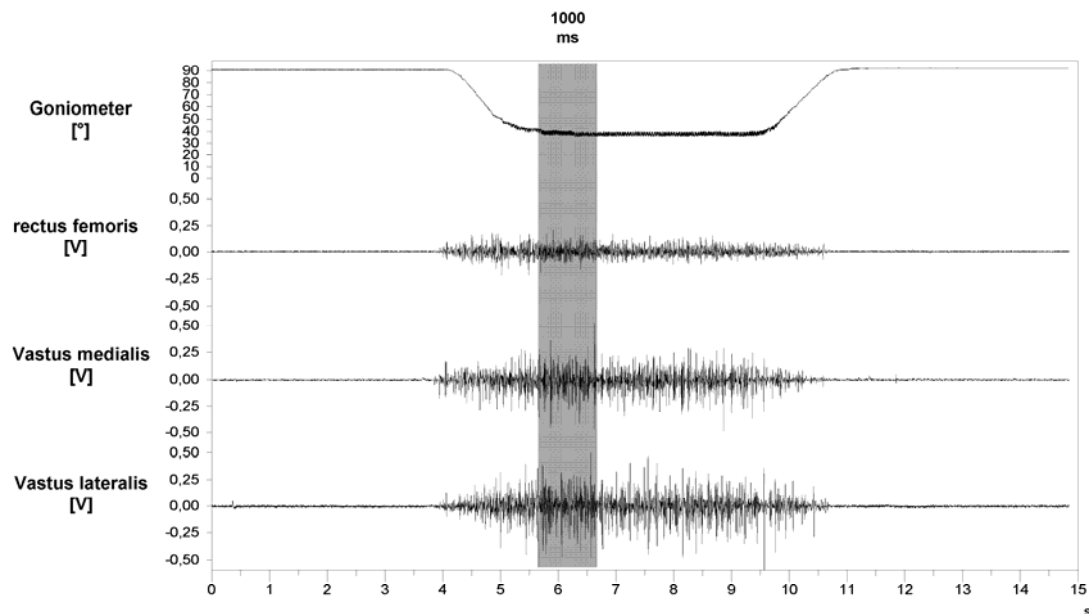
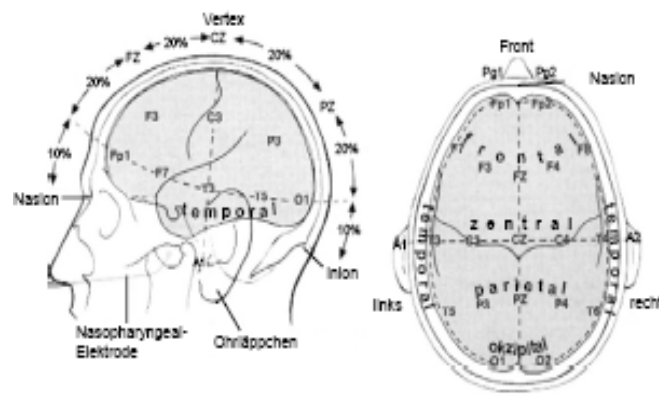


Abb. 9: Beispielhafte Darstellung der erhobenen Rohdaten einer Winkelreproduktion. Hervorgehoben ist die Zeitspanne von 1000 ms beginnend mit dem Anfang der Plateauphase, die zur Ermittlung der IEMG's von RF, VM und VL dient.

Mithilfe der Auswertesoftware BioProc Version 2.0 (University of Ottawa, Canada) wurden die Daten fullwave gleichgerichtet und das integrierte EMG der jeweilig abgeleiteten Muskeln vom Punkt des Erreichens des Zielplateaus (bei Winkelreproduktion 40° , bei Kraftreproduktion 50 % vom MVC) innerhalb eines Zeitfensters von 1000 ms (IEMG₁₀₀₀; Abb.9) berechnet. Zur Analyse wurden einerseits die über einen Messdurchgang gemittelten IEMG₁₀₀₀ Werte der einzelnen abgeleiteten Muskeln herangezogen, andererseits wurde die prozentuale Beteiligung der einzelnen Muskelaktivitäten (des M.rectus femoris, M.vastus medialis und M.vastus lateralis) an der Gesamtbewegungsaktivität ($RF\% + VM\% + VL\% = 100\%$) innerhalb eines Messdurchganges ermittelt.

5.3.6 Zentrale Parameter und deren Erfassung mittels EEG

Die topographische EEG-Aktivität wird mittels 17 Elektroden nach dem international üblichen 10:20-Elektrodensystem (Jasper 1958) mit der Cz-Elektrode als physikalischer Referenz erfasst. Zur Erleichterung der Elektrodenpositionierung wird eine Elektrodenhaube (Fa. Electro Cap, Eaton, Ohio, USA) verwandt, die an die Kopfgröße angepasst ist und während des gesamten Experimentes nicht abgenommen wurde.



Inspektion unterworfen und kontaminierte Datensegmente wurden eliminiert.

Tab. 3: Einteilung der Frequenzbänder nach spektraler Frequenzanalyse

Bezeichnung	Frequenzbereich
Theta	4,75 – 6,75 Hz
Alpha-1	7,00 – 9,5 Hz
Alpha-2	9,75 – 12,5 Hz
Beta-1	12,75 – 18,5 Hz

Während der Reproduktionen in Experiment I und II wurde das spontane EEG kontinuierlich von 17 Elektrodenpositionen (Fz, F3, F4, F7, F8, Cz, C3, C4, Pz, P3, P4, T3, T4, T5, T6, O1, O2) abgeleitet. Unter Verwendung der Lagrange Interpolationsmethode werden 82 zusätzliche virtuelle Elektrodenpositionen errechnet. Eine Fast-Fourier-Transformation (50% overlapped, 512 sample Hanning window) wurde damit auf 99 Elektrodenpositionen (17 reale und 82 virtuelle) angewendet und über 4 sec Epochen gemittelt und in sechs Frequenzbereiche eingeteilt, von denen 4 Frequenzbänder in dieser Untersuchung ausgewertet wurden (Tab. 3). Die einzelnen Frequenzbereiche werden über die jeweilige Messzeit numerisch als Leistung [μV^2] und graphisch als mittlere spektrale Leistungsdichten [$\mu V^2/Hz$] topographisch für alle Elektrodenpositionen farblich kodiert als Hirnkarte wiedergegeben.

5.4 Statistik

Die in Experiment I und II erhobenen Daten werden mit dem Softwarepaket SPSS 12.0G statistisch weiterverarbeitet. Anschließend wurden Mittelwerte (MW) und Standardabweichung mit SPSS 12.0 berechnet. Die Daten wurden unter Zuhilfenahme des Tests auf Abweichung zur Normalverteilung überprüft.

Nach der Prüfung mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung wurden Datensätze mit hinreichender Normalverteilung mit dem „General Linear Modell“ jeweils mit der ersten (M1-M4) und der zweiten Extremität

(M5-M8) in einem 2 (Gruppe) x 4 (Messblöcke) Design (GLM mit Messwiederholung; früher: MANOVA mehrfaktorielle parametrische Varianzanalyse) auf Zwischen- bzw. Innersubjekteffekte getestet. Sphärizität wurde anhand des Mauchley Tests verifiziert. Eine Verletzung dieser Forderung drückt sich in einem signifikanten Ergebnis aus und geht nach Bortz (2005) mit einer starken Erhöhung des α -Fehlers einher. Dem kann entgegengewirkt werden, indem der F-Test unter Verwendung modifizierter Freiheitsgrade gerechnet wird. Hier wurde das α nach Greenhouse-Geisser zur Korrektur verwandt. Erbrachte der Mauchley-Sphericity-Test kein signifikantes Ergebnis, so wurde keine Korrektur vorgenommen. Bei signifikantem Innersubjekteffekt wurden jeweils mittels T-Test für gepaarte Stichproben sowohl aufeinander folgende Messzeitpunkte, als auch Unterschiede zum Ausgangsmesszeitpunkt für jede Extremität untersucht. Signifikante Zwischensubjekteffekte wurden mit dem T-Test für unverbundene Stichproben anhand der Variable „Gruppe“ weiterverfolgt. Nicht normalverteilte Daten wurden bezüglich der Messzeit mittels Friedman Test und post hoc mit dem nichtparametrischen Wilcoxon-Test auf Innersubjekteffekte anhand des Faktors „Gruppe“ mit dem Mann Whitney-U Test auf Zwischensubjekteffekte überprüft.

6 Ergebnisse

Die Darstellung der Ergebnis wurde anhand der Experimente in Winkel- und Kraftreproduktion unterteilt und ordnet sich innerhalb der Experimente in Anthropometrie und psychometrische Erhebungen, sowie in die drei Messebenen Performance, periphere neuromuskuläre Aktivität und zentrale, kortikale Parameter. In den Darstellungen ist die Kontrollgruppe mit *control* und die Gruppe der Patienten mit rekonstruiertem Kreuzband mit *ACL* bezeichnet.

Insgesamt gilt für alle Abb. diese Legende:

$p < 0,001 = ***$

$p < 0,01 = **$ parametrisch

$p < 0,05 = *$

$p < 0,001 = +++$

$p < 0,01 = ++$ nicht parametrisch

$p < 0,05 = +$

6.1 Voraussetzungen

Da die EEG Aktivität anhand von absoluten spektralen Leistungen in den unterschiedlichen Rindenregionen dargestellt und einer statistischen Prüfung unterzogen wurde, mußten zunächst einige Voraussetzungen erfüllt sein. Verschiedene Autoren beschrieben die Problematik des unterschiedlichen Ausgangsniveaus zweier Untersuchungsgruppen, die sich insbesondere im Alpha-Bereich oft unterscheiden. In dieser Arbeit wurde bewusst auf die Darstellung der „Rohwerte“ (abs. spektrale Leistung [μV^2]) zu den einzelnen Messzeitpunkten in den beiden Experimenten zurückgegriffen, um (i) die darin enthaltene Information nicht zu verändern und (ii) die Vergleichbarkeit mit anderen Studien in den absoluten Werten zu gewährleisten. Von verschiedenen Autoren wurde in diesem Zusammenhang die Veränderung der spektralen Leistungen im Bezug auf eine Referenzmessung zu Untersuchungsbeginn als legitim angesehen. Geeignet schien den Autoren hier ein prozentualer Bezug zum Ausgangsniveau (Schellenberg 1995; Schober 1995; Stock 1996; Mechau 1999). Dies führte zur Nivellierung grundsätzlicher Unterschiede im EEG. Allerdings schien es problematisch,

stabile Ausgangsbedingungen zu schaffen, da diese Ruhe-Referenzmessung immer durch vorausgehende oder nachfolgende bzw. vom Probanden erwartete Tätigkeiten oder Bedingungen beeinflusst werden kann (Brach 2000). Außerdem konnte es zu sogenannten Baseline-Effekten kommen. Beispielhaft soll hier eine Untersuchung von Kubitz (1996) angeführt werden. Eine Experimentalgruppe zeigte vor einem Ergometertest höhere Ausgangswerte in der Alpha-Intensität als eine Kontrollgruppe, die einen Videofilm erwartete ($3,43 \mu V^2$ vs. $2,76 \mu V^2$). Die maximalen mittleren Intensitäten während der Versuchsphasen lagen im Vergleich dazu bei $3,03 \mu V^2$ vs. $2,78 \mu V^2$, so dass die Alpha-Intensität in der Experimentalgruppe abnimmt, wohingegen sie bei einem ausgeglichenen Basiswert zugenommen hätte. Das Beispiel soll verdeutlichen, dass bei einer Relation zum Ausgangswert der Bestimmung desselben große Bedeutung zukommt (Brach 2000). Daher wurden in dieser Arbeit die „tatsächlichen“ Entwicklungen anhand der absoluten spektralen Leistung dargestellt. Um dies auch statistisch abzusichern, wurden die zu Beginn der Messung erhobenen Ausgangs-Ruhewerte (1 Minute Augen zu, 1 Minute Augen auf) auf signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen, sowie Interaktionen innerhalb der Gruppen in beiden Experimenten überprüft. Dabei ergab die GLM mit Messwiederholung nach Prüfung auf Normalverteilung im Experiment I (Winkelreproduktion) einen Zwischensubjekteffekt in der Alpha-2 Frequenz an der Elektrodenposition O2 ($F_{1,21}=6,178$; $p=.021$), der sich post hoc in signifikant höheren spektralen Alpha-2 Leistungen in der Kontrollgruppe während der Ausgangsmessung mit geschlossenen Augen ($T(-2,522)$; $p=.020$) zeigt. Innerhalb des Experiments I traten keine weiteren Zwischensubjekteffekte in den Frequenzen Theta, Alpha-1, Alpha-2 und Beta-1 an den 17 Elektrodenpositionen auf. Im zweiten Experiment – der Kraftreproduktion – konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen control und ACL festgestellt werden (Anhang 11.4).

In einer weiteren statistischen Voranalyse wurde die Kontrollgruppe in beiden Experimenten im Seitenvergleich rechts vs. links verglichen. Nach der Prüfung auf Normalverteilung mit dem Kolmogorov-Smirnov Test wurde bei vorliegender Normalverteilung mit Hilfe des T-Tests für abhängige Stichproben auf Unterschiede in den Frequenzbändern an den einzelnen

Elektrodenpositionen abhängig davon untersucht, ob die Kontrollpersonen die Winkelreproduktionen mit der rechten oder linken Seite durchgeführt haben. Nach Bonferroni-Korrektur zeigten sich weder in der Winkel-, noch in der Kraftreproduktion signifikante Unterschiede zwischen der linken und rechten Extremität der Kontrollgruppe. Im weiteren Vorgehen wird davon ausgegangen, dass sich beide Extremitäten der gesunden Probanden in den Experimenten nicht unterscheiden.

6.2 Experiment 1: Winkelreproduktion

6.2.1 Anthropometrische und psychometrische Daten

Die Untersuchungsgruppen unterschieden sich nicht in den anthropometrischen Daten Alter, Größe und Gewicht. In der Kontrollgruppe befanden sich zwei Probanden mit einer dominanten linken Extremität, wohingegen in die ACL-Gruppe nur ein linksdominanter Patient eingeschlossen war.

Des Weiteren zeigten sich in der psychologischen Disposition hinsichtlich der Handlungs- bzw. Lageorientierung in den unterschiedlichen Subitems keine Unterschiede zwischen den Untersuchungsgruppen (Abb.11). Die Verteilung zeigt die Lageorientierung nach Misserfolg (LOM) bei jeweils einem Probanden der Gruppen und bei der Handlungsplanung (LOP) bei sechs Probanden der Kontroll- und fünf Patienten der Kreuzbandgruppe. Hinsichtlich der Lageorientierung im Subitem nach Tätigkeitsausführung sind bis auf einen Probanden der Kontrollgruppe alle lageorientiert (LOT).

In ihrer allgemeinen Angstneigung (STAI X2) stellten sich die Werte der ACL-Gruppe etwas höher als die der Kontrollgruppe dar. Der Unterschied erreichte aber kein Signifikanzniveau. Dieser Trend bestätigte sich in der Frage nach der momentanen Angstneigung vor und nach dem Experiment. Hier zeigt sich ein Gruppeneffekt ($F_{1,21}=4,791$; $p=.040$), der auf die sich schwach signifikant unterscheidenden Werte der Befragung nach dem Experiment zurückzuführen ist ($T(-2,144)$, $p=.044$).

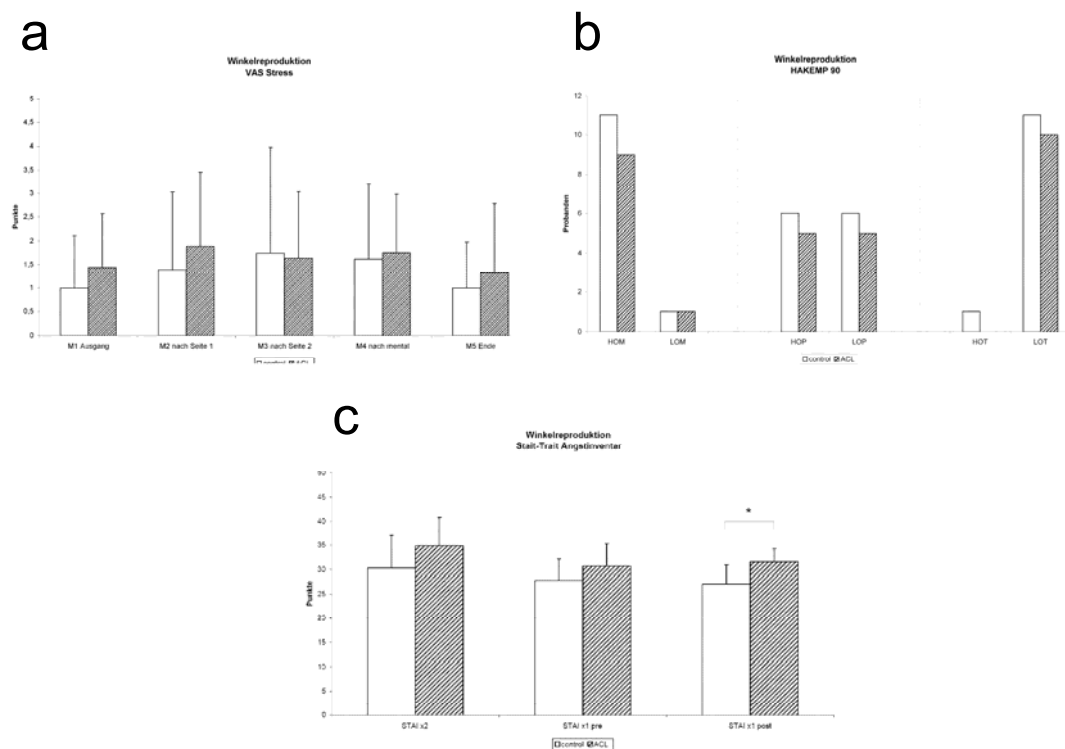


Abb. 11: Psychometrische Daten der durchgeführten Tests VAS, HAKEMP 90 und STAI während des Experimentes Winkelreproduktion in den Gruppen control und ACL

Hinsichtlich des subjektiven Stressempfindens wurde eine visuelle Analogskala eingesetzt. Die statistische Analyse wies weder auf einen Innersubjekteffekt, noch einen Zwischensubjekteffekt hin. Anhand der Werte erreichen die Kontrollpersonen ihre höchsten subjektiven Stresswerte nach den Winkelreproduktionen mit der zweiten Extremität (M8), wohingegen die ACL-Gruppe den größten subjektiven Stress schon zur Befragung nach dem ersten Teil des Experimentes (M4) angab. Absolut gesehen lagen die Höchstwerte beider Gruppen auf einem Niveau (Abb. 11a).

6.2.2 Einfluss der Verletzung auf die Winkelreproduktionen

6.2.2.1 Performance

Die Performance bzw. Leistung im Experiment Winkelreproduktion wurde anhand der tatsächlichen Abweichung der Reproduktionsbewegungen ohne Feedback zum Zielwinkel 40° (mit Feedback) dargestellt. Im Mittel führten die Kreuzbandpatienten 16 Winkelreproduktionen zu jedem Messzeitpunkt

durch, wohingegen die Kontrollgruppe 12 Wiederholungen der Reproduktionsaufgabe absolvierte. Die mehrfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung zeigte von Messzeitpunkt M1 bis M4 (erste bzw. unverletzte Extremität) einen Innersubjekteffekt ($F_{3,60}=3,028$; $p=.036$), allerdings keinen Unterschied zwischen den Untersuchungsgruppen. Der Innersubjekteffekt über die Zeit wurde vom signifikanten Absinken des Reproduktionsfehlers zwischen M1-M2 ($T(2,653)$, $p=.022$), M1-M3 ($T(2,482)$, $p=.030$) und M1-M4 ($T(2,948)$, $p=.012$) innerhalb der Kontrollgruppe getragen. Demselben Trend unterliegt auch der Verlauf der unverletzten Seite der Kreuzbandpatienten, ohne jedoch Signifikanzniveau zu erreichen (Abb.12).

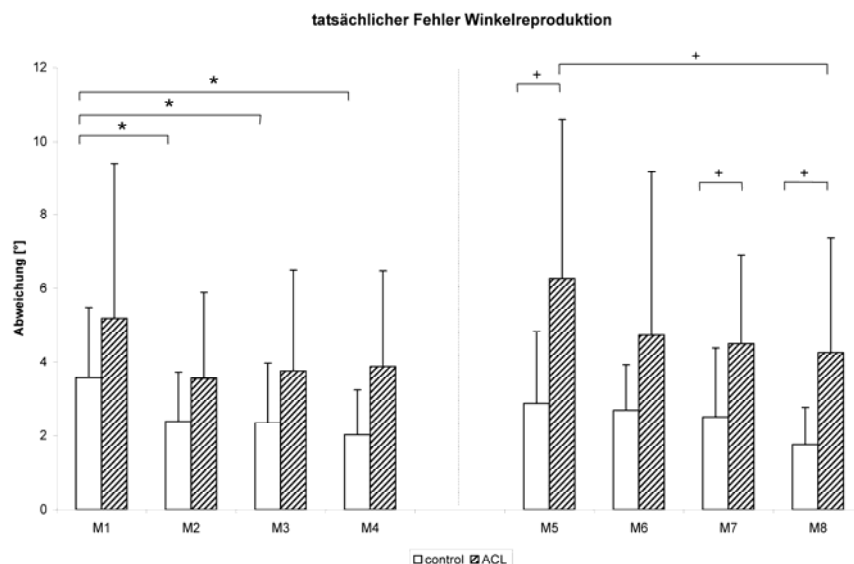


Abb. 12: Ergebnisse der sensomotorischen Leistungen in den Untersuchungsgruppen zu den Messzeitpunkten M1 – M8 dargestellt anhand der Mittelwerte und Standardabweichungen des Reproduktionsfehlers [Abweichung vom Zielwinkel in °] [*/+ $p<.05$, **/++ $p<.01$, ***/+++ $p<.001$]

In der statistischen Analyse der Messzeitpunkte M5 bis M8 (zweite bzw. verletzte Extremität) waren sowohl der Gruppenvergleich zu den Messzeitpunkten M5 ($Z(-2,440)$, $p=.015$), M7 ($Z(-2,308)$, $p=.021$) und M8 ($Z(-2,506)$, $p=.012$), als auch der horizontale Vergleich anhand des Faktors Messzeitpunkte signifikant ($\chi^2_3=8,891$; $p=.022$). Die post hoc Tests zeigten einen signifikanten, geringer werdenden Winkelreproduktionsfehler zwischen M5 und M8 ($Z(-2,293)$, $p=.022$). Die Abweichungen in der Kontrollgruppe

entwickelten sich über die Messzeitpunkte nur marginal nach unten (Abb. 12).

Als weiterer, die Performance beschreibender Parameter, wurde die Latenz vom Bewegungsbeginn, festgemacht am ersten Onset (erste Muskelaktivität) der an der Bewegung beteiligten Muskeln M.rectus femoris, M.vastus medialis und M.vastus lateralis bis zum Erreichen der Plateauphase, d.h. dem „Halten“ des Zielwinkels vom jeweiligen Probanden erhoben.

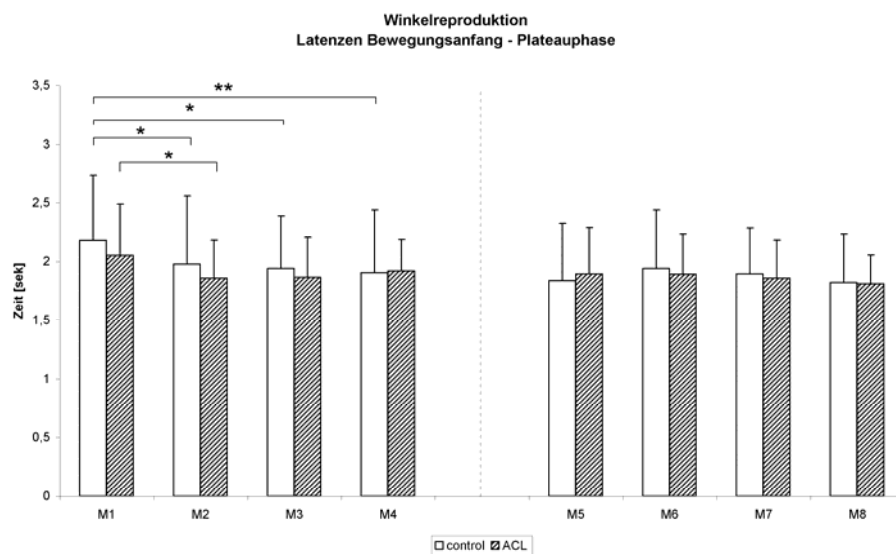


Abb.13: Latenzen [ms] von der ersten Muskelaktivität bis zum Erreichen der Plateauphase (der Haltephase des Zielwinkels) [*p<.05, **p<.01, *p<.001]**

Die Latenzzeiten unterschieden sich kaum (Abb. 13). Die Analyse der Innersubjektsunterjekte stellte sich als signifikant zwischen M1-M4 ($F_{3,60}=6,365$; $p=.001$) heraus. In der Kontrollgruppe detektierten die abhängigen post hoc t-Tests signifikante geringer werdende Latenzen von M1 zu M2 ($T(2,508)$; $p=.029$), M1 zu M3 ($T(2,648)$; $p=.023$) und M1 zu M4 ($T(3,663)$; $p=.004$), wohingegen in der ACL-Gruppe die Latenz nur während der Winkelreproduktionen mit der unverletzten Seite (M1-M2; $T(2,952)$; $p=.016$) signifikant abnahm. Sowohl Zwischen- (Gruppe) als auch Innersubjekteffekt (Messzeitpunkte) in der zweiten Hälfte der Untersuchung ergaben nach statistischer Prüfung keine signifikanten Unterschiede.

6.2.2.2 Neuromuskuläre Aktivität

Die neuromuskuläre Aktivität wurde bei den an der Kniestreckung beteiligten Muskeln M.rectus femoris, M.vastus medialis und M.vastus lateralis abgeleitet.

Das absolute integrierte EMG (iEMG für die Dauer von 1000 ms nach Erreichen der Plateauphase) des M. rectus femoris zeigte sich im Gruppenvergleich zu allen Messzeitpunkten in der ACL-Gruppe niedriger als im Vergleich zur Kontrollgruppe (Tab. 4). Es fiel auf, dass die unverletzte Seite der Kreuzbandgruppe ebenfalls zu den Messzeitpunkten M1-M4 geringere Aktivitäten zeigte. Die statistische Prüfung konnte aufgrund der individuellen Streuungen weder Zwischen- noch Innersubjekteffekte in den absoluten iEMG Aktivitäten detektieren.

Tab. 4: Neuromuskuläre Aktivität (iEMG [V]) in MW $\pm$ SD der an der Extension beteiligten Muskeln M.rectus femoris, M.vastus medialis und M.vastus lateralis

	M1		M2		M3		M4		M5		M6		M7		M8	
	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD
M. rectus femoris (RF)																
ACL	,0726	,0481	,0681	,0426	,0664	,0399	,0664	,0393	,0693	,0294	,0673	,0358	,0733	,0366	,0723	,0520
Control	,0904	,0585	,0940	,0608	,0923	,0526	,1036	,0581	,1118	,0591	,1072	,0519	,1029	,0624	,0988	,0691
M. vastus medialis (VM)																
ACL	,0573	,0544	,0508	,0544	,0600	,0536	,0639	,0558	,0422	0,330	,0451 ^a	,0340	,0386 ^b	,0265	,0510	,0425
Control	,0983	,0921	,0779	,0482	,0901	,0668	,0812	,0500	,0811	,0894	,0921 ^a	,0881	,0874 ^b	,0723	,0949	,1056
M. vastus lateralis (VL)																
ACL	,0915	,0727	,0724 ^c	,0426	,0796 ^e	,0512	,0905 ^{c,e}	,0528	,0808	,0541	,0832	,0529	,0765	,0471	,0839	,0561
Control	,1036	,0823	,0845 ^d	,0444	,0979	,0629	,0927 ^d	,0491	,0735	,0659	,0838	,0701	,0868	,0637	,0862	,0746
a: p= .036		b: p= .014		c: p= .009		d: p= .026		e: p= .031								

Ähnlich sieht das Aktivitätsmuster des M. vastus medialis aus. Hier erreichte die ACL-Gruppe wiederum eine deutlich geringere Aktivität zu allen Messzeitpunkten – auch auf der unverletzten Seite (M1 bis M4) - im Vergleich zur Kontrollgruppe. Die statistische Analyse stützte dies mit signifikant niedrigeren Aktivitäten zu den Messzeitpunkten M6 (Z(-2,110); p=.036) und M7 (Z(-2,440); p=.014). Des Weiteren stellt sich ein Innersubjekteffekt im Verlauf von M1 zu M4 ($F_{3,20}=3,104$; p=.033) dar, der in der weiteren Analyse zwischen den Messzeitpunkten M2 und M4 (T(-3,332); p=.009) sowie M3 und M4 (T(-2,546); p=.031) in der ACL-Gruppe ansteigt und sich ebenfalls in einem Anstieg von M2 zu M4 (T(-2,566); p=.026) in der Kontrollgruppe zeigt (Tab.4).

Bei der Betrachtung des M.vastus lateralis wurde deutlich, dass dieser während der Winkelreproduktionen die höchsten Aktivitäten in beiden Gruppen im Vergleich zu den anderen Muskelaktivitäten zu allen Messzeitpunkten aufwies. Zeigten von M1 bis M4 die Kontrollpersonen noch eine höhere elektrische Aktivität als die Patienten, hob sich dieser Unterschied von M5 bis M8 auf. Die Aktivitäten beider Gruppen erreichten ein ähnliches Niveau.

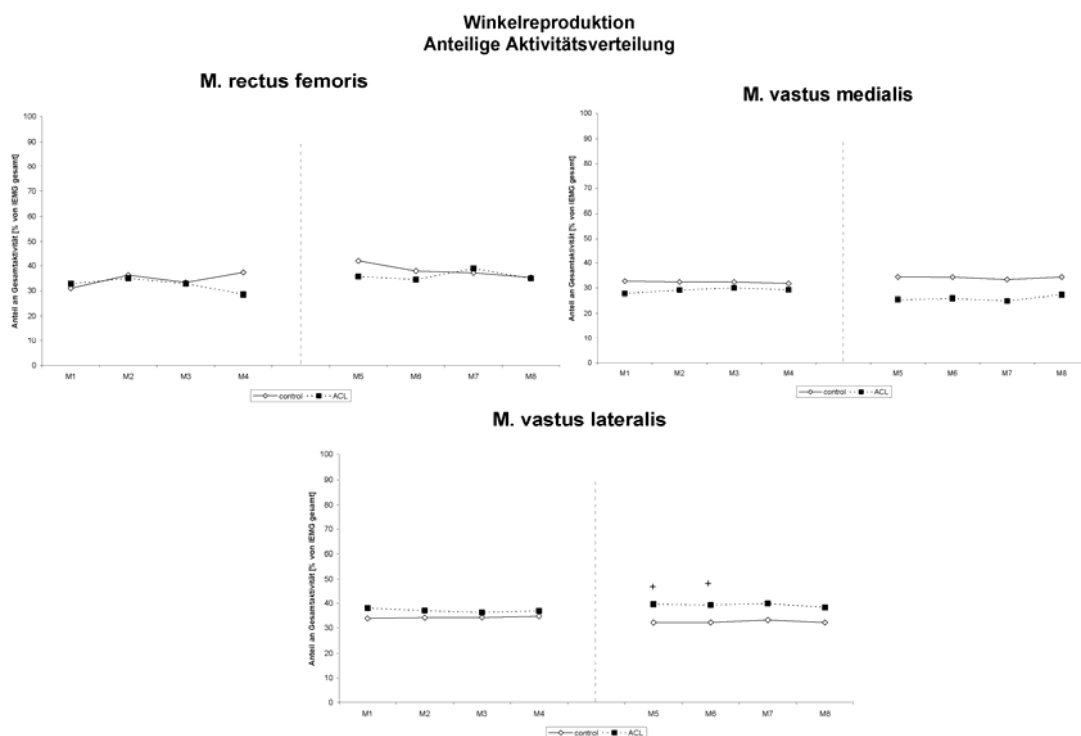


Abb. 14: Anteilige Beteiligungen [%] der einzelnen Muskeln an der Gesamtaktivität [100%] während der Winkelreproduktionen zu den Messzeitpunkten M1 bis M8 in der Kontroll- und ACL-Gruppe

Um einen Eindruck der Beteiligung der einzelnen Muskelaktivitäten an der Gesamtbewegung zu erhalten, zeigt Abb. 14 die prozentualen Anteile an den Winkelreproduktionen ausgehend von einer Gesamtaktivität aller Muskeln von 100% (RF + VM + VL = 100%). Es war auffällig, dass insbesondere im Vergleich zwischen der betroffenen Seite der Kreuzbandpatienten und der gesunden Extremität der Kontrollgruppe Unterschiede in der prozentualen Verteilung beim M.vastus medialis und M.vastus lateralis zu bestehen schienen. Dabei sah es so aus, dass die Kreuzbandpatienten eine niedrigere Aktivität des M.vastus medialis und dafür eine höhere des M.vastus lateralis aufweisen. Dies wurde teilweise von der Statistik bestätigt, die im

Gruppenvergleich einen signifikant höheren prozentualen Anteil des M. vastus lateralis in der ACL-Gruppe zu den Messzeitpunkten M5 ($Z(-2,176)$; $p=.030$) und M6 ($Z(-2,308)$; $p=.021$) aufwies. Der Gruppenunterschied von M5-M8 beim M.vastus medialis konnte nur eine Tendenz aufweisen ($F_{1,20}=3,668$; $p=.069$). Zu keinem Messzeitpunkt erreichte der M.rectus femoris im Gruppenvergleich Signifikanzniveau.

Im Verlauf über die einzelnen Messzeitpunkte konnte des Weiteren auch keine signifikante Interaktion festgestellt werden.

6.2.2.3 Zentrale Aktivität

Die Analyse zentraler Aktivitäten wurde anhand der vier Frequenzbänder Theta (4,75-6,75 Hz), Alpha-1 (7,0-9,5 Hz), Alpha-2 (9,75-12,5 Hz) und Beta-1 (12,75-18,0 Hz) an frontalen (Fz, F3, F4, F7, F8), zentralen (Cz, C3, C4), parietalen (Pz, P3, P4), temporalen (T3, T4, T5, T6) und okzipitalen (O1, O2) Elektrodenpositionen ausgewertet. Im Folgenden werden die Ergebnisse anhand von Frequenzbändern zunächst qualitativ im Überblick anhand von Brain Maps (Gehirnkarten) beschrieben. Über eine Farbauswahl wird die spektrale Leistungsdichte [$\mu V^2/Hz$] in den Brain Maps dargestellt (von rot bis schwarz = niedrige, über gelb bis hellbläulich = hohe Leistungsdichten). Die Hirnkarten sind dargestellt mit frontaler Orientierung links. Danach werden die absoluten Leistungen [μV^2] quantitativ dargestellt und statistisch überprüft. Zur Datenreduktion werden nicht signifikante Ergebnisse nicht dargestellt.

Theta Frequenz (4,75 – 6,75 Hz)

Die in Abbildung 15 dargestellten Brain Maps (Gehirnkarten) repräsentieren die beiden Untersuchungsgruppen jeweils zum ersten Messzeitpunkt beider Extremitäten (M1 und M5). Über die Farbauswahl der Brain Maps (so genannte Darstellung im Glow mode / „Glühkörper“) zeigten diese quantitativ topographische Veränderungen anhand der spektralen Leistungsdichte (Leistung / Bandbreite des Frequenzbereiches). Sowohl in der Kontrollgruppe, als auch in der Gruppe der Kreuzbandverletzten bildeten sich die höchsten Leistungsdichten im Theta-Frequenzband jeweils frontal ab. Die Aktivität in der ACL-Gruppe war dabei deutlich höher in diesem Bereich.

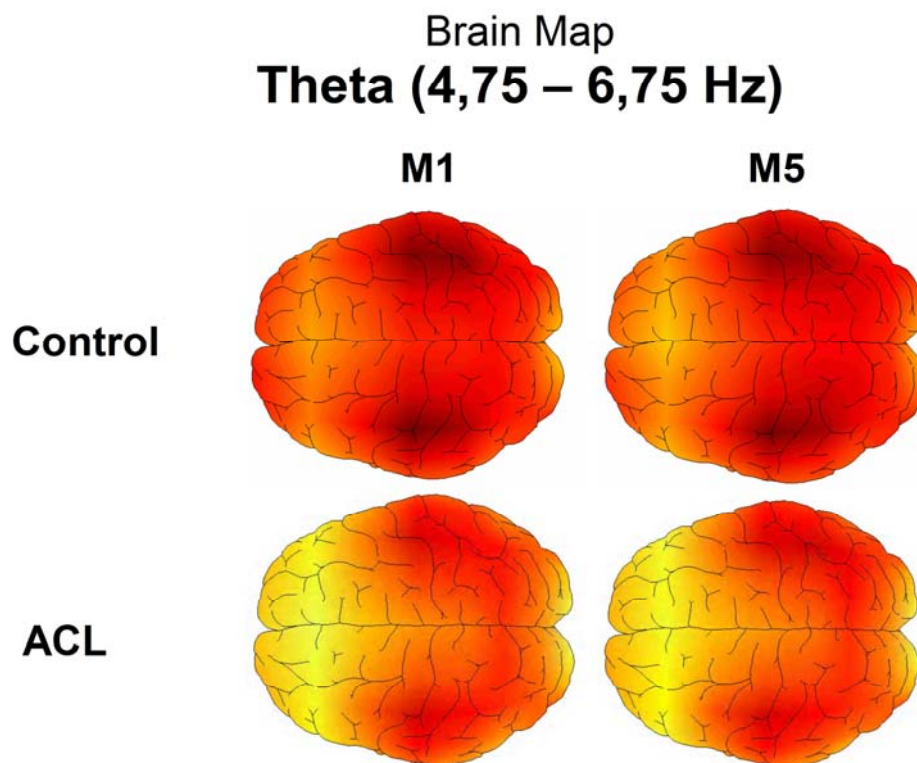


Abb. 15: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Theta Frequenzband zu Beginn der Winkelreproduktion mit der jeweiligen Extremität (M1: erste/unverletzte; M5: zweite/verletzte)

(rot bis schwarz = deutliche Abnahme, orange = keine wesentliche Veränderung, gelb = deutliche Zunahme, hellbläulich = starke Zunahme)

Auch okzipetal fanden sich Aktivitätsregionen, die sich in der Intensität der Aktivität zu Gunsten der Kreuzbandpatienten darstellten. An den einzelnen Elektrodenpositionen spiegelte sich das Bild wider (Abb. 15). Man konnte deutlich die gesteigerte Aktivität in beiden Gruppen in frontalen Hirnarealen (Fz, F3, F4, F7, F8) erkennen. Im Gruppenvergleich lagen sowohl zum Messzeitpunkt M1 als auch M5 höhere Leistungswerte auf Seiten der ACL-Gruppe vor. Die höchsten Aktivitäten lagen in der Kontrollgruppe zu M1 und M5 jeweils links-frontal an der Elektrodenposition F7, wohingegen die ACL-Gruppe die höchsten Aktivitäten jeweils an der Elektrodenposition F8 hatte. Ausnahmslos an allen Positionen waren höhere Leistungswerte bei den Kreuzbandpatienten im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe existent. Signifikant sind diese zu beiden dargestellten Messzeitpunkten an den Elektrodenpositionen F3, F4, F8, O1 und O2, was auch der qualitativen Beschreibung entspricht. Die weiteren, vereinzelt unsystematisch auftretenden Signifikanzen sind im Anhang dargestellt (Anhang 11.4).

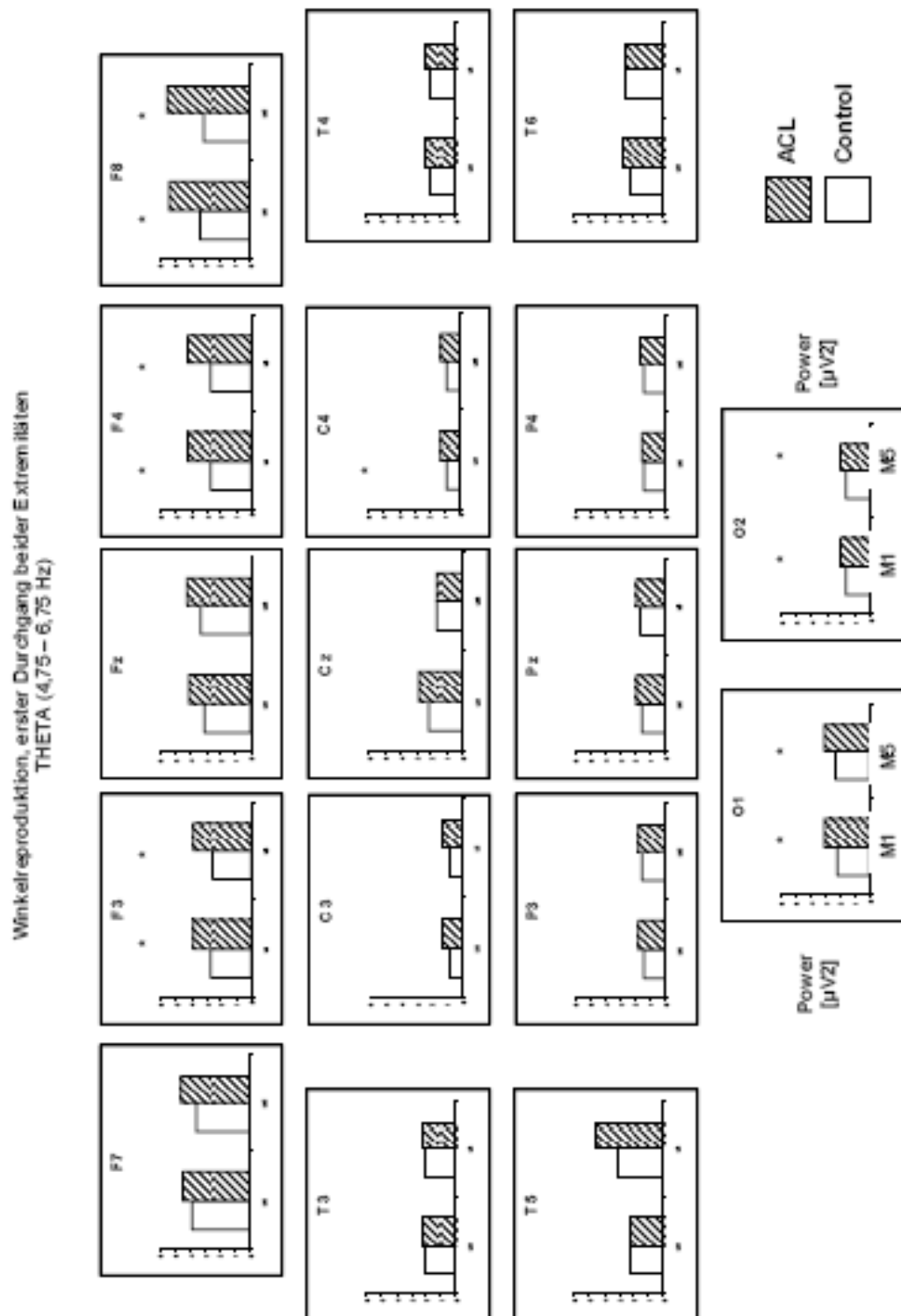


Abb. 16: Übersicht der spektralen Leistungen [μV^2] während der Winkelreproduktionen an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den Messzeitpunkten M1 (erste/unverletzte Extremität) und M5 (zweite/verletzte Extremität) [$*p<.05$, $**p<.01$, $***p<.001$]

Die spektrale Leistung lieferte an der Elektrodenposition Fz einen Innersubjekteffekt ($F_{3,60}=3,196$, $p=.030$), der sich post hoc in der ACL-Gruppe in einer Leistungsabnahme zwischen M2-M3: $T(2,711)$, $p=.024$ und einer Zunahme zwischen M1-M4: $T(-2,755)$, $p=.022$ manifestiert (Abb.15). Qualitativ liegt die Leistung der Kreuzbandpatienten zu allen acht Messzeitpunkten höher als die der Kontrollgruppe. Eine weitere statistische Prüfung ergab keine weiteren Signifikanzen.

Links-frontal an der Position F3 ergab die statistische Prüfung anhand des nicht parametrischen Mann-Whitney-U Tests in der ersten Hälfte (M1-M4) einen Effekt mit dem Faktor *Gruppe* zu M1 ($Z(-2,642)$, $p=.008$), M2 ($Z(-2,678)$, $p=.007$), M3 ($Z(-2,180)$, $p=.030$) und M4 ($Z(-2,343)$, $p=.019$). In der zweiten Hälfte unterschieden sich die Gesunden von der rekonstruierten Seite der ACL-Gruppe in M5 ($Z(-2,673)$, $p=.008$), M6 ($Z(-2,279)$, $p=.023$), M7 ($Z(-1,947)$, $p=.050$) und M8 ($Z(-2,606)$, $p=.009$). Hier detektierte die nichtparametrische Prüfung mittels Friedman-Test einen Innersubjekteffekt ($\chi^2=7.867$, $p=.049$), der sich als signifikante Leistungssteigerung in der Gruppe der Kontrollpersonen von M5 zu M7 ($Z(-2,044)$, $p=.041$) herausstellte.

Die Prüfung an der topographisch ebenfalls links-hemisphärisch liegenden Elektrodenposition F7 wies durchgehend höhere Theta Leistungen in der ACL-Gruppe auf, die allerdings sowohl im Zwischen- als auch im Innersubjektvergleich kein Signifikanzniveau erreichten.

Rechts-hemisphärisch (F4) ergab die statistische Überprüfung der Faktors *Gruppe* im Frontallappen signifikant höhere Werte in der ACL-Gruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe sowohl in der ersten (M1 ($Z(-2,704)$, $p=.007$), M2 ($Z(-2,835)$, $p=.005$), M3 ($Z(-2,607)$, $p=.009$), M4 ($Z(-3,004)$, $p=.002$)), als auch in der zweiten Phase des Experimentes (M5 ($Z(-2,939)$, $p=.003$), M6 ($Z(-2,408)$, $p=.016$), M7 ($Z(-2,377)$, $p=.017$), M ($Z(-3,038)$, $p=.002$)). Vergleiche zwischen den Messzeitpunkten innerhalb der Gruppen konnten keine signifikanten Unterschiede zeigen.

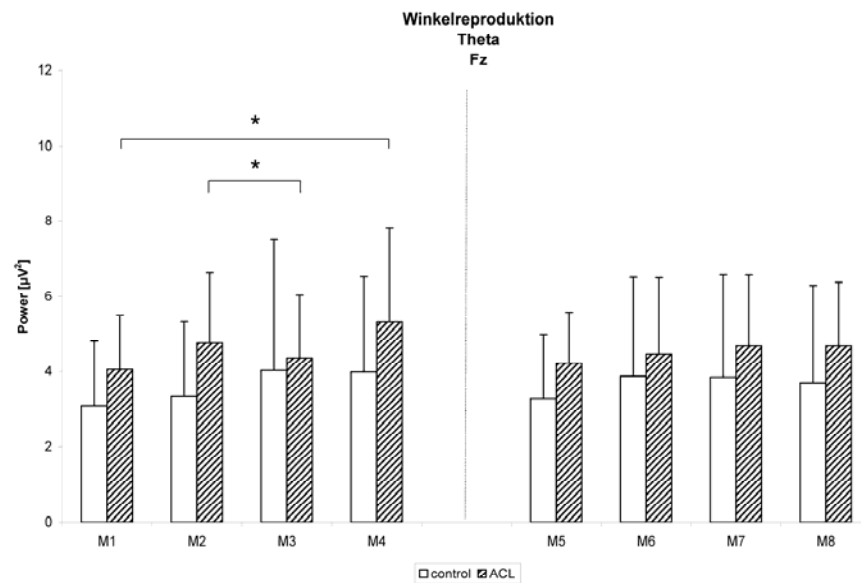


Abb. 17: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Theta-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der fronto-zentralen Elektrodenposition (Fz) [$*p<.05$, $**p<.01$, $***p<.001$]

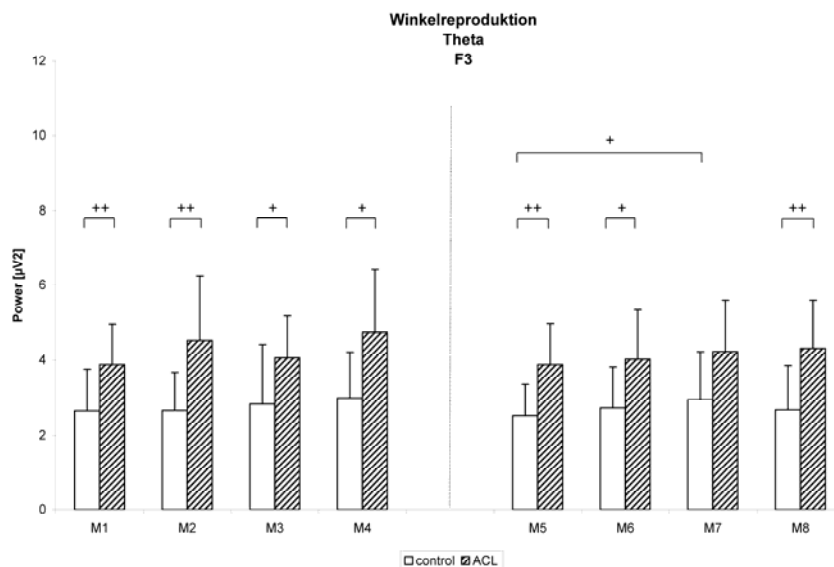


Abb. 18: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Theta-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der links-frontalen Elektrodenposition (F3) [$+p<.05$, $++p<.01$, $+++p<.001$]

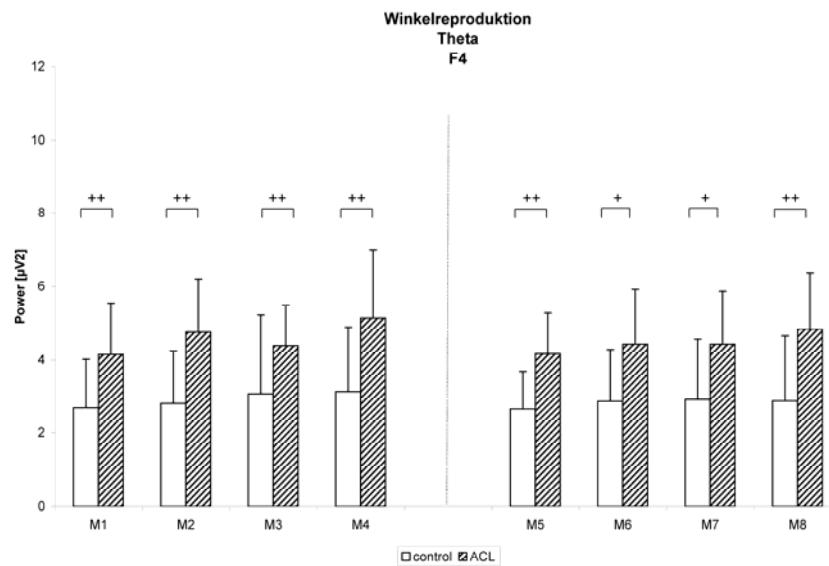


Abb. 19: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Theta-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der rechts-frontalen Elektrodenposition (F4) [+ $p < .05$, ++ $p < .01$, +++ $p < .001$]

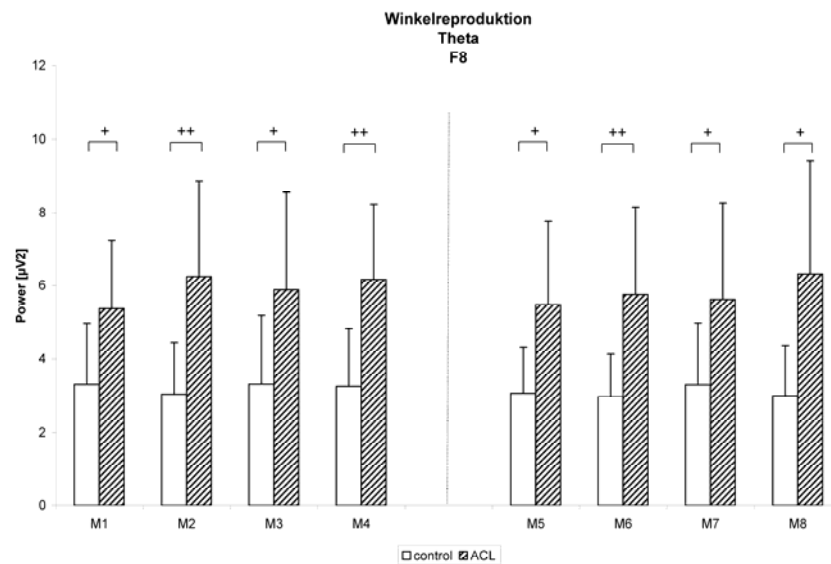


Abb. 20: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Theta-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der rechts-frontalen Elektrodenposition (F4) [+ $p < .05$, ++ $p < .01$, +++ $p < .001$]

An der Position F8 zeigten beide Seitenvergleiche M1-M4 und M5-M8 signifikant höhere Werte bei den Kreuzbandpatienten. Detailliert wurde das Signifikanzniveau zu den Messzeitpunkten M1 ($Z(-2,345)$, $p=.017$), M2 ($Z(-2,845)$, $p=.003$), M3 ($Z(-2,215)$, $p=.025$) und M4 ($Z(-2,869)$, $p=.003$) erreicht. Dasselbe Bild zeigte sich im Vergleich der gesunden Seite der Kontrollgruppe und der rekonstruierten Seite der Untersuchungsgruppe ACL (M5 ($Z(-2,410)$, $p=.016$), M6 ($Z(-2,638)$, $p=.008$), M7 ($Z(-2,177)$, $p=.029$), M8 ($Z(-2,573)$, $p=.010$)).

In der qualitativen Betrachtung stellten sich die Aktivitäten im Theta Frequenzband in den okzipitalen Arealen in der ACL-Gruppe statistisch abgesichert höher dar, als in der Kontrollgruppe. Die spektralen Theta-Leistungen der Patientengruppe ergaben an O1 (M1: ($Z(-2,641)$; $p<.008$); M2: ($Z(-3,003)$; $p<.003$); M3: ($Z(-2,244)$; $p<.025$); M4: ($Z(-2,547)$; $p<.011$)) und an O2 im jeweiligen Vergleich beider Extremitäten (M1: ($Z(-3,108)$; $p<.002$); M2: ($Z(-3,336)$; $p<.001$); M3: ($Z(-2,409)$; $p<.016$); M4: ($Z(-2,411)$; $p<.016$); M5: ($Z(-2,544)$; $p<.011$); M6: ($Z(-2,279)$; $p<.023$); M7: ($Z(-2,343)$; $p<.019$); M8: ($Z(-2,318)$; $p<.020$) signifikant höhere Leistungen im Vergleich zu den Kontrollpersonen. Der Friedman Test ergab eine Interaktion zwischen den Messzeitpunkten an der Position O1 (M1-M4: $\chi^2=12,188$ $p=.007$; M5-M8: $\chi^2=9,075$, $p=.028$) und an der Position O2 (M5-M8: $\chi^2=8,829$, $p=.032$) im Zeitverlauf. Innerhalb der Gruppen war ein signifikanter Anstieg der Leistungswerte post hoc an O1 (M1-M2: $Z(-2,231)$, $p=.021$; M1-M4: $Z(-2,295)$, $p=.022$; M5-M6: $Z(-2,654)$, $p=.008$; M5-M7: $Z(-2,041)$, $p=.041$) ausschließlich in der Gruppe der Kreuzbandrekonstruierten existent, wohingegen an der Position O2 die Kontrollgruppe zwischen M2-M3: $Z(-2,249)$, $p=.025$ und M1-M3: $Z(-2,033)$, $p=.042$ sowie die ACL-Gruppe zwischen M5-M8: $Z(-2,549)$, $p=.011$ Unterschiede aufwiesen.

Alpha-1 Frequenz

In der qualitativen Betrachtung der Alpha-1 Frequenz zu den Messzeitpunkten M1 (erste / unverletzte Extremität) und M5 (zweite / verletzte Extremität) fiel die geringere spektrale Leistungsdichte insbesondere in den parietalen und temporalen Hirnarealen in der ACL-Gruppe im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe auf.

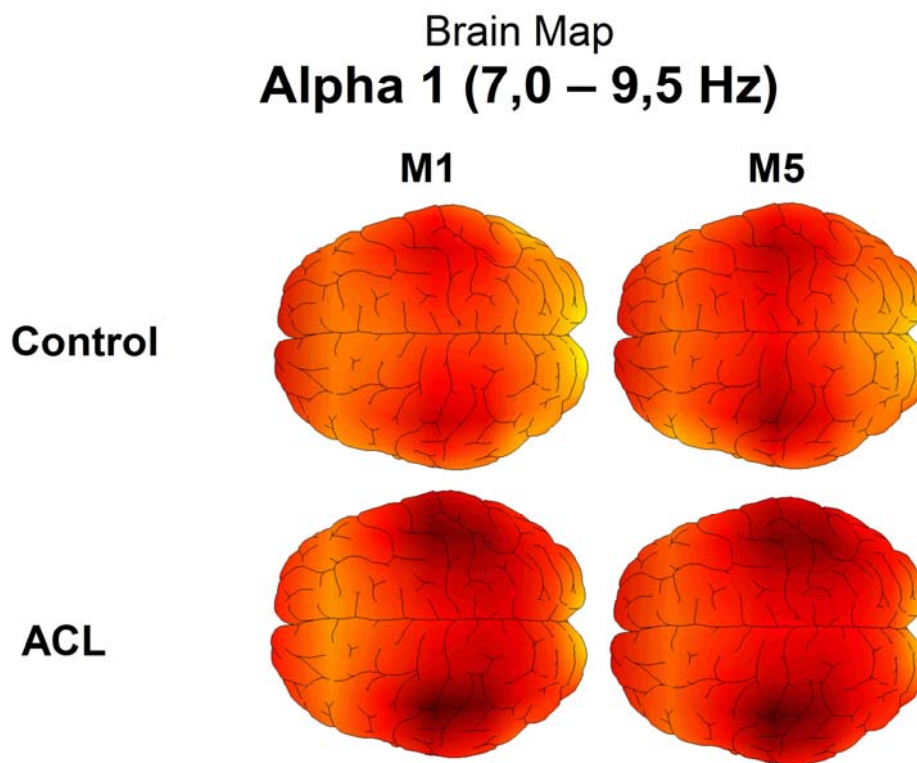


Abb. 21: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Alpha-1 Frequenzband zu Beginn der Winkelreproduktion mit der jeweiligen Extremität (M1: erste/unverletzte; M5: zweite/verletzte)

(rot bis schwarz = deutliche Abnahme, orange = keine wesentliche Veränderung, gelb = deutliche Zunahme, hellbläulich = starke Zunahme)

Dies zeigte sich sowohl in der linken, als auch in der rechten Hemisphäre. Im Vergleich der der beiden Extremitäten innerhalb der Gruppen konnten zum Messzeitpunkt M1 geringfügig höhere Aktivitäten festgestellt werden, die sich fronto-zentral in beiden Gruppen zeigten (Abb. 21).

Der Gruppenunterschied spiegelte sich an den einzelnen Elektrodenpositionen wider. An allen Elektrodenpositionen war eine höhere spektrale Leistung in der gesunden Kontrollgruppe zu erkennen (Abb. 22). Die statistische Analyse war allerdings in keinem Areal des Gehirns signifikant. Die deutlichsten Gruppenunterschiede zeigten sich konform zu der qualitativen Bewertung der Brain Maps (parietal: Pz, P3, P4; temporal: T3, T4, T5, T6). Die geringfügig höheren Leistungswerte zum Messzeitpunkt M1 im Vergleich zu M5 bestätigten den Eindruck der Brain Maps an der Elektrodenposition Fz.

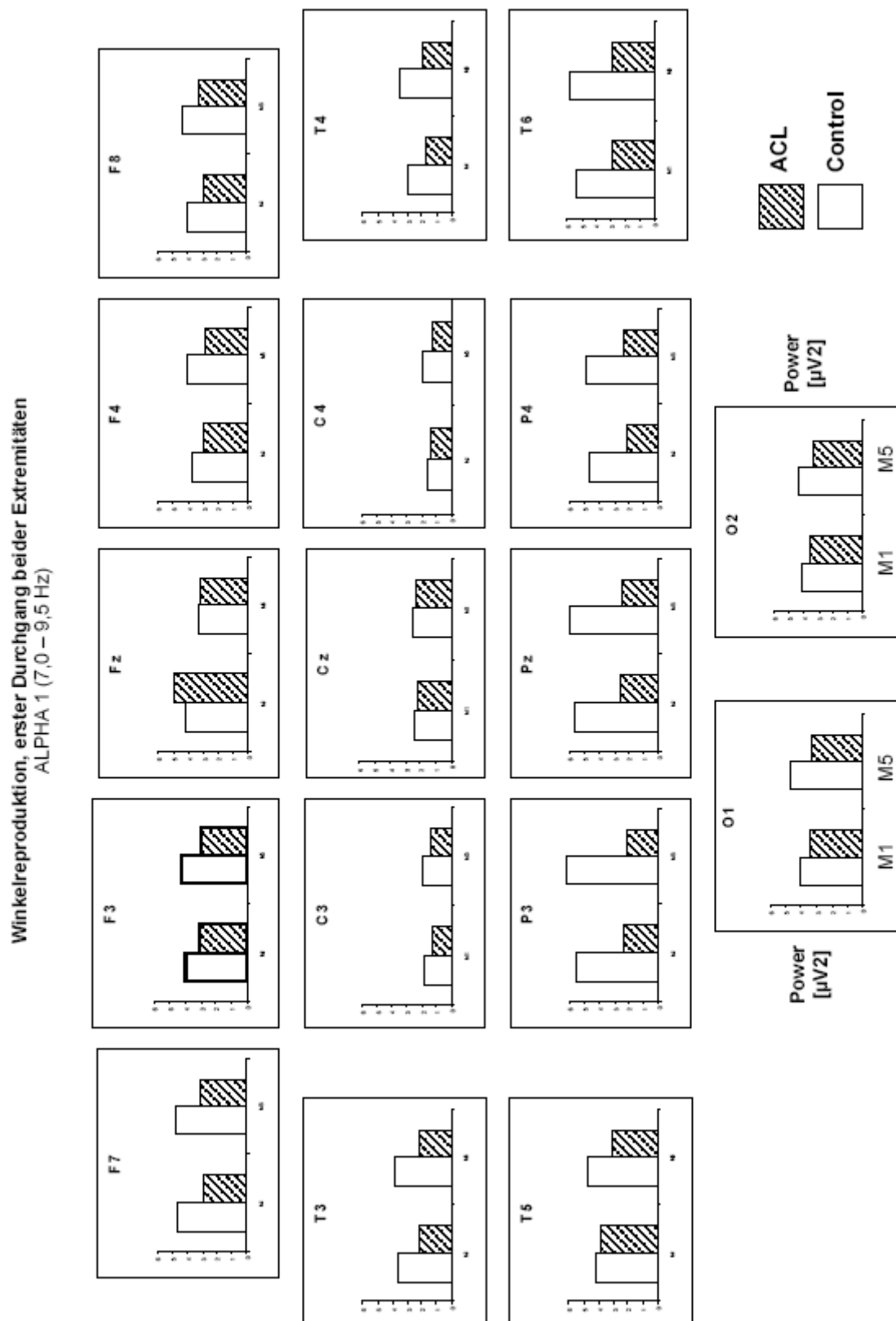


Abb. 22: Übersicht der spektralen Leistungen [μV^2] während der Winkelreproduktionen an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den Messzeitpunkten M1 (erste/unverletzte Extremität) und M5 (zweite/verletzte Extremität)

Die Statistik konnte auch im globalen Alpha-1 Leistungsspektrum (gemittelt über alle Elektroden) zu den einzelnen Messzeitpunkten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ermitteln.

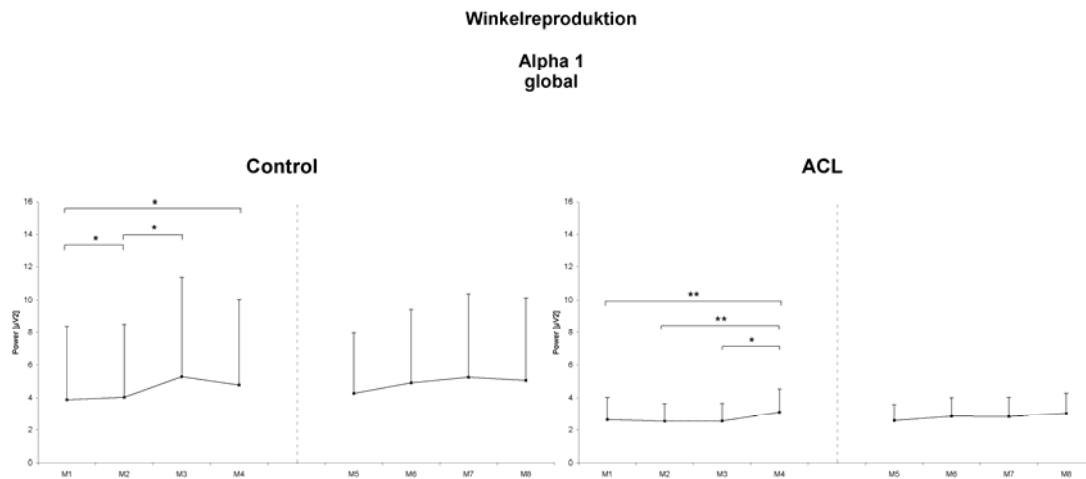


Abb. 23: Globale, über alle 17 Elektrodenpositionen gemittelte, spektrale Leistungen [μV^2] im Alpha-1 Frequenzband. Dargestellt sind jeweils MW $\pm$ SD in der Kontroll- und ACL-Gruppe an den jeweiligen Messzeitpunkten
[* $p < .05$, ** $p < .01$, *** $p < .001$]

Allerdings zeigte sich ein signifikanter Innersubjekteffekt in der GLM von M1 bis M4 ($F_{3,20}=13,064$, $p=.002$). Post hoc bestätigte sich dieser Effekt innerhalb der Kontrollgruppe von M1 zu M2 ($T(-2,220)$; $p=.048$), M2 zu M3 ($T(-2,567)$; $p=.026$) und M1 zu M4 ($T(-2,734)$; $p=.019$). Die durchweg geringeren spektralen Leistungen der globalen Alpha-1 Frequenz zeigten in der ACL-Gruppe lediglich ein signifikant höheres Niveau von M4 verglichen mit M1 ($T(-4,362)$; $p=.002$), M2 ($T(-3,370)$; $p=.008$) und M3 ($T(-2,689)$; $p=.025$). Eine detaillierte statistische Analyse ergab an verschiedenen Elektrodenpositionen Innersubjekteffekte, die durch signifikant höhere Alpha-1 Leistungen in der Kontrollgruppe zustande kamen und im Einzelnen im Anhang aufgeführt sind (Anhang 11.4). Die Prüfung der anderen/verletzten Extremität ergab keine Signifikanzen innerhalb der Untersuchungs- bzw. der Kontrollgruppe.

Alpha-2 Frequenz (9,75-12,5 Hz)

Die Brain Maps des Alpha-2 Frequenzbandes zeigten deutlich höhere spektrale Leistungsdichten in der Kontrollgruppe, die insbesondere in den

parietalen und okzipitalen Rindenregionen des Gehirns auffällig waren. Während man in der Kontrollgruppe im Seitenvergleich zum Zeitpunkt M1 eine höhere Leistungsdichte anhand der helleren Farben erkennen konnte, zeigte sich eine Zunahme der Alpha-2 Aktivität von M1 zu M5 in der Untersuchungsgruppe rechts-parietal (Abb. 24).

Die Betrachtung der einzelnen Elektrodenpositionen vermittelte in der Übersicht ein ähnliches Bild. In der Kontrollgruppe waren die höchsten Alpha-2 Leistungswerte an den Elektrodenpositionen P3, P4, Pz und T4 existent, wohingegen die höchsten Werte der ACL-Gruppe an den Positionen O1 und O2 lagen (Abb. 25).

Der nichtparametrische Mann-Whitney-U Test detektierte in der zweiten Untersuchungshälfte von M5-M8 zwischen der gesunden Extremität der Kontrollgruppe und der verletzten Seite der Kreuzbandpatienten signifikant höhere Alpha-2 Aktivitäten an den links-parietalen Elektrodenposition P3 (M7: $Z(-2,012)$; $p=.044$; M8: $Z(-2,608)$; $p=.009$) und zu den Messzeitpunkten M5 ($Z(-2,210)$; $p=.027$) und M7 ($Z(-2,243)$; $p=.025$) rechts-parietal (P4).

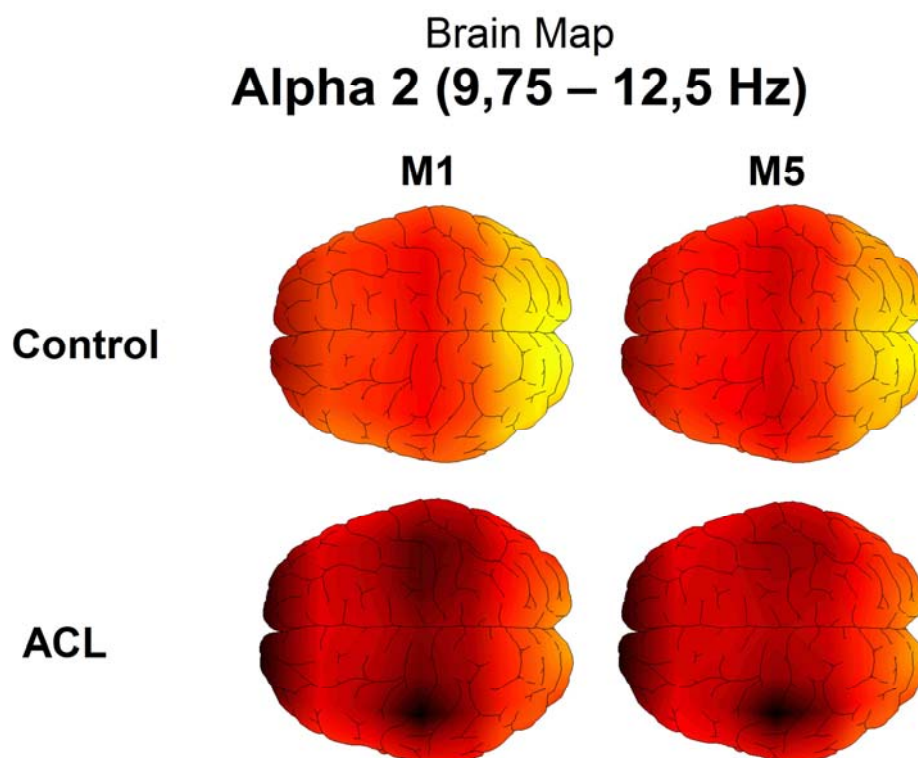


Abb. 24: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Alpha-2 Frequenzband zu Beginn der Winkelreproduktion mit der jeweiligen Extremität (M1: erste/unverletzte; M5: zweite/verletzte)

(rot bis schwarz =deutliche Abnahme, orange = keine wesentliche Veränderung, gelb = deutliche Zunahme, hellbläulich = starke Zunahme)

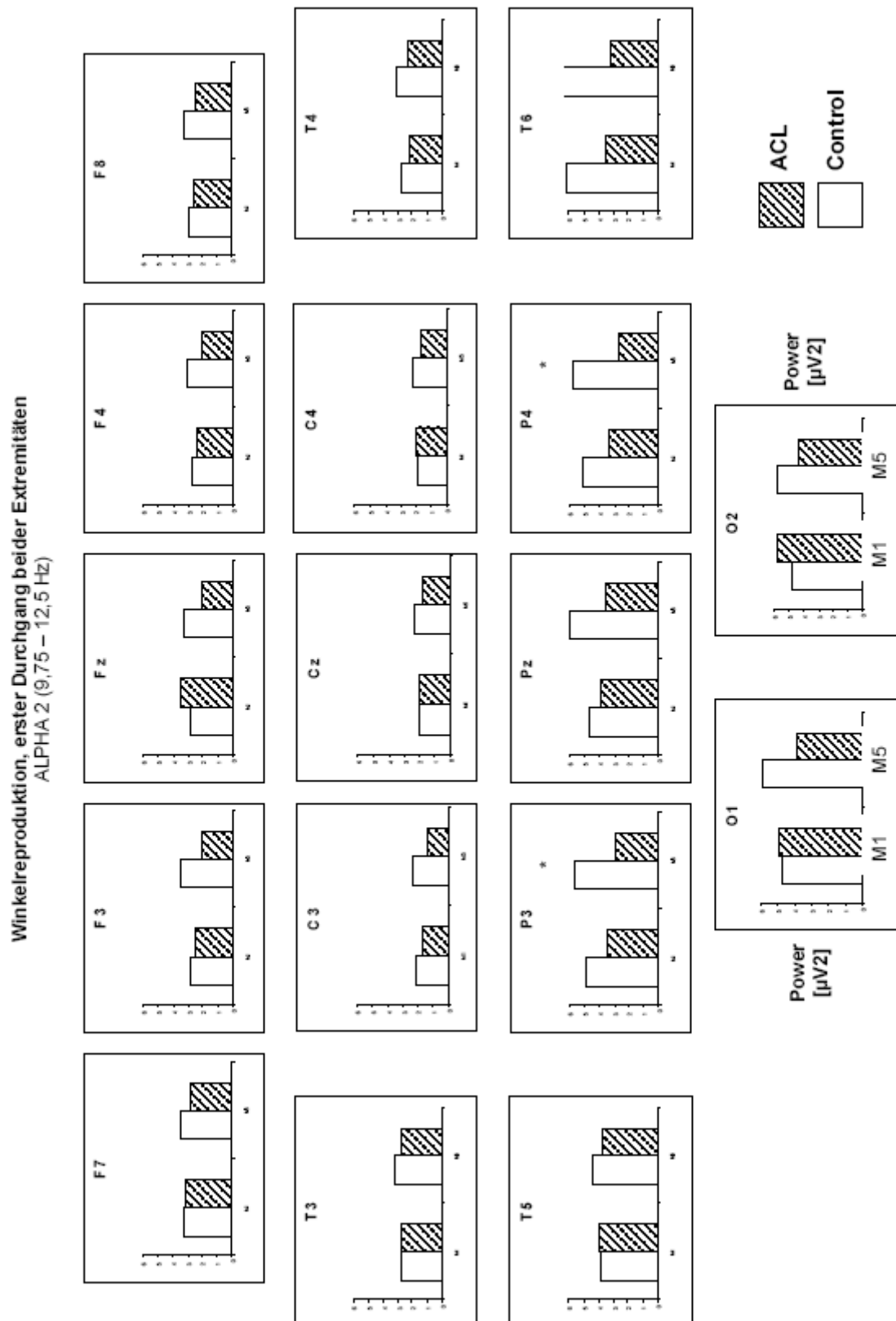


Abb. 25: Übersicht der spektralen Leistungen [μV^2] während der Winkelreproduktionen an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den Messzeitpunkten M1 (erste/unverletzte Extremität) und M5 (zweite/verletzte Extremität)

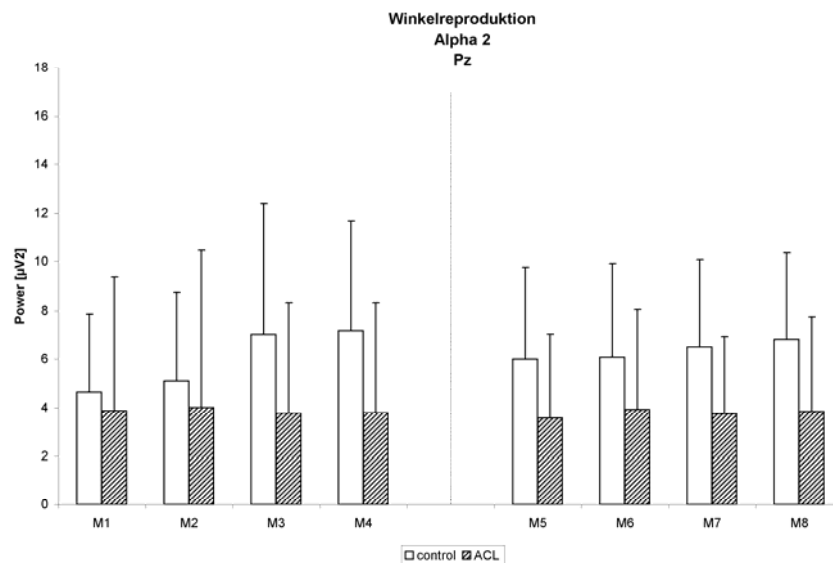


Abb. 26: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Alpha-2 Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der parietalen Elektrodenposition (Pz)

Des Weiteren ergab die GLM einen Zwischensubjekt an T6 ($F_{1,20}=5,118$; $p=.035$) der sich post hoc zum Messzeitpunkt M8 ($T(2,267)$; $p=.035$) manifestierte. Im zentralen parietalen Bereich (Pz) konnte man durchgehend höhere Alpha-2 Aktivitäten in der Kontrollgruppe erkennen, die aber kein Signifikanzniveau erreichten.

Bezüglich der Innersubjekteffekte lohnte sich ebenfalls eine genauere Betrachtung der parietalen und temporalen Elektrodenpositionen, da sich in diesen Arealen Interaktionen innerhalb der Gruppen zeigten. Links-parietal (P3) ergab der Friedman Test von M5 bis M8 eine signifikante Interaktion ($\chi^2=14,958$; $p=.002$). Die weitere Prüfung wies hier in der Kontrollgruppe zwischen M5 und M6 ($Z(-2.049)$; $p=.040$) und M5-M8 ($Z(-2.002)$; $p=.045$) sowie in der ACL-Gruppe eine Interaktion zwischen M5 und M8 ($Z(-2,552)$; $p=.011$) auf. Darüberhinaus erreichten die Innersubjekteffekte in den Gruppen kein Signifikanzniveau, haben allerdings in der Kontrollgruppe die Tendenz, über die Messzeitpunkte anzusteigen, wohingegen die ACL-Gruppe mit ihren Leistungswerten unterhalb der Kontrollgruppe und zu den Messzeitpunkten auf ähnlichem Niveau bleibt.

Betrachtet man die Entwicklung der Alpha-2 Leistungen an den temporalen Positionen fällt zunächst die hohe Variabilität in der Kontrollgruppe an T6 im

Vergleich zu T3, T4 und T5 auf.

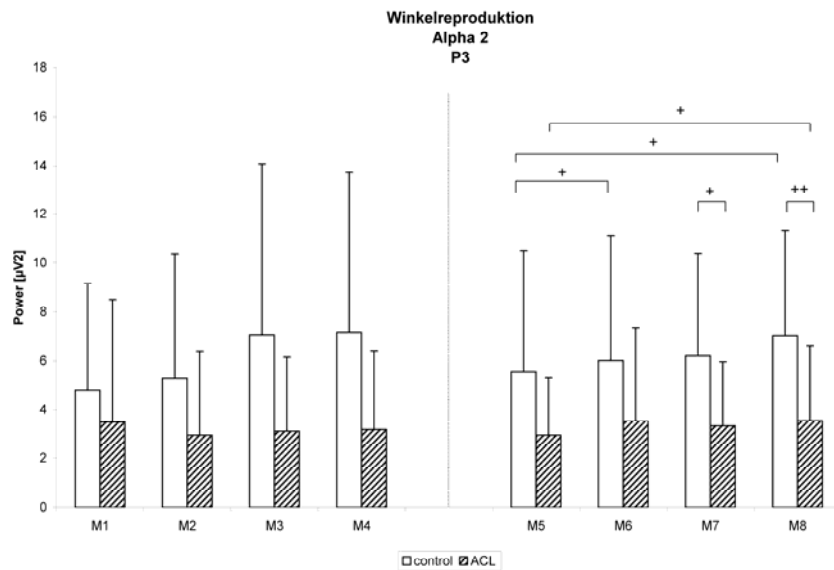


Abb. 27: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Alpha-2 Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der links-parietalen Elektrodenposition (P3) [+ $p < .05$, ++ $p < .01$, +++ $p < .001$]

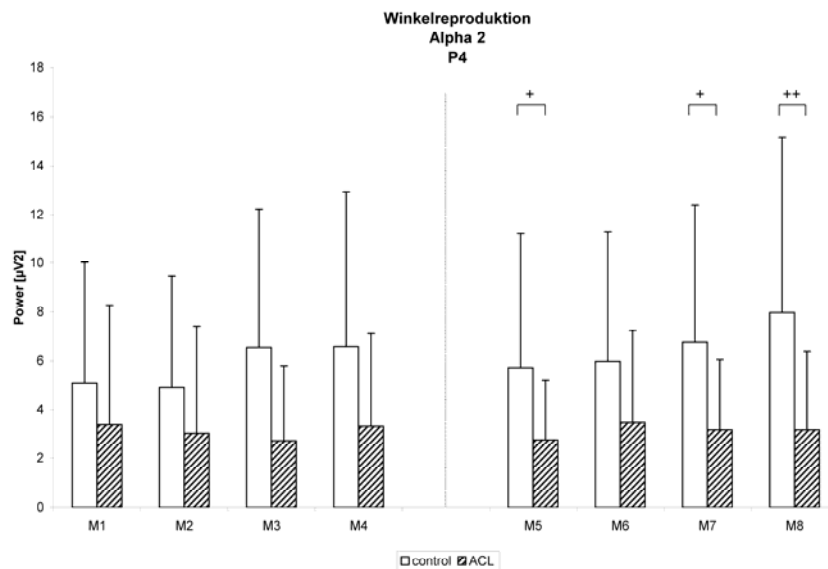


Abb. 28: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Alpha-2 Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der rechts-parietalen Elektrodenposition (P4) [+ $p < .05$, ++ $p < .01$, +++ $p < .001$]

Von M5 bis M8 zeigte die Statistik einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen von M5 bis M8 ($F_{1,20}=5,118$; $p=.035$). Aufgrund der schon beschriebenen hohen Standardabweichungen war dieser Gruppenunterschied nur zum Messzeitpunkt M8 ($T(2,267)$; $p=.035$) vorhanden.

Prüfte man temporal in beiden Hemisphären auf Interaktionen zwischen den Messzeitpunkten, so erhielt man rechtshemisphärisch an der Elektrodenpositionen T4 zwischen M1 und M4 ($F_{3,20}=4,579$; $p=.006$; post hoc nur in der ACL-Gruppe zwischen M1-M2: $T(-2,928)$; $p=.017$ und M1-M3: $T(-2,415)$; $p=.039$) und zwischen M5 und M8 ($F_{3,20}=3,424$; $p=.023$; post hoc nur in der Kontrollgruppe zwischen M5-M6: $T(-2,209)$; $p=.049$, M6-M7: $T(-2,808)$; $p=.017$ und M5-M7: $T(-4,360)$; $p=.001$), sowie an T6 zwischen der gesunden Seite der Kontrollgruppe und der unverletzten Seite der Untersuchungsgruppe (M1-M4) einen signifikanten Effekt ($F_{3,20}=2,783$; $p=.003$), der sich in einem Anstieg von M2 zu M4 ($T(-2,325)$; $p=.045$) in der ACL-Gruppe widerspiegelte.

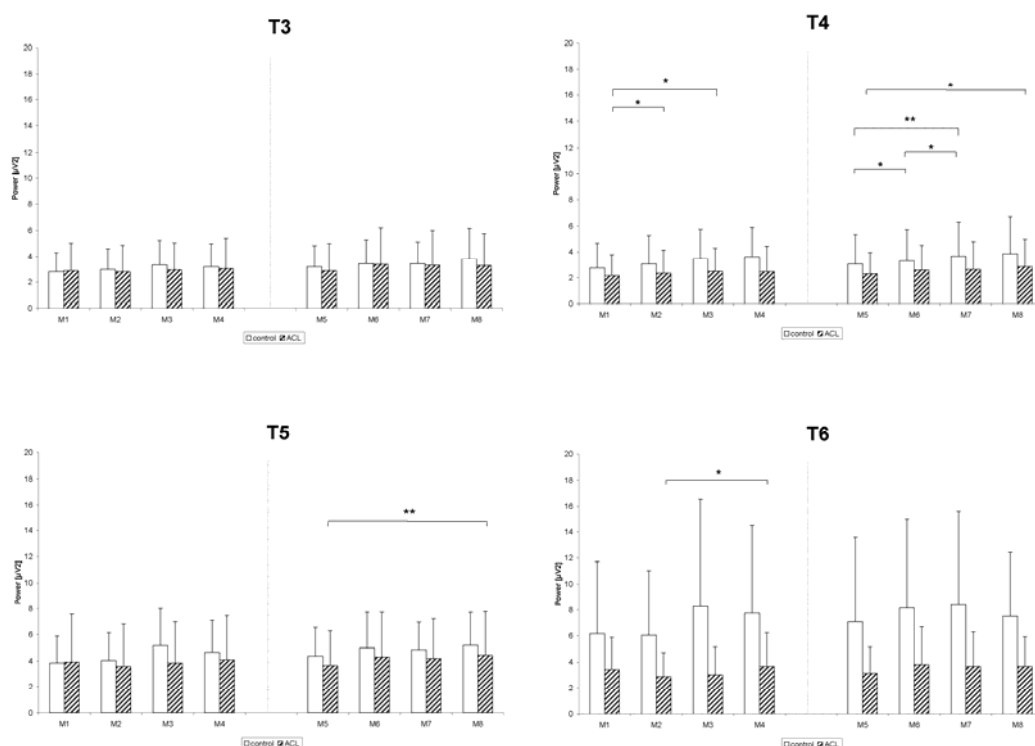


Abb. 29: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Alpha-2 Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an den temporalen Elektrodenposition (T3, T4, T5, T6) [* $p<.05$, ** $p<.01$, * $p<.001$]**

Weiterhin war linkshemisphärisch an T5 zwischen M5 und M8 einen Innersubjekteffekt ($(F_{3,20}=2,370; p=.044)$) zu finden, der in der weiteren Analyse in der Gruppe der Kreuzbandpatienten in einem signifikanten Anstieg von M5 zu M8 ($T(3,408); p=.008$) deutlich wird.

Beta-1 Frequenz (12,75-18,5 Hz)

Bei der qualitativen Betrachtung der Messzeitpunkte M1 und M5 innerhalb des Beta-1 Frequenzspektrums fielen keine Unterschiede zwischen beiden Gruppen auf. In beiden Gruppen spiegelten die gelben Farbtöne eine höhere Beta-1 Aktivität in den frontalen und besonders in den okzipitalen Hirnarealen wider. Dies galt sowohl für die erste/unverletzte, als auch für die zweite/verletzte Extremität.

Bei einer detaillierteren Betrachtung bezüglich der einzelnen Elektrodenpositionen verfestigte sich das Bild. Hier zeigte sich die deutlich erhöhte Aktivität insbesondere in den okzipitalen Elektrodenpositionen. Die höchsten Beta-1 Aktivitäten ließen sich in der Kontrollgruppe an den

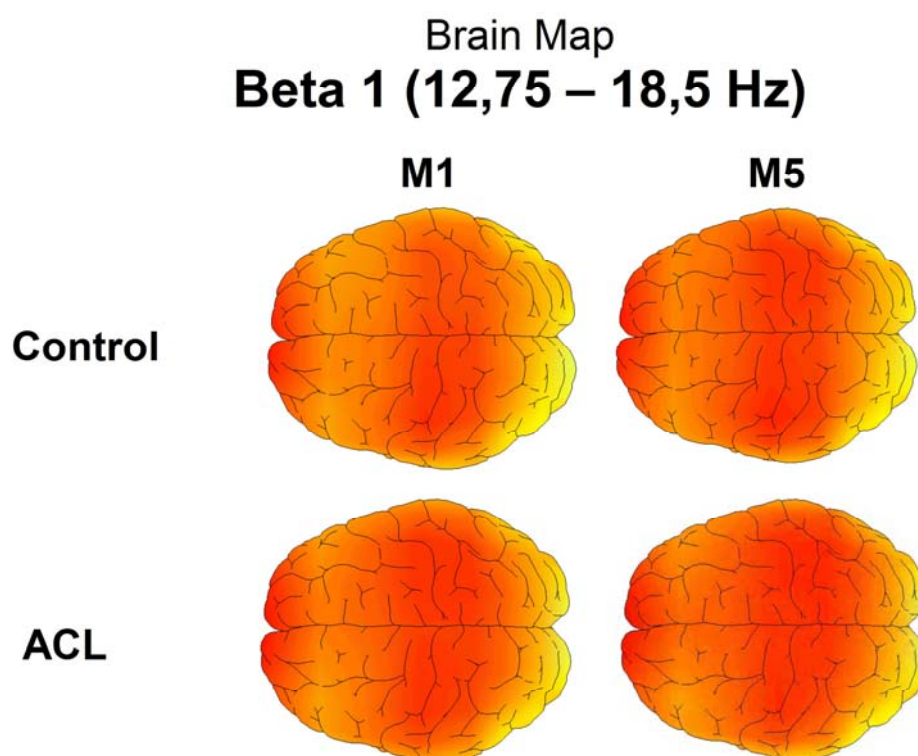


Abb. 30: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Beta-1 Frequenzband zu Beginn der Winkelreproduktion mit der jeweiligen Extremität (M1: erste/unverletzte; M5: zweite/verletzte)

(rot bis schwarz = deutliche Abnahme, orange = keine wesentliche Veränderung, gelb = deutliche Zunahme, hellbläulich = starke Zunahme)

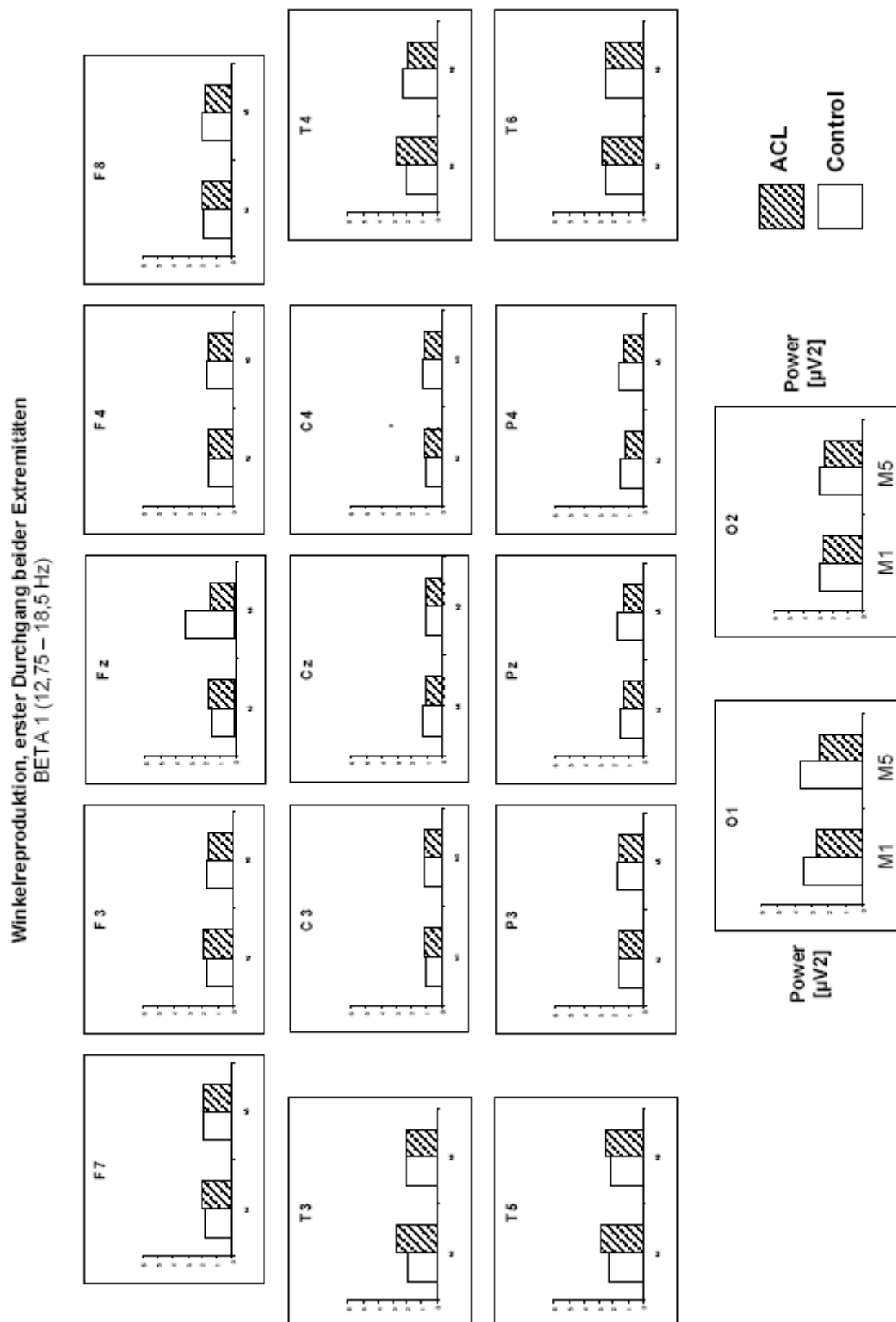


Abb. 31: Übersicht der spektralen Leistungen [μV^2] während der Winkelreproduktionen an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den Messzeitpunkten M1 (erste/unverletzte Extremität) und M5 (zweite/verletzte Extremität)

Elektrodenpositionen O1 und O2, in der Gruppe der Kreuzbandverletzten an O1, T4 und T5 erkennen.

Der größte Unterschied zwischen beiden Gruppen fiel zum Messzeitpunkt M1 links-okzipital mit höheren Werten in der Kontrollgruppe und zum Messzeitpunkt M5 fronto-zentral (Fz) auf. Die Unterschiede hielten jedoch keiner statistischen Analyse stand. Auch an den anderen Elektrodenpositionen konnte im Beta-1 Frequenzband weder ein signifikanter Zwischen-, noch ein Innersubjekteffekt gezeigt werden.

Zusammenfassend kann man festhalten, dass sich auf kortikaler Ebene die entscheidenden Ergebnisse im Vergleich zwischen den Gruppen in der frontalen Theta-Leistung, sowie in der parietalen Alpha-2 Frequenz zeigten. Wohingegen die Unterschiede in der frontalen Thetafrequenz durchgehend für beide Extremitäten über alle Messzeitpunkte existent waren, stellten sich Unterschiede in der parietalen Alpha-2 Leistung nur im Vergleich der betroffenen Seite der Kreuzbandpatienten im Vergleich zu den gesunden Kontrollpersonen ein. Bezüglich der Aneignung der Aufgabe zeigten sich kortikal elektrische Veränderungen insbesondere in einem Anstieg der Alpha-1 Frequenz weit verteilt über dem Kortex, sowie in den Alpha-2 Leistungswerten an parietal-temporalen Elektrodenpositionen.

6.2.3 Einfluss der Verletzung auf die mentale Vorstellung

Bei der Betrachtung der Brain Maps in den Frequenzen Theta, Alpha-1, Alpha-2 und Beta-1 waren Unterschiede zwischen den Gruppen der Kreuzbandpatienten und den gesunden Kontrollpersonen festzustellen.

In der spektralen Theta-Leistung war die Aktivierung in beiden Gruppen (insbesondere frontal) durchaus vergleichbar. In der Kontrollgruppe war die okzipitale Leistung größer und reicht bis in die parietalen Bereiche. Die Alpha-1 Aktivierung wies deutliche Unterschiede zwischen beiden Gruppen aus. Größere spektrale Leistungsdichten konnte man hier in der Kontrollgruppe fronto-zentral und okzipital erkennen. Die ACL-Gruppe war in den temporalen Bereichen beider Hemisphären deutlich geringer aktiviert, als die Vergleichsgruppe. Die helleren Farben in den Brain Maps der Alpha-2 Darstellung wiesen auf eine höhere frontale Aktivierung bei den Patienten der Kreuzbandgruppe im Vergleich zu den gesunden Kontrollpersonen hin.

Auch im Beta-1 Frequenzband waren Unterschiede in der qualitativen Betrachtung der Brain Maps vorhanden.

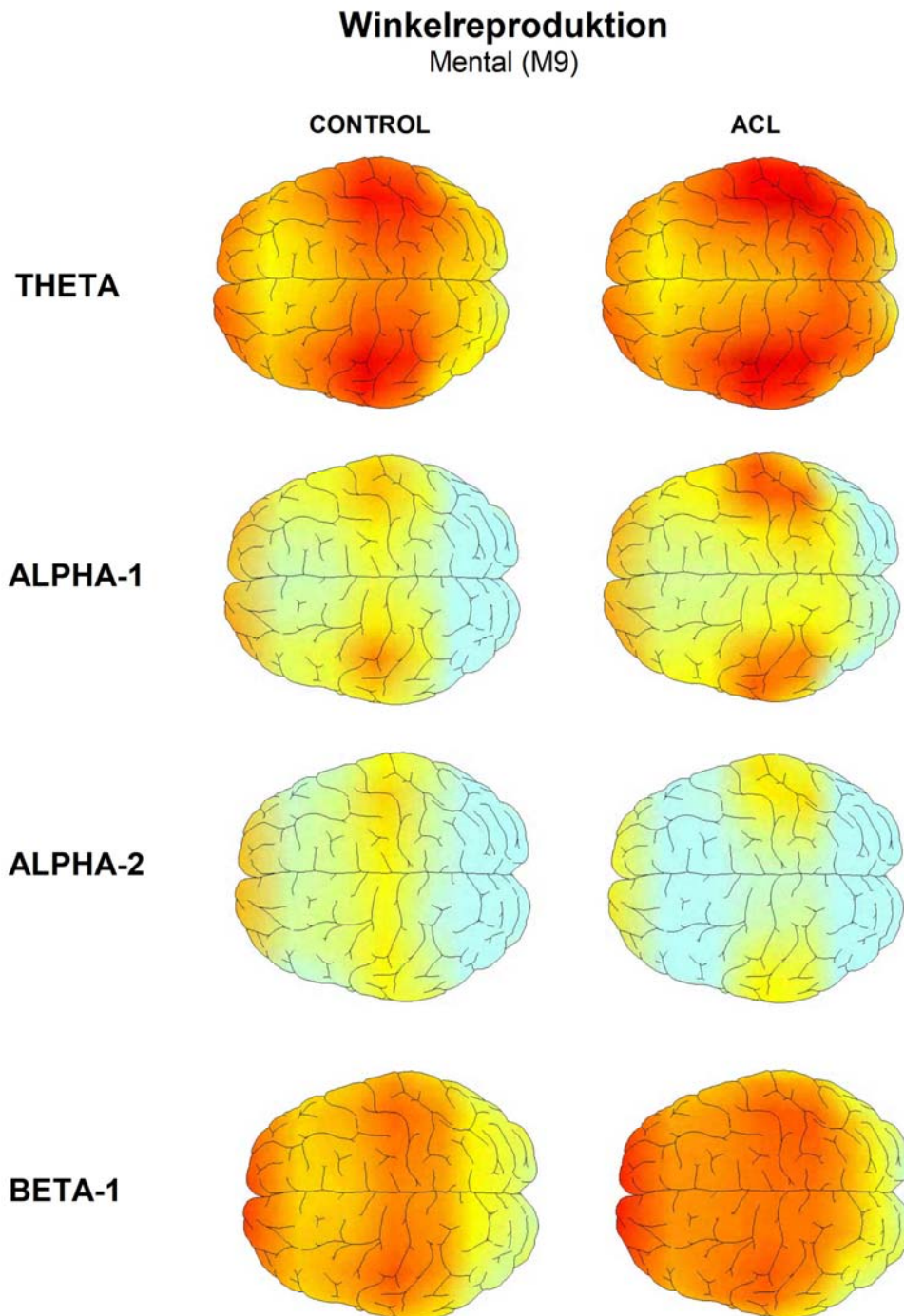


Abb. 32: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Theta, Alpha-1, Alpha-2 und Beta-1 Frequenzband während der mentalen Vorstellung der Winkelreproduktion

(rot bis schwarz =deutliche Abnahme, orange = keine wesentliche Veränderung, gelb = deutliche Zunahme, hellbläulich = starke Zunahme)

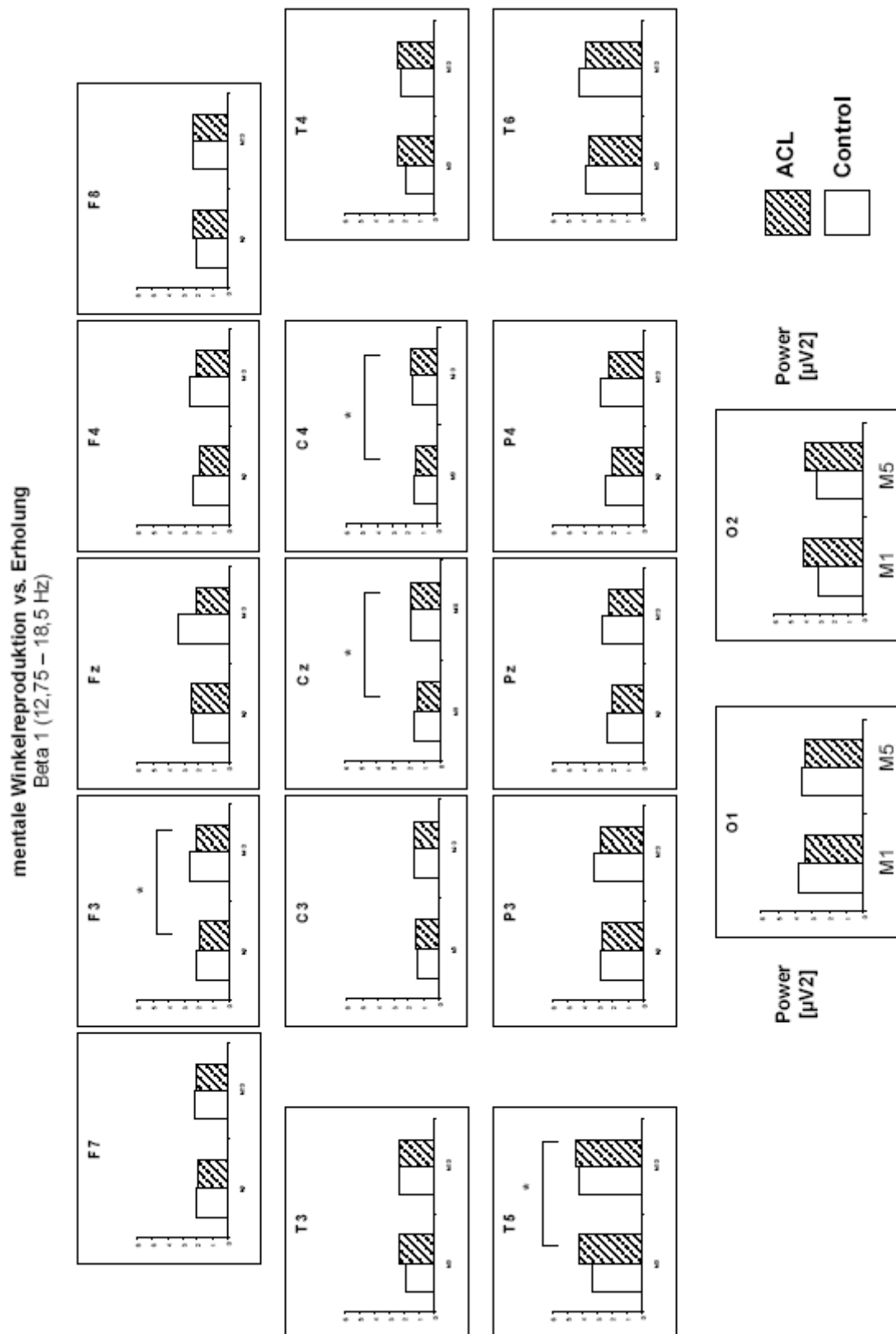


Abb. 33: Übersicht der spektralen Leistungen [μV^2] während der mentalen Vorstellung der Winkelreproduktionen (M9) und der anschließenden Ruhephase (M10) an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe

Die spektrale Leistungsdichte der gesunden Kontrollgruppe war im frontalen Hirnbereich deutlicher ausgeprägt, als in der ACL-Gruppe. Zusätzlich reichte die Aktivierung in der Kontrollgruppe bis in die parietalen Gebiete des Kortex. Um Unterschiede zwischen den Gruppen und innerhalb der Gruppen im Vergleich zur auf die mentale Vorstellung der Bewegung folgende Erholungsphase zeigen zu können, wurde nach Prüfung auf Normalverteilung eine GLM mit Messwiederholung mit dem Faktor *Gruppe* und dem Faktor *Messzeitpunkte* (M9-M10) durchgeführt. Das Ergebnis der Überprüfung auf Gruppenunterschiede zeigte signifikant höhere, spektrale Alpha-2 Leistungen an den okzipitalen Elektrodenpositionen O1 und O2 (Tab. 5). Alle anderen Gruppenvergleiche stellten sich als nicht signifikant heraus. Eine Überprüfung auf Interaktionen zwischen den Messzeitpunkten M9 und M10 (Augen zu) ergab signifikante Effekte insbesondere in der spektralen Beta-1 Bandleistung, die sich im Weiteren als ausschließliche Veränderung innerhalb der ACL-Gruppe herauskristallisierten (Tab. 5).

Tab. 5: Darstellung der Zwischen- und Innersubjekteffekte während der mentalen Vorstellung der Winkelreproduktion (M9) sowie der anschließenden Ruhephase (M10 – Augen geschlossen)

Frequenz	Position	Effekt	GLM mit Messwiederholung			Post hoc T-Test		
			df	F	sig.	MZ	T	sig.
Alpha-2	O1	zwischen	1, 19	5,086	.036	M9	-2,561	.019
Alpha-2	O2	zwischen	1, 19	6,501	.020	M9	-2,599	.017
Alpha-1	O2	inner	1, 19	4,746	.042			keine
Alpha-2	Pz	inner	1, 19	4,951	.038	ACL: M9-M10 Augen zu	2,777	.022
Beta-1	F3	inner	1,19	8,024	.011	ACL: M9-M10 Augen zu	-2,661	.026
Beta-1	Cz	inner	1,19	9,810	.005	ACL: M9-M10 Augen zu	-3,262	.010
Beta-1	C4	inner	1,19	6,445	.020	ACL: M9-M10 Augen zu	-2,483	.035
Beta-1	T5	inner	1,19	4,724	.043	ACL: M9-M10 Augen zu	-2,661	.026

6.3 Experiment 2: Kraftreproduktion

6.3.1 Anthropometrische und psychometrische Daten

Die Gruppe der Kreuzbandverletzten unterschied sich in Alter, Größe und Gewicht nicht von der gesunden Kontrollgruppe. Durch Krankheit konnte ein Patient nicht am Experiment 2 teilnehmen, so dass die ACL-Gruppe während der Kraftreproduktionen aus 9 Patienten bestand.

Bezüglich des HAKEMP Fragebogens blieb die Verteilung in den einzelnen Items Lageorientierung nach Misserfolg (LOM), nach Handlungsplanung (LOP) und nach Tätigkeitsausführung (LOT) gleich und die Gruppen waren ebenfalls in diesem zweiten Experiment bezüglich der psychologischen Disposition gleich verteilt.

In der allgemeinen Angstneigung zeigten die Kreuzbandpatienten einen höheren Score als die Kontrollgruppe, der aber kein Signifikanzniveau erreichte. Dieser Trend der höheren Scorewerte in der ACL-Gruppe setzt sich auch bei der Messung der momentanen Angstneigung fort. Die GLM identifizierte hier einen Gruppeneffekt ($F_{1,19}=7,391$; $p=.014$), der sich in der weiteren Analyse als signifikanter Gruppenunterschied in der Messung nach dem Experiment herausstellte ($T(-2,791)$; $p=.012$), mit dem höheren Score auf Seiten der Kreuzbandpatienten (Abb. 34).

Zieht man die visuelle Analogskala zur Ermittlung des subjektiven Stressempfindens hinzu, konnte man innerhalb der ACL-Gruppe eine kontinuierliche Steigerung über die Messzeitpunkte mit dem höchsten Wert in der Abschlussmessung erkennen. Innerhalb der Kontrollgruppe stiegen die Werte von der Eingangsmessung (Ruhe) zur Messung nach M4 (höchster Wert) an, um danach wieder abzufallen (auf das Ausgangsniveau nach Ende des Experimentes). Allerdings konnten sowohl im Zwischen- als auch im Innersubjektvergleich keine signifikanten Unterschiede aufgezeigt werden.

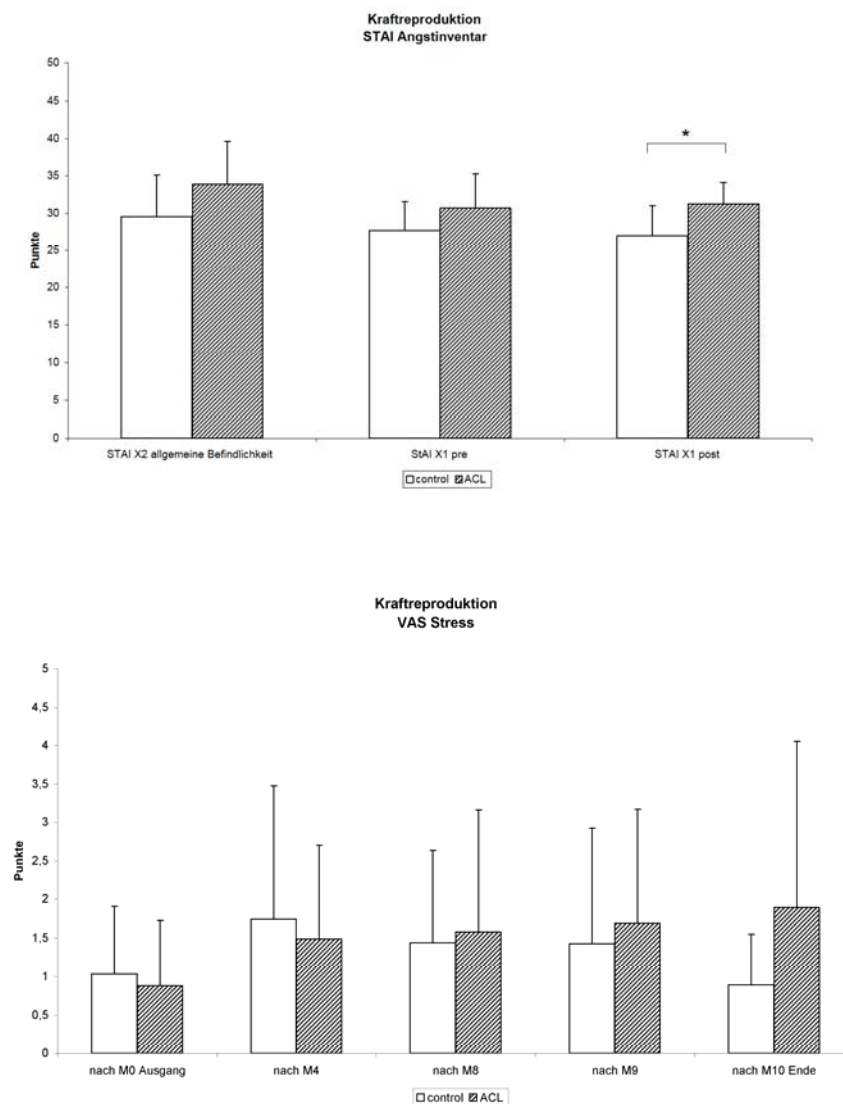


Abb. 34: Psychometrische Daten der durchgeführten Tests STAI (A) und VAS (B) während des Experimentes Kraftreproduktion in den Gruppen control und ACL

6.3.2 Einfluss der Verletzung auf die Kraftreproduktionen

6.3.2.1 Performance

Die Leistung im Kraftreproduktionsexperiment wurde durch die prozentuale Abweichung von den mit visuellem Feedback durchgeführten Kraftreproduktionen von 50% der willentlich aktivierbaren maximalen Kraft ausgedrückt. Um eine Ermüdung über die einzelnen Messzeitpunkte auszuschließen, wurde in einem Vorexperiment im gleichen Studiendesign bei gesunden Probanden (N=10) mittels t-Test für abhängige Stichproben auf

Unterschiede der Maximalkraft vor und nach den Kraftreproduktionen geprüft. Die statistische Prüfung zeigte keine signifikanten Unterschiede im Verlauf der Untersuchung. Die Korrelation der Maximalkraft vor und nach den Reproduktionen weist mit $r=.927$ auf einen hohen Zusammenhang hin (IEMG M.rectus femoris: $r=.921$; IEMG M.vastus medialis: $r=.813$; IEMG M.vastus lateralis: $r=.999$). Daher wurde angenommen, dass die Ermüdung während des Experimentes keinen Einfluss auf die Ergebnisse nimmt.

Die Gruppe der Kreuzbandpatienten reproduzierte im Mittel 13 mal die Kraft innerhalb der vier Minuten eines Messzeitraumes, wohingegen die Kontrollgruppe durchschnittlich 12 Wiederholungen pro Messzeitraum durchführte.

Ein Vergleich der beiden Gruppen zeigte im ersten Teil von M1 zu M4, dass die Kreuzbandpatienten ihre größte Abweichung zum Messzeitpunkt M2 hatten, wohingegen die Kontrollgruppe den größten Fehler im ersten Durchgang hatte. Beide Gruppen erreichten die besten Leistungen im letzten Durchgang (M4). Die statistische Prüfung dieser Reihe M1 bis M4 ergab keine Zwischen- ($F_{1,18}=.237$; $p=.632$) und Innersubjekteffekte ($F_{3,54}=1,976$; $p=.602$).

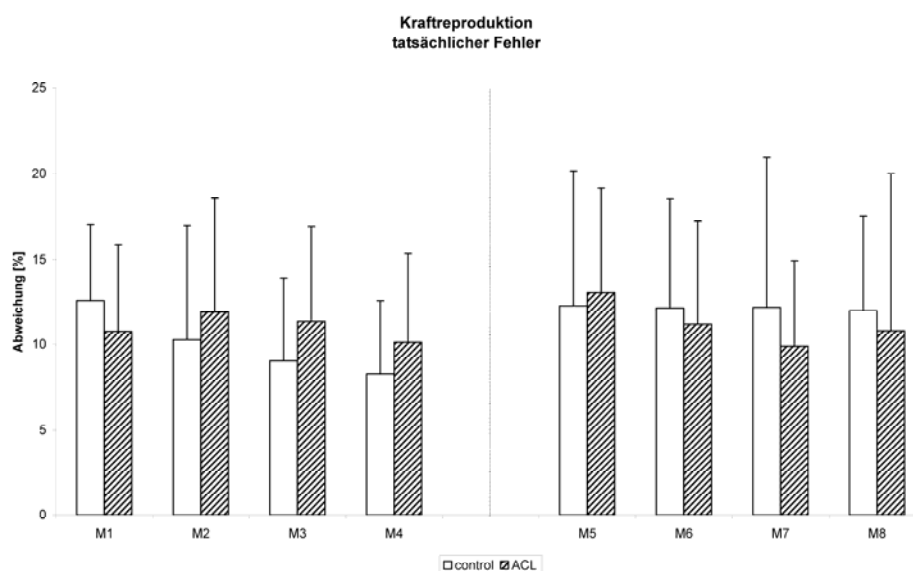


Abb. 35: Ergebnisse der sensomotorischen Leistungen in den Untersuchungsgruppen zu den Messzeitpunkten M1 – M8 dargestellt anhand der Mittelwerte und Standardabweichungen des Reproduktionsfehlers [Abweichung vom Zielwinkel in °]

Auch von M5-M8 lieferte eine statistische Überprüfung keine Signifikanzen zwischen ($F_{1,18}=1.104$; $p=.751$) und innerhalb der Gruppen ($F_{3,54}=.625$; $p=.602$). In beiden Gruppen war die Abweichung darauf zurückzuführen, dass die eingesetzte Kraft oberhalb der geforderten 50% der Maximalkraft lag.

Auch bei den Latenzen vom ersten Onset der elektrischen Muskelaktivierung bis zum Erreichen der Plateauphase, konnten weder Unterschiede zwischen, noch innerhalb der Gruppen festgestellt werden. Die Latenzen lagen in der Kontrollgruppe zwischen 0,68 und 1,17 Sekunden und in der ACL-Gruppe in einem Bereich von 0,81-1,16 Sekunden.

6.3.2.2 Neuromuskuläre Aktivität

Das absolute IEMG des M.rectus femoris der Kontrollgruppe lag im Gruppenvergleich zu allen Messzeitpunkten – sowohl M1-M4 als auch M5-M8 – geringfügig höher als das der Untersuchungsgruppe (Tab. 6). Allerdings erreicht der Gruppenvergleich zu keinem Messzeitpunkt Signifikanzniveau. Allerdings identifizierte die GLM zwischen den Messzeitpunkten M5 und M8 einen Effekt ($F_{3,54}=3,050$; $p=.036$), der sich in der folgenden post hoc Prüfung mittels t-Test in der ACL-Gruppe als signifikant zwischen M5 und M6 ($T(3,041)$; $p=.016$), sowie M5 und M7 ($T(3,464)$; $p=.009$) darstellte.

Tab. 6: Neuromuskuläre Aktivität (iEMG [V]) in MW $\pm$ SD der an der Extension beteiligten Muskeln M.rectus femoris, M.vastus medialis und M.vastus lateralis

	M1		M2		M3		M4		M5		M6		M7		M8	
	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD
M. rectus femoris (RF)																
ACL	,1949	,1121	,2021	,1556	,1996	,1293	,1955	,1263	,2526 ^{a,b}	,0774	,2135 ^a	,0692 ^b	,2090	,0599	,2153	,0816
Control	,2335	,1656	,2167	,1591	,2284	,1632	,2225	,1633	,2547	,1568	,2435	,1621	,2255	,1594	,2285	,1628
M. vastus medialis (VM)																
ACL	,3171	,1622	,3430	,1900	,3407	,1739	,3299	,1637	,3763	,1286	,3575	,1297	,3451	,1094	,3595	,1254
Control	,4558	,2849	,3994	,2170	,4176	,2639	,4079	,2430	,4629	,2718	,4231	,2362	,4265	,2343	,4385	,2498
M. vastus lateralis (VL)																
ACL	,2986	,1124	,3144	,1438	,3179	,1171	,3035	,1173	,2966	,0703	,2929	,0646	,2858	,0638	,2942	,0915
Control	,3288	,1606	,3170	,1354	,3254	,1612	,3246	,1439	,3526	,1911	,3334	,1846	,3303	,1662	,3265	,1462

a: * ($p=.016$)
b: * ($p=.009$)

Die elektrische Aktivität des M.vastus medialis offenbarte größere Unterschiede zwischen den Gruppen als die des M.rectus femoris, die

allerdings kein Signifikanzniveau erreichten. Ein Innersubjekteffekt wurde auch nicht deutlich.

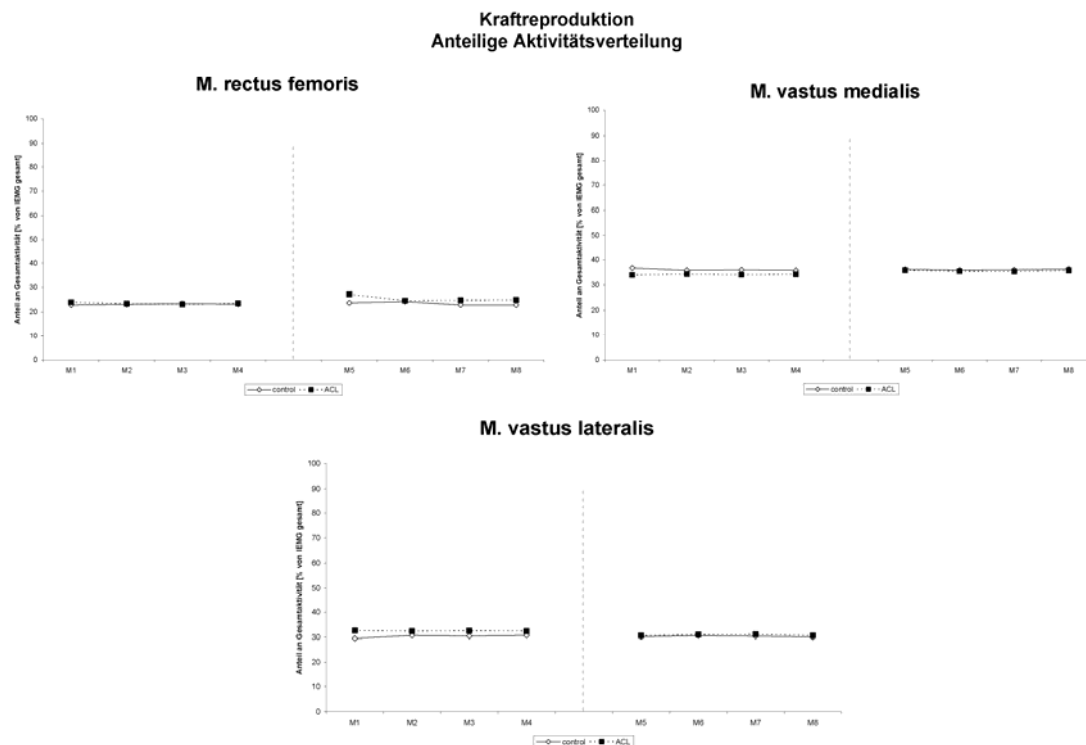


Abb. 36: Anteilige Beteiligungen [%] der einzelnen Muskeln an der Gesamtaktivität [100%] während der Kraftreproduktionen zu den Messzeitpunkten M1 bis M8 in der Kontroll- und ACL-Gruppe

Beim Vergleich der Muskelaktivitäten des M.vastus lateralis fiel auf, dass sich die Aktivitäten von Messzeitpunkt M1 bis M4 nur marginal, allerdings von M5 bis M8 deutlicher unterschieden. Auch hier waren weder im Gruppenvergleich, noch über die Messzeitpunkte innerhalb der Gruppen signifikante Unterschiede auszumachen.

Abb. 36 zeigt die anteilige Aktivität der einzelnen Muskeln an der Gesamtbewegung. Die höchste Aktivität lag dabei beim M.vastus medialis und der niedrigste Anteil beim M.rectus femoris. Im Gruppenvergleich waren geringe Unterschiede zwischen den Gruppen beim M.vastus lateralis (M1-M4; ACL-Gruppe kontinuierlich höher) und beim M.vastus medialis (M1-M4; Kontrollgruppe kontinuierlich höher) erkennbar. Allerdings stellten sich keine Signifikanzen ein.

6.3.2.3 zentrale Aktivität

Theta (4,75 – 6,74 Hz)

In der qualitativen Map-Darstellung waren deutliche Unterschiede in der zentralen Aktivierung im Theta-Frequenzband zu erkennen. Detailliert betrachtet, waren die durch gelb /weiß dargestellten hohen spektralen Leistungsdichten frontal und okzipital in der Kreuzbandgruppe auffällig. In der Betrachtung der spektralen Leistungen an den einzelnen Elektrodenpositionen bestätigte sich der Eindruck. In beiden Gruppen waren die höchsten spektralen Leistungen insbesondere frontal und okzipetal existent. Des Weiteren ist anzumerken, dass die Theta Leistungswerte der ACL-Gruppe an allen Elektrodenposition bis auf T6 höher lag als bei den Kontrollpersonen.

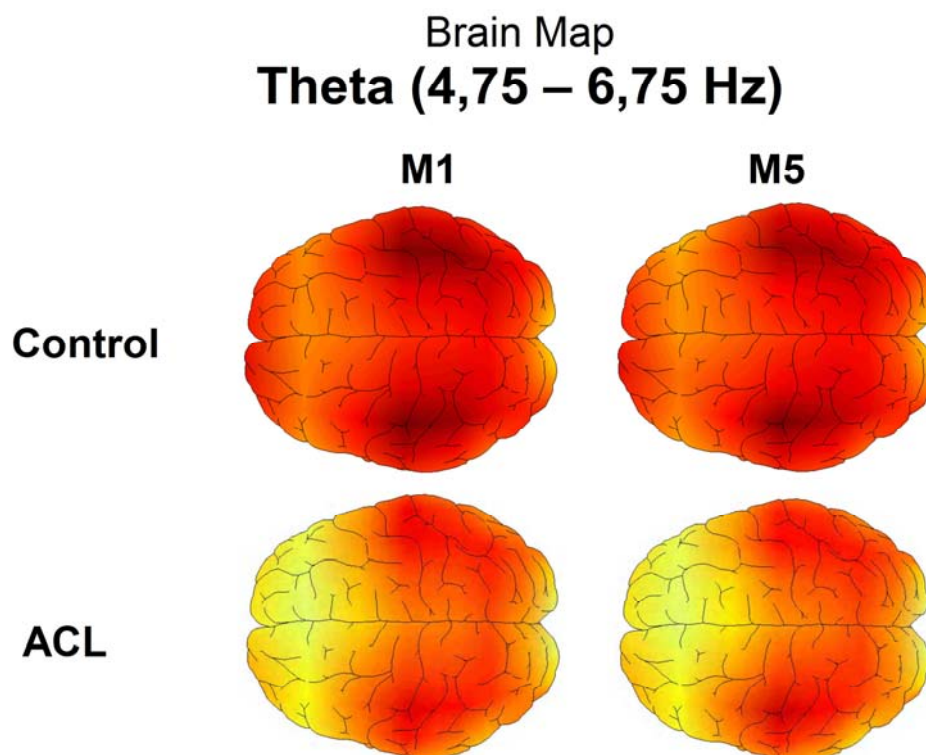


Abb. 37: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Theta Frequenzband zu Beginn der Kraftreproduktion mit der jeweiligen Extremität (M1: erste/unverletzte; M5: zweite/verletzte)

(rot bis schwarz = deutliche Abnahme, orange = keine wesentliche Veränderung, gelb = deutliche Zunahme, hellbläulich = starke Zunahme)

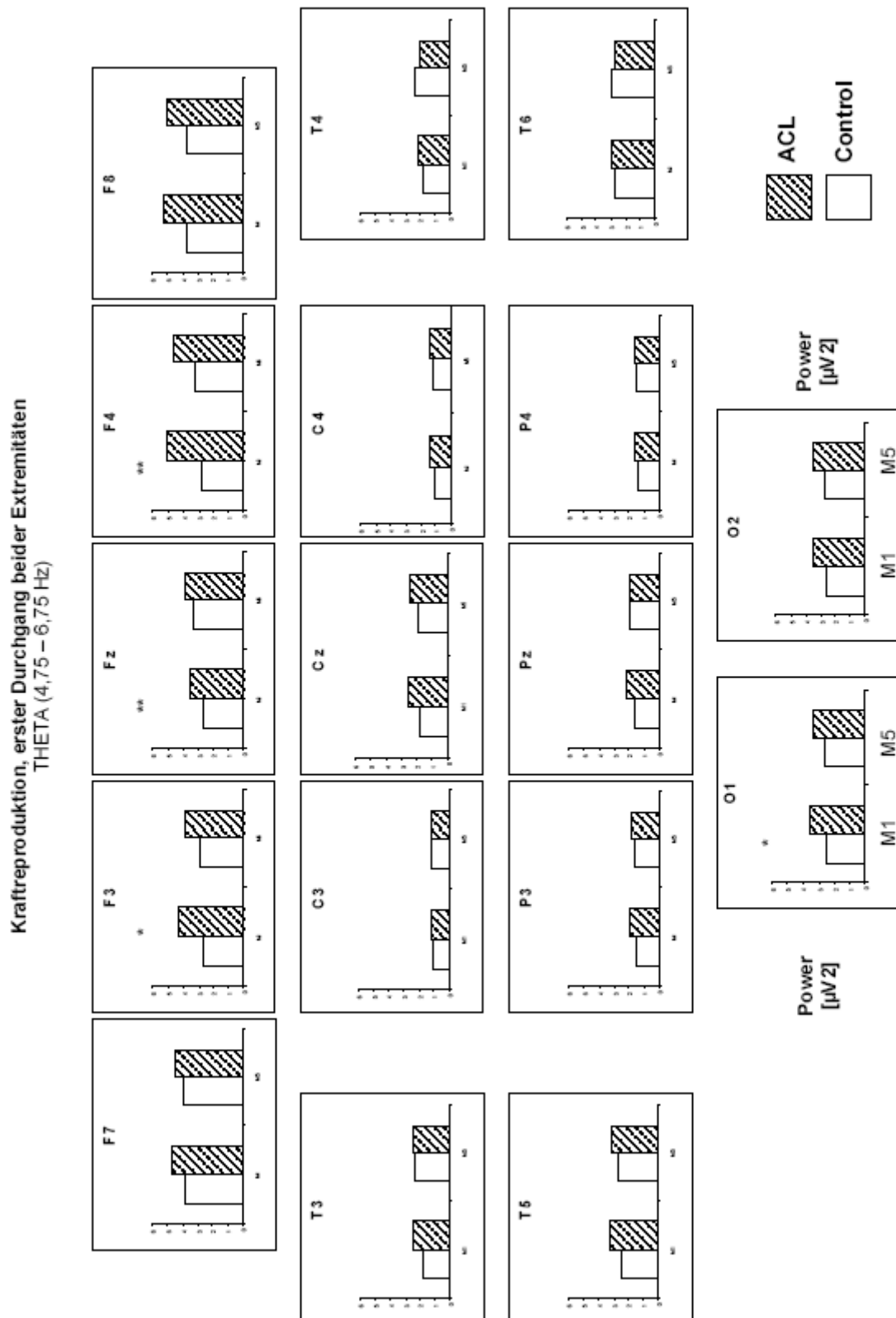


Abb. 38 : Übersicht der spektralen Leistungen [μV^2] während der Kraftreproduktionen an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den Messzeitpunkten M1 (erste/unverletzte Extremität) und M5 (zweite/verletzte Extremität) [$*p<.05$, $p<.01$, $***p<.001$]**

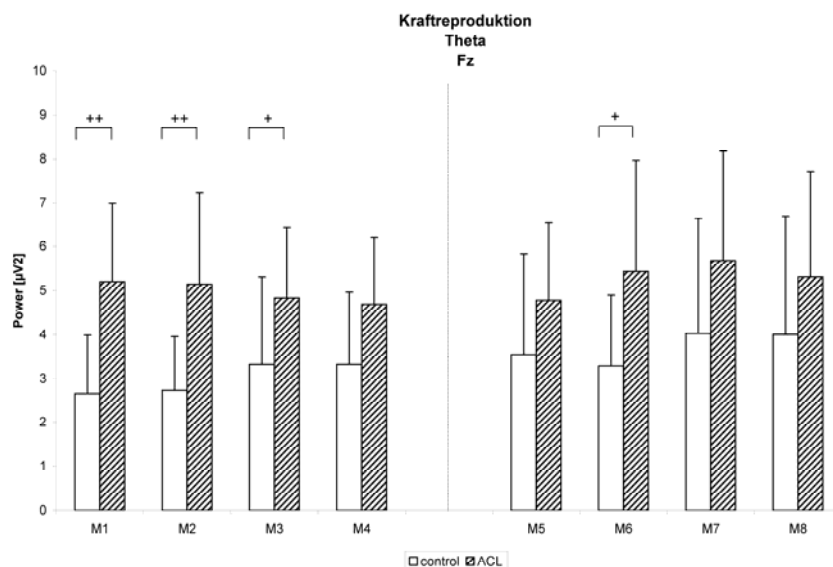


Abb. 39: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Theta-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der rechts-frontalen Elektrodenposition (Fz) [+ $p < .05$, ++ $p < .01$, +++ $p < .001$]

Die statistische Überprüfung ergab signifikant höhere Leistungen in der ACL-Gruppe an den Elektrodenpositionen Fz zu den Messzeitpunkten M1 ($Z(-2,846)$; $p = .004$), M2 ($Z(-2,593)$; $p = .009$), M3 ($Z(-1,956)$; $p = .049$) und M6 ($Z(-2,046)$; $p = .041$) ohne Interaktion zwischen den Messzeitpunkten.

Darüberhinaus stellte sich ein signifikanter Gruppenunterschied im links-frontalen (F3) Gehirnareal zu den Messzeitpunkten M1 ($Z(-2,046)$; $p = .039$) und M2 ($Z(-2,418)$; $p = .016$) ein. Die Prüfung auf Unterschiede im Verlauf in den beiden Gruppen ergab eine signifikant größere Theta-Leistung in der Kontrollgruppe von M7 im Vergleich zu M5 ($Z(-2,002)$; $p = .045$), die auch in der ACL-Gruppe identifiziert werden konnte ($Z(-1,963)$; $p = .050$) (Abb. 40).

Signifikant höhere Aktivitäten im Theta-Frequenzband gab es im rechten Frontallappen (F4; Abb.41). Diese zeigten sich im ersten Teil des Experimentes (M1-M4; $F_{1,19} = 4,756$; $p = .040$), die sich nach weiterer Prüfung zu den Messzeitpunkten M1 ($T(-3,062)$; $p = .006$) und M2 ($T(-2,106)$; $p = .049$) fanden. Weitere Signifikanzen konnten nicht gezeigt werden.

Die beiden noch fehlenden Elektrodenpositionen im Frontallappen F7 und F8 zeigten in jedem Messdurchgang höhere Aktivitäten in der ACL-Gruppe, die allerdings nicht statistisch gestützt werden konnten. Die GLM konnte weder

zwischen M1 und M4, noch zwischen M5 und M8 Interaktionen zwischen den einzelnen Messzeitpunkten feststellen.

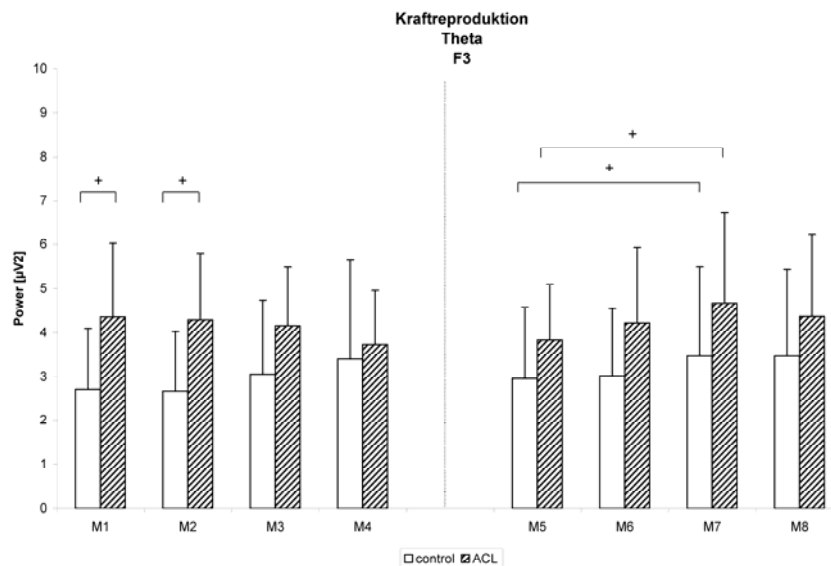


Abb. 40: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Theta-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der rechts-frontalen Elektrodenposition (F3) [+ p < .05, ++ p < .01, +++ p < .001]

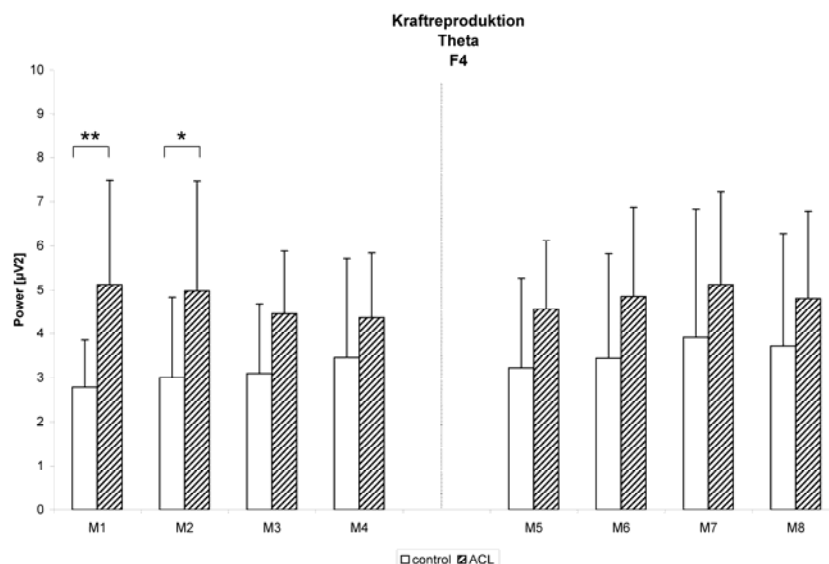


Abb. 41: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Theta-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der rechts-frontalen Elektrodenposition (F4) [* p < .05, ** p < .01, *** p < .001]

Alpha-1 (7,0-9,5 Hz)

Im Alpha-1 Frequenzband zeigte sich eine Synchronisation in frontalen und parieto-okzipitalen Rindenregionen. Diese Synchronisation war in der ACL-Gruppe sowohl mit der unverletzten, als auch mit der verletzten Seite deutlicher ausgeprägt, gekennzeichnet durch höhere spektrale Leistungsdichten als in der gesunden Kontrollgruppe. Im Vergleich der Alpha-1 Aktivität im Verlauf von M1 zu M5 waren in den Brain Maps qualitativ keine Unterschiede auszumachen (Abb. 42).

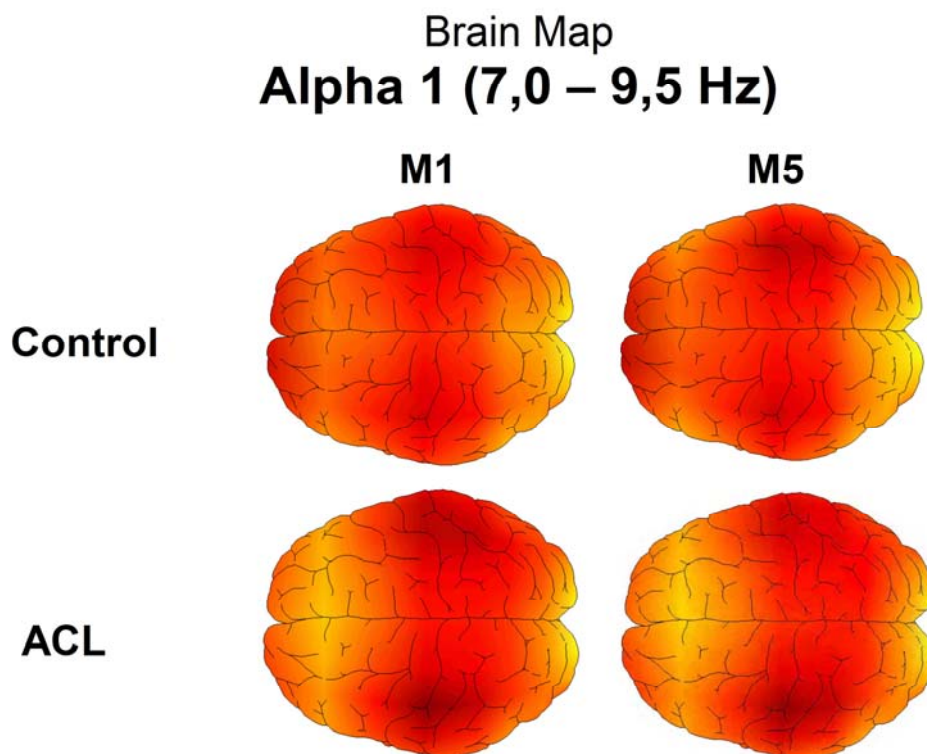


Abb. 42: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Alpha-1 Frequenzband zu Beginn der Kraftreproduktion mit der jeweiligen Extremität (M1: erste/unverletzte; M5: zweite/verletzte)

(rot bis schwarz = deutliche Abnahme, orange = keine wesentliche Veränderung, gelb = deutliche Zunahme, hellbläulich = starke Zunahme)

Bei der Ansicht der einzelnen Elektrodenpositionen zeigten sich die höchsten Werte in beiden Gruppen frontal und okzipetal, wohingegen die größten Unterschiede der spektralen Leistungswerte zwischen den Gruppen an den temporalen und frontalen Elektrodenpositionen gefunden wurden.

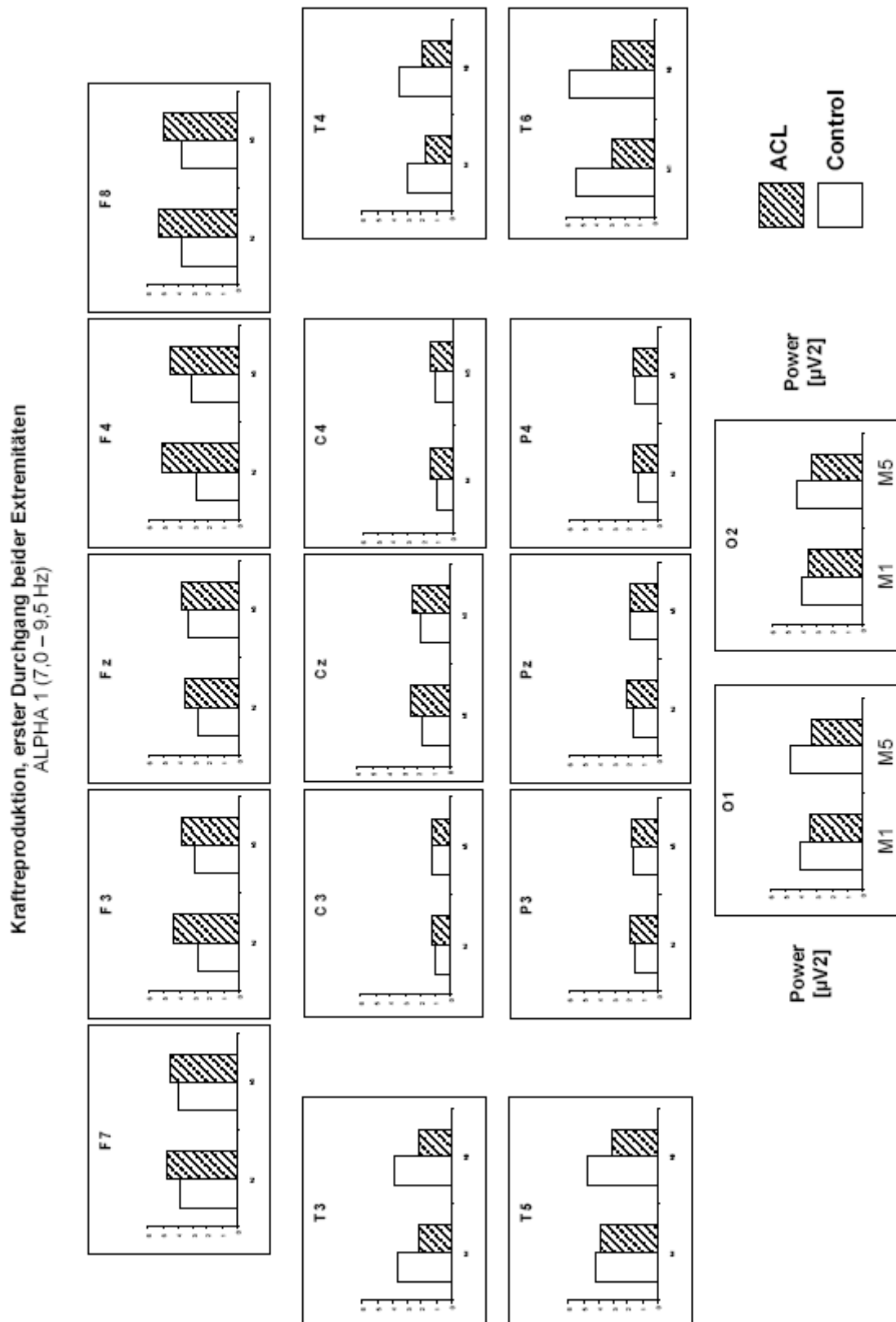


Abb. 43: Übersicht der spektralen Leistungen [µV²] während der Kraftreproduktionen an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den Messzeitpunkten M1 (erste/unverletzte Extremität) und M5 (zweite/verletzte Extremität)
[*p<.05, ** p<.01, ***p<.001]

Im Vergleich der über allen 17 Elektrodenpositionen gemittelten, globalen Alpha-1 Frequenz (Abb. 44) spiegelten diese deutlich höhere kortikale Aktivitäten in der Kontrollgruppe verglichen mit denen der ACL-Gruppe wider.

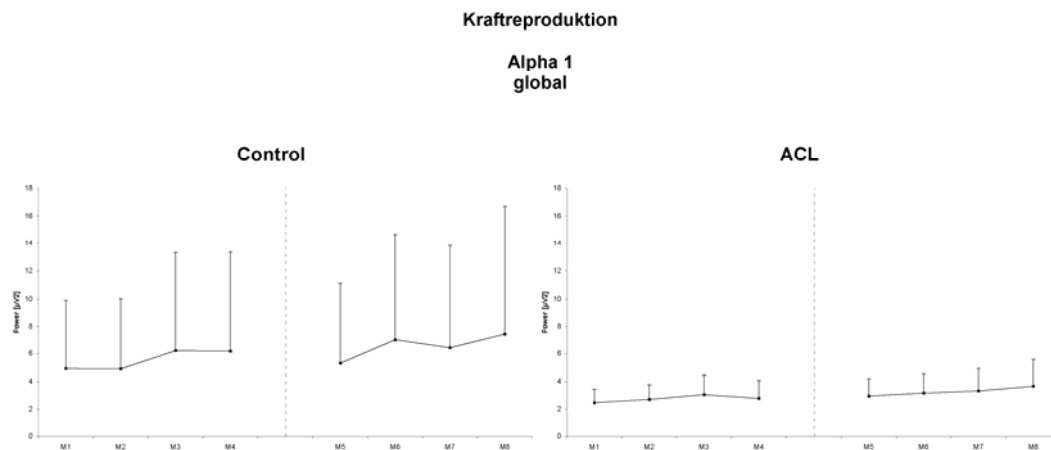


Abb. 44: Globale, über alle 17 Elektrodenpositionen gemittelte, spektrale Leistungen [μV^2] im Alpha-1 Frequenzband. Dargestellt sind jeweils MW $\pm$ SD in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den jeweiligen Messzeitpunkten

Weiterhin waren die individuellen Streuungen in der Kontrollgruppe bei weitem größer, als in der Gruppe der Patienten. Im Verlauf über die Messzeitpunkte konnte man in der Kontrollgruppe ein Ansteigen der Alpha-1 Leistungen in beiden Extremitäten erkennen, wohingegen die ACL-Gruppe auf annähernd gleich bleibendem, niedrigeren Niveau lag. Die statistische Signifikanzprüfung stützte die Eindrücke jedoch nicht und identifizierte keine signifikanten Zwischen- und Innersubjekteffekte.

Alpha-2 (9,75 -12,5 Hz)

In der qualitativen Analyse stellte sich das Alpha-2 Frequenzband zu den jeweiligen Messzeitpunkten in den beiden Gruppen unterschiedlich dar. Man konnte in der Abb. 45 höhere Leistungsdichten in der Kontrollgruppe in nahezu allen Hirngebieten (frontal, zentral, parietal, temporal und okzipetal) erkennen. Insbesondere die deutlich geringeren spektralen Leistungsdichten in der ACL-Gruppe fielen im parieto-okzipitalen Bereich auf. Im Vergleich der beiden Seiten (control: erste (M1) und zweite (M5) Extremität; ACL

unverletzte (M1) bzw. verletzte (M5) Seite) zeigten sich keine offensichtlichen Unterschiede. Zur detaillierteren Analyse half eine Darstellung an den einzelnen Elektrodenpositionen (Abb. 46).

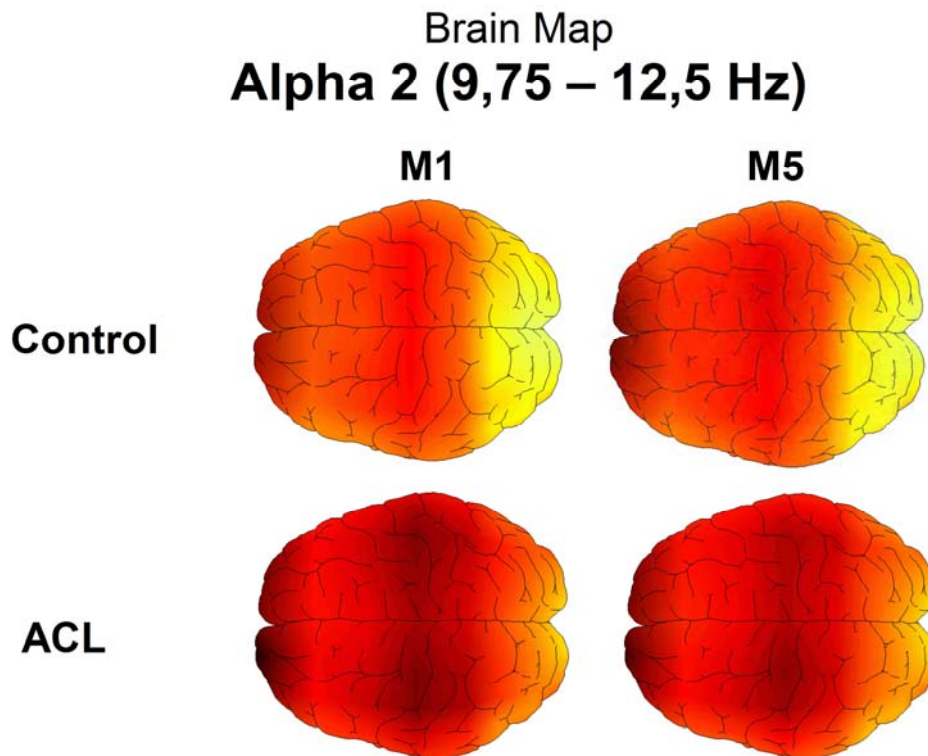


Abb. 45: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Alpha-2 Frequenzband zu Beginn der Kraftreproduktion mit der jeweiligen Extremität (M1: erste/unverletzte; M5: zweite/verletzte)

(rot bis schwarz = deutliche Abnahme, orange = keine wesentliche Veränderung, gelb = deutliche Zunahme, hellbläulich = starke Zunahme)

Insgesamt konnte man feststellen, dass die Alpha-2 Aktivitäten in der Kontrollgruppe an allen Positionen außer T3 höher waren, als die der kreuzbandrekonstruierten Patienten. Die höchsten Aktivitäten zeigte die Kontrollgruppe wie schon anhand der Brain Maps beschrieben im Parietal- bzw. Okzipitallappen aber auch im rechten temporalen Bereich (T6). Hier waren auch die größten Unterschiede zur ACL-Gruppe existent (parietal: Pz, P3, P4, temporal: T4, T6). Zunächst lohnte sich ein detaillierter Blick auf die einzelnen Messpunkte des Parietallappens.

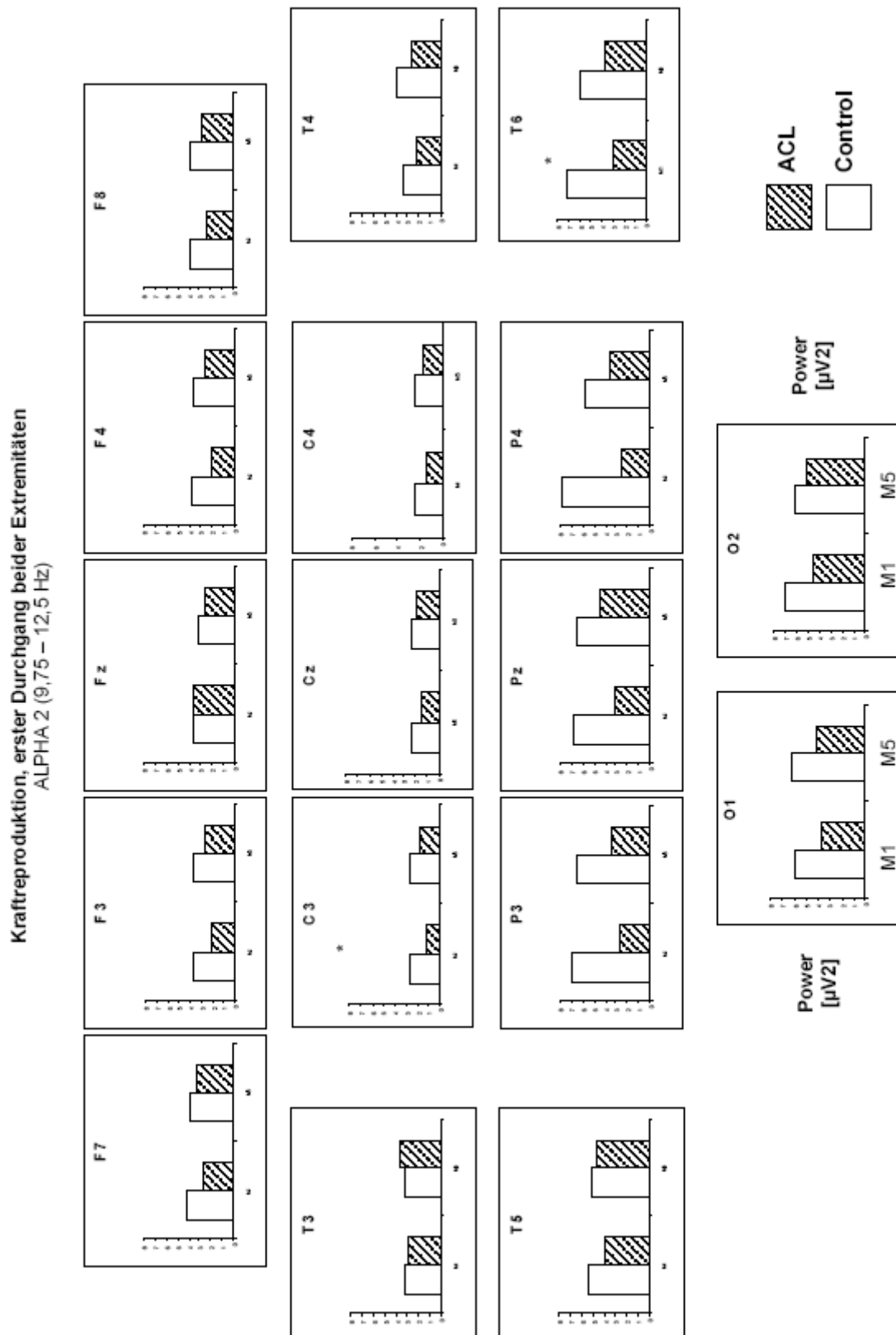


Abb. 46: Übersicht der spektralen Leistungen [μV^2] während der Kraftreproduktionen an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den Messzeitpunkten M1 (erste/unverletzte Extremität) und M5 (zweite/verletzte Extremität)

Im parieto-zentralen Bereich (Pz; Abb.47) lagen die Alpha-2 Leistungen in der Kontrollgruppe zu allen Messzeitpunkten höher als in der ACL-Gruppe. Allerdings konnte die GLM weder im ersten, noch im zweiten Teil des Experimentes signifikante Gruppeneffekte identifizieren.

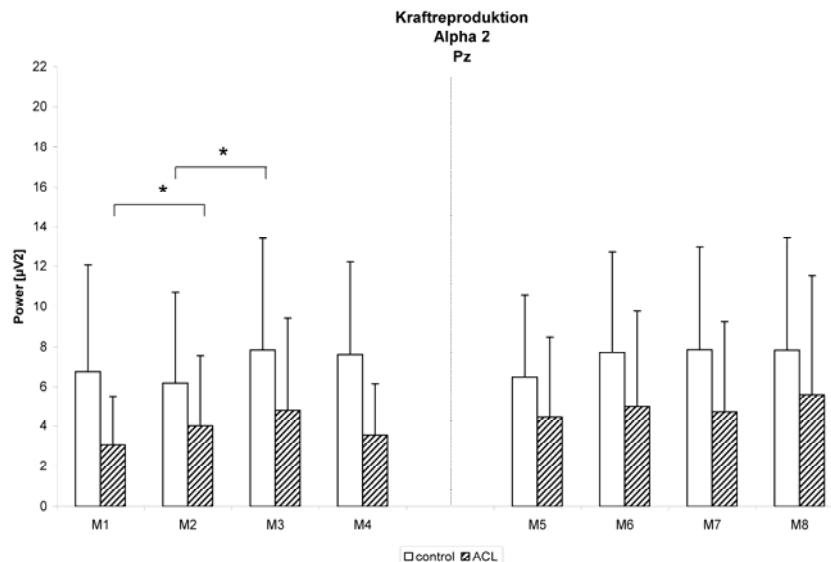


Abb. 47: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Alpha-2-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der parieto-zentralen Elektrodenposition (Pz) [* $p < .05$, ** $p < .01$, *** $p < .001$]

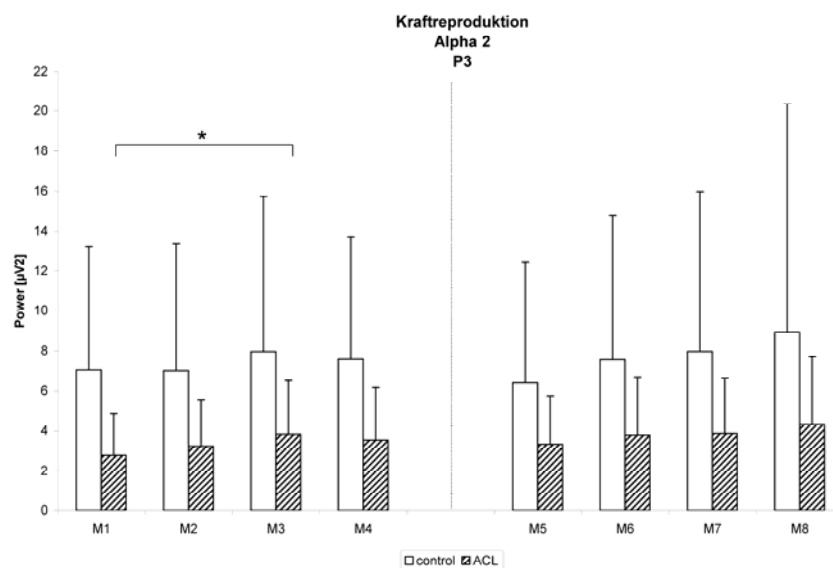


Abb. 48: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Alpha-2-Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an der rechts-parietalen Elektrodenposition (P3) [* $p < .05$, ** $p < .01$, *** $p < .001$]

Die Statistik zeigte eine Interaktion im ersten Teil ($F_{3,57}=3,076$; $p=.047$), die sich in einem signifikanten Anstieg der Aktivitäten von M2 zu M3 ($T(-2,332)$; $p=.040$) in der Kontrollgruppe und zwischen M1 und M2 in der ACL-Gruppe äußerte ($T(-2,557)$; $p=.033$).

Auch an der Elektrodenpositionen P3 zeigten sich die Alpha-2 Leistungen der Kontrollgruppe zu allen Messzeitpunkten erhöht gegenüber der Untersuchungsgruppe. Aufgrund der hohen individuellen Streuung in der Kontrollgruppe konnten keine Signifikanzen festgestellt werden. Auch innerhalb der Gruppen konnte nur ein Innersubjekteffekt in der ACL-Gruppe zwischen dem ersten und dem dritten Messzeitpunkt errechnet werden ($F_{3,57}=2,910$; $p=.042$ / $T(-3,908)$; $p=.004$). Alle weiteren statistischen Vergleiche stellten sich als nicht signifikant heraus.

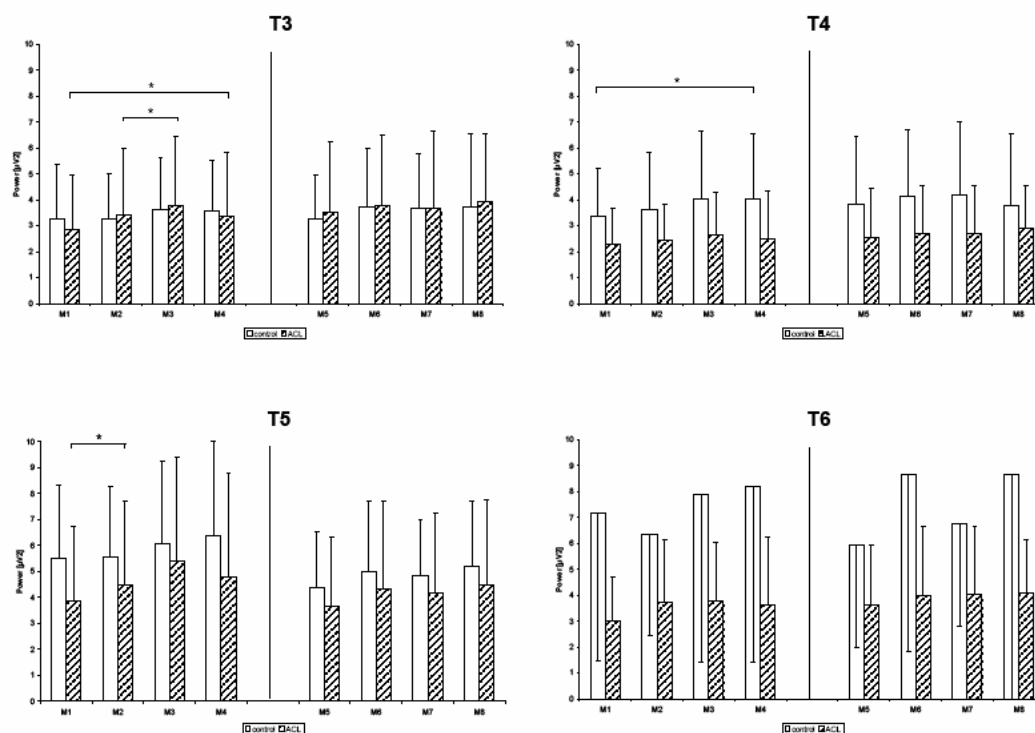


Abb. 49: Entwicklung der spektralen Leistungen [μV^2] im Alpha-2 Frequenzbereich der beiden Gruppen control und ACL von M1-M4 (gesund/unverletzt) und M5-M8 (gesund/verletzt) an den temporalen Elektrodenposition (T3, T4, T5, T6) [* $p<.05$, ** $p<.01$, * $p<.001$]**

In der qualitativen Analyse fielen außerdem die temporalen Elektrodenpositionen auf. Betrachtete man diese genauer, konnte man

feststellen, dass rechts temporal an T4 und T6 die Aktivitäten deutlich höher liegen als in der Gruppe der Kreuzbandpatienten, dies aber links-temporal nicht oder nur teilweise für T3 und T5 zutrifft. Dies ließ sich allerdings nicht durch statistische Signifikanzen stützen. Als Innersubjekteffekt zeigte die GLM einen signifikanten Anstieg in der ACL-Gruppe an Position T3 ($F_{2,386;45,326}=3,022$; $p=.037$), von M2 zu M3 ($T(-3,105)$; $p=.015$) und von M1 zu M4 ($T(-2,645)$; $p=.029$) und an der Position T5 ($F_{3,57}=5967$; $p=.001$) zwischen M1 und M2 ($T(-2,840)$; $p=.022$). In der Kontrollgruppe gab es eine Interaktion rechts-temporal an der Position T4 zwischen M1 und M4 ($F_{3,57}=3,661$; $p=.017$ / $T(-2,813)$; $p=.017$).

Beta-1 (12,75 – 18,5 Hz)

Die qualitative Analyse offenbarte nur geringe Unterschiede zwischen den Gruppen der Kreuzbandverletzten und der Kontrollpersonen. Die helleren Farben frontal und parietal (insbesondere ACL: M5) signalisierten in der ACL-Gruppe eine erhöhte Aktivität in diesen Arealen im Vergleich zu den Kontrollpersonen.

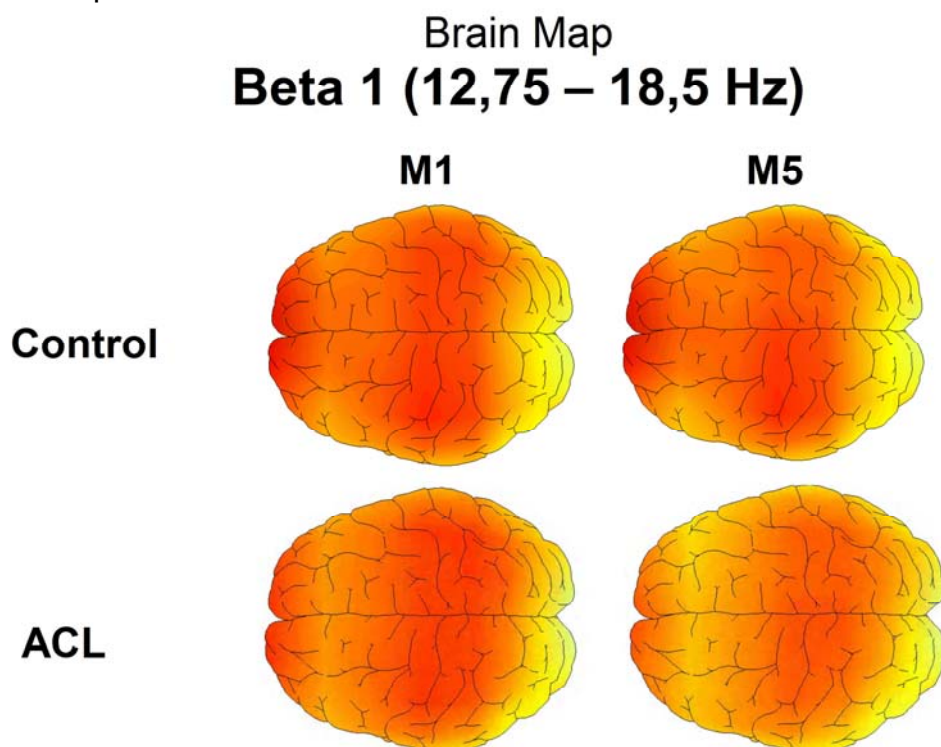


Abb. 50: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Beta-1 Frequenzband zu Beginn der Kraftreproduktion mit der jeweiligen Extremität (M1: erste/unverletzte; M5: zweite/verletzte)

(rot bis schwarz = deutliche Abnahme, orange = keine wesentliche Veränderung, gelb = deutliche Zunahme, hellbläulich = starke Zunahme)

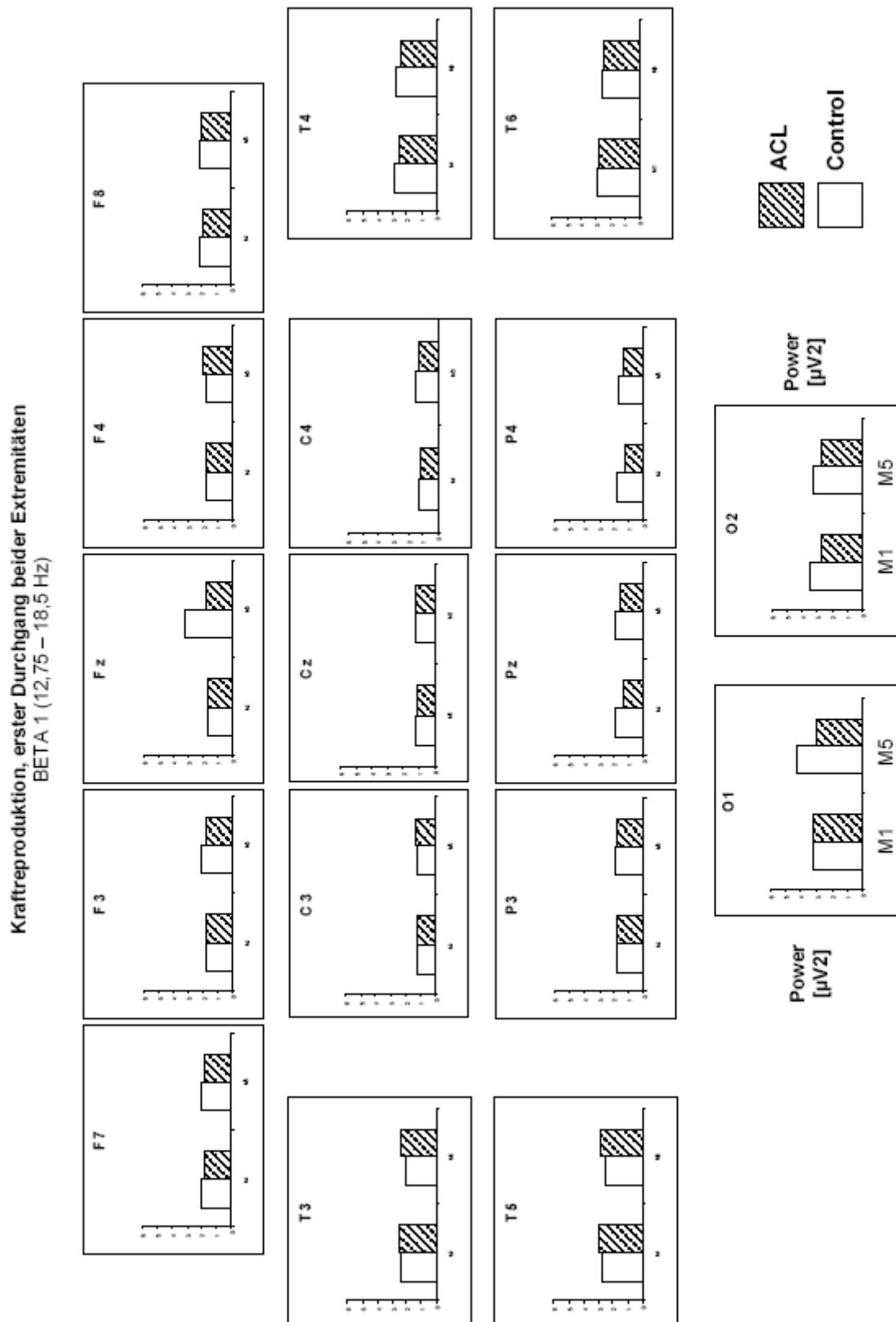


Abb. 51: Übersicht der spektralen Leistungen [μV^2] während der Kraftreproduktionen an den 17 gemessenen Elektrodenpositionen in der Kontroll- und ACL-Gruppe zu den Messzeitpunkten M1 (erste/unverletzte Extremität) und M5 (zweite/verletzte Extremität)

Insgesamt waren deutliche Aktivitäten beider Gruppen in den okzipitalen und temporalen Arealen zu sehen. Ein genauerer Blick anhand der einzelnen Elektrodenposition bestätigte die Beschreibung anhand der Brain Maps. Die höchsten Aktivitäten in beiden Gruppen fanden sich okzipital mit höheren Leistungswerten in der Kontrollgruppe. Links-temporal waren die Aktivitäten der ACL-Gruppe leicht erhöht gegenüber der Kontrollgruppe, wohingegen sich das Bild im rechten Temporallappen umkehrt. Allerdings stellte sich nach statistischer Prüfung an keiner Position ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen ein. Nur an einer Stelle gab es einen Interaktionseffekt: In der ACL-Gruppe zeigte sich ein signifikanter Anstieg an der Elektrodenposition Cz ($F_{2,421;46,002}=3,163$; $p=.031$) zwischen den Messzeitpunkten M1 und M2 ($T(-2,857)$; $p=.021$) bzw. M3 ($T(3,600)$; $p=.007$). Zusammenfassend lässt sich postulieren, dass nur vereinzelte Gruppenunterschiede in der elektrischen kortikalen Aktivität auffällig waren. Diese zeigte sich in den ersten Messdurchgängen zwischen der nicht betroffenen Extremität der ACL-Gruppe und den Kontrollpersonen. Zwischen der betroffenen Extremität und der Kontrollgruppe war nur ein Parameter zum Messzeitpunkt M6 signifikant (Theta Fz). Die Aneignung der Aufgabe bildet sich fast ausschließlich in den Alpha-2 Leistungswerten der posterioren Elektrodenpositionen in beiden Gruppen ab. Signifikanzen im Alpha-1 Frequenzband fehlen gänzlich.

6.3.3 Einfluss der Verletzung auf die mentale Vorstellung

Auch im zweiten Experiment sollen die zentralen Veränderungen während der mentalen Vorstellung in den Frequenzbändern Theta, Alpha-1, Alpha-2 und Beta-1 zunächst anhand der Brain Maps beschrieben werden. Auch hier zeigten sich Unterschiede in verschiedenen Rindenregionen zwischen den beiden Untersuchungsgruppen.

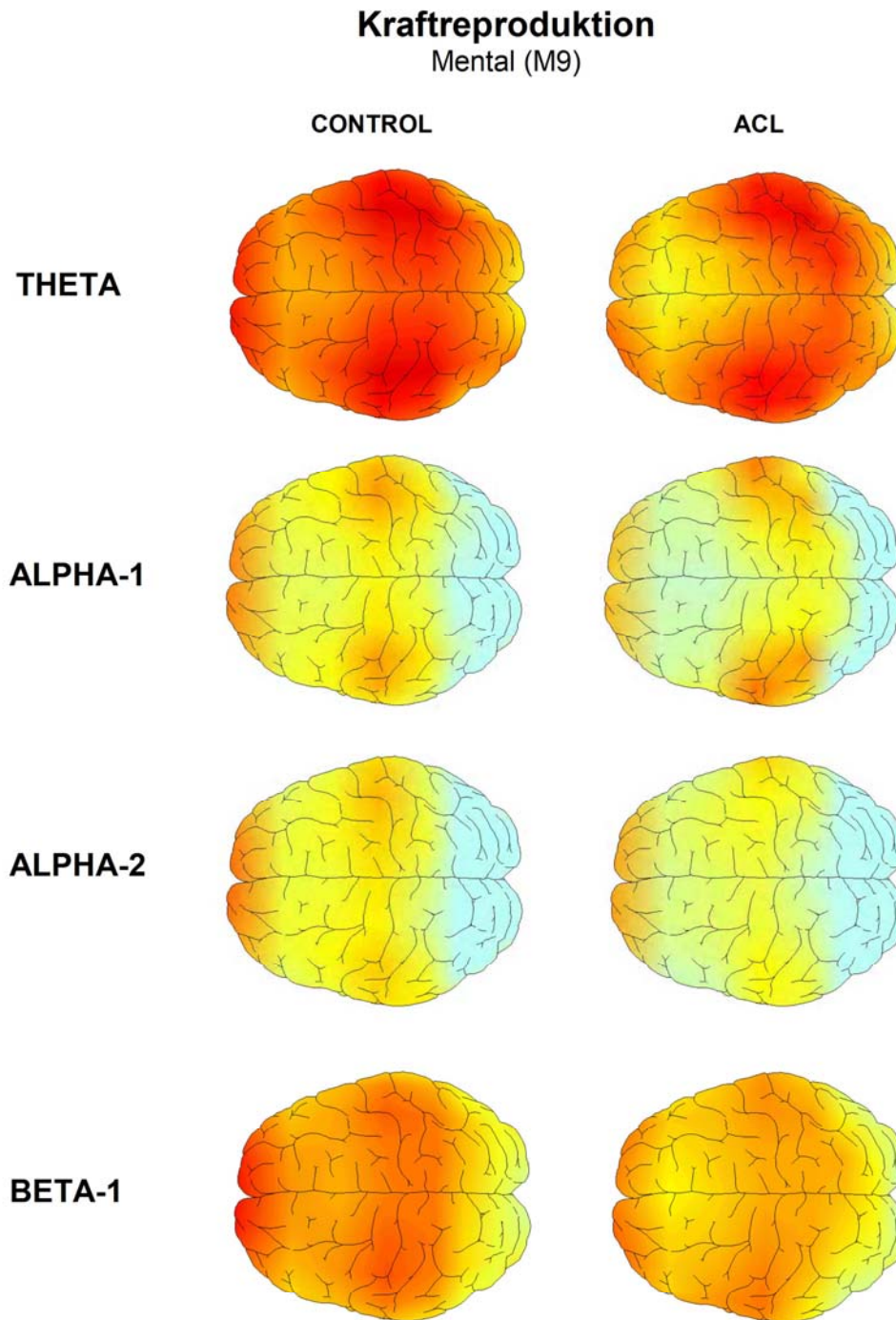


Abb. 52: Quantitative topographische Hirnkarte (Aufsicht) der Veränderung innerhalb bzw. der Unterschiede zwischen den Gruppen in den spektralen Leistungsdichten im Theta, Alpha-1, Alpha-2 und Beta-1 Frequenzband während der mentalen Vorstellung der Winkelreproduktion

(rot bis schwarz = deutliche Abnahme, orange = keine wesentliche Veränderung, gelb = deutliche Zunahme, hellbläulich = starke Zunahme)

In der qualitativen Betrachtung der Brain Maps (Abb.52) fielen insbesondere Unterschiede in den Frequenzbändern Theta, Alpha-1 und Beta-1 auf. Die frontale spektrale Leistungsdichte im Theta-Frequenzband stellte sich deutlich ausgeprägter in der ACL-Gruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe dar. Ähnliches lässt sich auch für die Aktivierung in der Alpha-1 Frequenz feststellen. Die Leistungsdichte war auch hier in der Gruppe der Kreuzbandpatienten höher als in der Vergleichsgruppe. Die helleren Farben in den Brain Maps der Beta-1 Frequenz wiesen auf höhere spektrale Leistungsdichten in der ACL-Gruppe hin, die sich insbesondere in frontalen und temporalen Arealen fanden. Bei einer statistischen Überprüfung mittels GLM mit den Faktoren *Gruppe* und *Messzeitpunkte* (M9: mentale Vorstellung und M10: darauf folgende Ruhephase, beide mit geschlossenen Augen) zeigte sich ein Zwischensubjekteffekt im Alpha-2 Frequenzband an der okzipitalen Position O2, der sich aber in der post hoc Überprüfung nicht bestätigte.

Tab. 7: Darstellung der Zwischen- und Innersubjekteffekte während der mentalen Vorstellung der Winkelreproduktion (M9) sowie der anschließenden Ruhephase (M10 – Augen geschlossen)

Frequenz	Position	Effekt	GLM mit Messwiederholung			Post hoc T-Test		
			df	F	sig.	MZ	T	sig.
Theta	P4	inner	1, 19	5,508	.030			keine
Beta-1	Cz	inner	1,19	5,106	.036			keine
Beta-1	C3	inner	1,19	4,448	.048			keine
Beta-1	C4	inner	1,19	5,746	.027			keine
Beta-1	Pz	inner	1,19	4,918	.039			keine
Beta-1	O2	inner	1,19	5,064	.036			keine

Auch die Überprüfung der Unterschiede innerhalb der beiden Gruppen zwischen M9 und M10 zeigte Effekte (Tab. 7), die aber alle der anschließenden post hoc Überprüfung nicht standhielten.

7 Diskussion

In dieser Arbeit wurde anhand einer experimentellen Studie die Veränderung der zentral kortikalen Aktivität während zweier sensomotorischen Aufgaben nach der Verletzung des vorderen Kreuzbandes untersucht. Es sollte geprüft werden, ob sich unter der Annahme eines mit der Verletzung begründeten, veränderten Informationsflusses in zwei unterschiedlichen propriozeptiven Modalitäten (dem Stellungssinn und dem Kraftsinn in sensomotorischen Aufgaben) eine zentrale Veränderung anhand kortikaler Aktivitäten mit Hilfe der Elektroenzephalographie zeigen lässt. Dies wurde anhand von zwei Experimenten realisiert, deren Ergebnisse im Folgenden detailliert diskutiert werden. In den nachfolgenden Schlussfolgerungen sollen die Ergebnisse der Diskussionen der Einzelexperimente vor dem Hintergrund der Ausgangsfrage nach zentraler Veränderung nach Rekonstruktion bzw. während der Aneignung einer sensomotorischen Aufgabe abschließend zusammengeführt und diskutiert werden.

Die Integration propriozeptiv-afferenter Informationen aus der Körperperipherie ist wichtiger Bestandteil einer adäquaten Bewegungsausführung. Insbesondere nach Verletzungen oder Schädigungen des Bewegungsapparates (zum Beispiel der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes) ist oft auch noch nach langer Zeit ein Bewegungsdefizit von Außen sichtbar. Dabei wird die Beteiligung verschiedener Rezeptorstrukturen unterschiedlich bewertet. Einige wenige Autoren weisen darauf hin, dass Ihrer Meinung nach der Zerstörung der Rezeptoren auf dem vorderen Kreuzband kaum Bedeutung beizumessen ist (Harter et al. 1988; Jensen et al. 2002; Fisher-Rasmussen et al. 2001), wohingegen der größere Teil dies gegensätzlich sieht und davon ausgeht, dass der propriozeptive Informationsfluss aus den beteiligten Strukturen verändert ist und dies eine Veränderung in der Verarbeitung im Zentralnervensystem nach sich zieht (Johansson et al. 1991; Barrett 1992; Wojtys et al. 1994; Valeriani et al 1996; Ochi et al. 1999; St. Clair Gibson et al. 2002; Fremerey et al. 2000; Ageberg 2002; Sjölander et al. 2002; Bonfirm et al. 2003; Reider et al. 2003; Barthel et al. 2004; Kapreli et al. 2006).

Bislang liegen über eine veränderte zentralnervöse Informationsverarbeitung kaum Ergebnisse vor.

7.1 Experiment I: die Winkelreproduktion

Winkelreproduktionstests nach Kniegelenksschädigungen (z.B. nach Verletzung oder Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes oder nach Implantation einer Kniegelenksendoprothese) werden in der Literatur als adäquates Mittel beschrieben, sensomotorische Defizite, die auf eine veränderte propriozeptive Information zurückgehen, aufzudecken.

Die Ergebnisse dieser Tests werden kontrovers diskutiert. Dabei liegt das Hauptaugenmerk dieser Diskussion auf der Methodenvielfalt, die in diesem Zusammenhang angewandt wird. Diese reine Außenansicht in Form der Genauigkeit der Reproduktion reicht anscheinend nicht aus, um valide Aussagen über die Unterschiede zwischen Kreuzbandpatienten und gesunden Kontrollpersonen machen zu können. In der vorliegenden Untersuchung lag der Schwerpunkt auf der Detektion möglicher unterschiedlicher zentraler Verarbeitungsstrategien der propriozeptiven Informationen. Dabei wurden zwei Ziele verfolgt. Auf der einen Seite sollte der Einfluss der Rekonstruktion, auf der anderen der Aneignungsprozess im Übungsverlauf gezeigt werden.

Um die Vergleichbarkeit beider Untersuchungsgruppen zu gewährleisten, wurden beide sowohl in anthropometrischen, als auch in den psychometrischen Daten anhand von Fragebögen verglichen. Beide Gruppen unterscheiden sich nicht in den vorliegenden Daten zu Größe, Gewicht, allgemeiner und augenblicklicher Angstneigung, Lage- bzw. Handlungsorientierung und subjektivem Stressempfinden.

Vorausschauende Entscheidungen und Erwartungen (z.B. hinsichtlich Erfolg oder Misserfolg) beeinflussen die Ergebnisse sensomotorischer Leistungen und stellen somit als psychologische Disposition einen potentiellen Einflussfaktor dar (Kuhl 1994; Semmler 1992; Semmler-Ludwig 2001). So fanden Semmler et al. (1994), dass Handlungsorientierte in einem sportmotorischen Handballtest im Mittel schneller, aber auch mit einem größeren Fehler agierten als die lageorientierten Spieler. Dies zeigte sich auch in einer unterschiedlichen Grundaktivität im EEG. Um diesen Faktor

auszuschließen, wurde bezüglich der Lage-/Handlungsorientierung Wert darauf gelegt, dass eine gleiche Verteilung innerhalb der Gruppen in den gemessenen Subitems HOM (Handlungsorientierung nach Misserfolg), HOP (Handlungsorientierung bei der Handlungsplanung) und HOT (Handlungsorientierung bei der Tätigkeitsausführung) vorliegt. Auch in der allgemeinen und augenblicklichen Angstneigung gleichen sich die Gruppen. In der Literatur ist bekannt, dass sich psychische Faktoren zum Entscheidungsverhalten und zur Angstneigung auf die zentralen Parameter auswirken (Knott 1990; Ray & Cole 1985; Cole & Ray 1985). Mit der Gleichverteilung der Gruppen hinsichtlich dieser Items sollte dem Einfluss dieser Faktoren auf die Ergebnisse in der Untersuchung vorgebeugt werden. Einzig und allein in der Messung zum Ende der Untersuchung zur Winkelreproduktion unterscheiden sich die beiden Gruppen in der momentanen Angstneigung mit schwach signifikant höheren Werten in der ACL-Gruppe, was auf eine erhöhte emotionale Beteiligung schließen lässt. Möglicherweise empfinden die Kreuzbandpatienten während der Untersuchung einen höheren emotionalen Stress aufgrund ihrer Verletzung als die gesunde Kontrollgruppe. Diese Sichtweise wird unterstützt von den Ergebnissen der Befragung zum subjektiven Stressempfinden anhand einer visuellen Analogskala. Die Kreuzbandpatienten fühlen sich am Ende der Untersuchung deutlich mehr „gestresst“. Hinweise auf subjektiv empfundenen Stress bei Patienten mit rekonstruiertem vorderen Kreuzband findet man in der Literatur (Barthel et al. 2004; Tripp et al. 2003). Auf die inhaltliche Diskussion der psychometrischen Daten soll an dieser Stelle verzichtet werden, da die Erhebung nur vor dem Hintergrund der Gruppenvergleichbarkeit durchgeführt wurde und nicht psychologisch diskutiert werden soll.

7.1.1 Einfluss der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes auf periphere und zentrale Parameter während der Winkelreproduktion

Performance

Die ACL-Gruppe reproduzierte mit der betroffenen Extremität den vorgegebenen Winkel signifikant ungenauer als die externe Kontrollgruppe. Vergleicht man die gesunde Seite der Kreuzbandpatienten mit der

Kontrollgruppe, stellt man fest, dass die ACL-Gruppe sich zwar nicht signifikant von den Kontrollpersonen unterscheidet, aber in jedem Durchgang mindestens um 1° schlechter reproduzierte. Dies könnte als möglicher Hinweis darauf gewertet werden, dass die Bewegungsregulation eine grundsätzliche Veränderung durch ein/das propriozeptive Defizit erfahren hat. Vor dem Hintergrund scheint es richtig und wichtig zu sein, nicht die gesunde Seite der Patienten als Referenz zu nehmen, sondern eine externe Kontrollgruppe, wie in dieser Untersuchung geschehen. Unterstützt wird diese Forderung u.a. von Konishi et al. (2003) und Jerosch et al. (1996), die bei ihren Untersuchungen Auswirkungen auch auf der nicht betroffenen Seite der Kreuzbandpatienten fanden.

Die geringere Genauigkeit in der Winkelreproduktion nach Rekonstruktionen des vorderen Kreuzbandes wird von vielen Autoren im Zusammenhang mit Winkelreproduktionen als Ausdruck der veränderten afferenten Information angesehen (Barrett 1992; Valeriani et al 1996; Fremerey et al. 2000; Bonfirm et al. 2003; Reider et al. 2003). Diese veränderte sensorische Information ist auf die Schädigung der Rezeptoren bei der Verletzung und in der Folge auf den Ersatz des Kreuzbandes zurückzuführen (Valeriani et al. 1999). Dabei scheint der Anzahl der geschädigten Rezeptoren keine große Bedeutung zuzukommen. Nach Macefield et al. (1990) ist sogar anzunehmen, dass ein einziger Gelenkrezeptor in der Lage ist, eine spezielle und sinnvolle Information zu liefern. Damit wäre es nicht entscheidend, wie viele Rezeptorstrukturen geschädigt sind, sondern dass überhaupt Rezeptoren Schaden genommen haben. Daher kann aufgrund einer Schädigung eine Veränderung im sensomotorischen System angenommen werden, die sich – wie in diesem Fall – in einer ungenaueren Reproduktionsfähigkeit äußert. Einige Autoren weisen darauf hin, dass in einem Winkelbereich von 40° (volle Extension bei 0°), der reproduziert werden sollte, vornehmlich die Muskelspindel Informationen über die Position des Kniegelenkes bereitstellt (Clark et al. 1985) und die Gelenkrezeptoren nur in Extrempositionen Afferenzen über den Hinterstrang an supraspinale Zentren schicken (Quante & Hille 1999). Es scheint allerdings so, dass innerhalb des sensomotorischen Systems die Informationen aller beteiligten Rezeptoren (Muskelspindel, Ruffini-Körperchen, Vater Pacini-Körper, Golgi-Organ, Nozizeptoren,

Hautsensoren, Vestibularapparat etc.) im Gehirn zu einer motorischen Antwort integriert werden (Wilke 2000; Hofmaier 2005). Wird eine Schädigung im System detektiert, scheint dies auch zu den beschriebenen Veränderungen im motorischen Output – in diesem Fall in eine ungenaue Winkelreproduktion - zu münden. Vor diesem Hintergrund kann man postulieren, dass die entwickelte Methode in der Lage ist, zwischen Patienten nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes im Zeitraum von ungefähr einem Jahr nach der Operation von gesunden Kontrollpersonen zu unterscheiden.

Die vielen unterschiedlichen Methoden, die die Auswirkung einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes aufgrund propriozeptiver Defizite messen, machen es schwierig, die Ergebnisse mit denen anderer Arbeitsgruppen zu vergleichen (Quante & Hille 1999; Wilke 2000; Hofmaier 2005). Die vorliegenden signifikanten Unterschiede in der Winkelreproduktion zwischen beiden Gruppen werden auch von anderen Autoren sowohl bei passiven, als auch bei aktiven Winkelreproduktionen beschrieben (Barrett 1991; Jerosch & Prymka 1996; Fremerey et al. 1998; Fisher-Rasmussen et al. 2000; Wilke 2000) und auf eine defizitäre afferente Information aus dem betroffenen Kniegelenk zurückgeführt.

Im Gegensatz dazu konnten Reider et al. (2003) in einer sehr umfassenden und nach eigener Aussage der einzigen Längsschnittuntersuchung nach Rekonstruktion unter Zuhilfenahme von externen Kontrollpersonen signifikant bessere Genauigkeiten in der Winkelreproduktion vor, sowie sechs Monate nach der Rekonstruktion im Vergleich zu einer externen Kontrollgruppe messen. Diese Untersuchung soll beispielhaft für andere Untersuchungen Kritikpunkte beschreiben, warum sich die Ergebnisse möglicherweise nicht einheitlich darstellen.

Bei der Betrachtung der benutzten Methode fällt auf, dass die Teilnehmer - aus einer Vollstreckung heraus (hier definiert mit 0°) - Winkel mit einer Flexionsbewegung reproduzieren sollten. Dies stellt im Vergleich zur sonst angewandten Methode einen Gegensatz dar. Zumeist wird aus einer 90° Flexion in die Extension reproduziert. Bei der von Reider beschriebenen Methode müssen aufgrund einer anderen Aufgabenstellung andere Informationen integriert werden (die in der Flexion im übrigen nicht erwarten

lassen, dass sich die Ergebnisse der Kreuzbandpatienten von denen der gesunden Kontrollgruppe unterscheiden) (Davies et al. 1984; Seto et al. 1988; Elmquist et al. 1988). Als zusätzlicher Kritikpunkt fällt auf, dass zufällig zehn unterschiedliche Winkelstellungen reproduziert werden müssen (von 0 – 90 °). Da unterschiedliche Winkelstellungen verschieden große Abweichungen in der Reproduktion nach sich ziehen, also der ausgewählte Winkel durchaus einen Einflussfaktor darstellt (Jerosch et al. 1996), bedeutet eine zufällige Wahl der Winkelstellungen schon Unterschiede in der Winkelreproduktion. Außerdem wurde die externe Kontrollgruppe nur einmal getestet (10 Winkelreproduktionen) und die Patientengruppe vor, sowie zu vier Messzeitpunkten nach der Rekonstruktion (50 Reproduktionen). Die Autoren selbst merken an, dass ein möglicher Lerneffekt hier wohl eine Rolle spielen könnte. Vor diesem Hintergrund könnte darüber spekuliert werden, ob die Methode von Reider et al. (2003) überhaupt geeignet ist, Unterschiede zwischen den Untersuchungsgruppen festzustellen.

Des Weiteren wurde in der vorliegenden Arbeit die Zeit vom Bewegungsanfang bis zum Erreichen des Zielwinkels erhoben. Diese Latenz ist in beiden Gruppen über alle Messzeitpunkte relativ gleich. Das bedeutet, dass die Kreuzbandpatienten nicht mehr Zeit zum „Finden“ des Winkels benötigen. Möglicherweise spielen hier noch andere psychologische Dispositionen eine Rolle (z.B. Entscheidungsverhalten), so dass sich der Parameter im Rahmen einer Winkelreproduktion scheinbar nicht eignet, Einflüsse einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes darzustellen.

Es wurde schon darauf hingewiesen, dass die Außenansicht allein nur Spekulationen bezüglich der Veränderungen des sensomotorischen Systems zulässt. Als erster Schritt zur Innenansicht wurde die neuromuskuläre Aktivität während der Winkelreproduktionen analysiert.

Neuromuskuläre Aktivität

Die Patienten mit rekonstruiertem vorderen Kreuzband unterschieden sich in der mittleren integrierten EMG Aktivität des M.rectus femoris, M.vastus medialis und M.vastus lateralis sowohl in der betroffenen, als auch in der nicht-betroffenen Extremität nicht signifikant von der gesunden Kontrollgruppe. Allerdings ist erkennbar, dass die integrierte elektrische

Aktivität der Muskulatur in der Kreuzbandgruppe in allen drei abgeleiteten Muskeln geringer ausfällt. Dies ist insbesondere im Vergleich des M.vastus medialis der betroffenen Seite im Vergleich zu den Kontrollpersonen erkennbar (M5-M8).

Die von Fink et al. (1994) beschriebene besonders starke, signifikante Verminderung der elektrischen Aktivierung des M.vastus medialis konnte bestätigt werden. Dieser Muskel wies in der Untersuchung den deutlichsten Unterschied in der Aktivierung zu den gesunden Kontrollpersonen auf, die im Vergleich des betroffenen Seite und der gesunden Kontrollgruppe zu zwei Messzeitpunkten Signifikanzniveau erreichte.

Die vorliegenden Ergebnisse stimmen nur teilweise mit den publizierten Messungen in diesem Bereich überein. Häufig wird über eine Minderaktivierung der Kniegelenksstrecker berichtet, die allerdings kein Signifikanzniveau erreicht. Einen weiteren möglichen Einflussfaktor untersuchten Cooper et al. (1999). Sie erhoben die elektrische Aktivität während isometrischer Kontraktionen im Längsschnitt nach der Operation zu verschiedenen Messzeitpunkten. In den Ergebnissen zeigt sich, dass die Kreuzbandpatienten signifikant geringere elektrische Aktivierungen der Streckergruppe zu den Zeitpunkten drei und fünf Monate postoperativ aufweisen. Dieser signifikante Unterschied lässt sich sechs Monate nach der Rekonstruktion nicht mehr nachweisen. Die Autoren schließen daraus, dass auch der Faktor *Zeit nach Operation* hier eine Rolle spielt. Freiwald et al. (1993) schreiben im Zusammenhang mit einer Minderaktivierung der Kniegelenksstrecker einer vom zentralen Nervensystem induzierten Hemmung eine große Bedeutung zu. Spekulationen führen zu der Annahme, dass diese Hemmung möglicherweise evolutionär bedingt ist (Freiwald et al 1999) und dem Schutz der betroffenen Strukturen dienen könnte (Engelhardt 2001; Baumeister 2002; St Clair Gibson 2002).

Um mögliche Veränderungen im Zusammenspiel der beteiligten Muskeln aufzudecken, wurde der jeweilige prozentuale Anteil der einzelnen Muskelaktivitäten an der Gesamtbewegung berechnet. Dabei ist die signifikant höhere prozentuale Beteiligung während der ersten beiden Durchgänge des M.vastus lateralis der betroffenen Seite der ACL-Gruppe (M5 und M6) auffällig. Die weiteren Durchgänge weisen einen ähnlichen

Unterschied zwischen den Gruppen auf, erreichen aber kein Signifikanzniveau. Dieser Unterschied stellt eine deutlich höhere Muskelaktivierung in der ACL-Gruppe dar, wohingegen die Aktivität des M.vastus medialis vermindert ist. Es scheint, als ob hier ein Kompensationsmechanismus vorliegen könnte, der eine Verminderung der Aktivität des M.vastus medialis mit einer Aktivitätssteigerung des M.vastus lateralis und damit mit einer Stabilisierung beantwortet. Möglicherweise deuten die erhobenen Ergebnisse diese veränderte Strategie der Muskelaktivierung nur an, da auch hier dem Faktor vergangene Zeit seit der Operation Bedeutung beizumessen ist.

Engelhardt (1998) weist in diesem Zusammenhang darauf hin, dass nur ein akutes Trauma bzw. eine zusätzliche Immobilisation zu einer deutlichen Reduzierung der Aktivität führt. So konnte die Arbeitsgruppe um den Autor zu frühen Zeitpunkten nach vorderer Kreuzbandplastik eine Minderaktivierung feststellen (Engelhardt et al. 1994; Engelhardt et al. 1997; Freiwald et al. 1994), die längere Zeit nach der Rekonstruktion nicht mehr auffällt. Hier könnten stabilisierte Kompensationsmechanismen, die möglicherweise auch die nicht betroffene Extremität beeinflussen, eine Rolle spielen (Konishi et al. 2003; Papadonikolakis et al. 2003), bei denen der Organismus gelernt hat, die Funktionalität des Kniegelenkes aufrecht zu erhalten und beide Extremitäten in der Strategie der elektrischen Muskelaktivierung mit der Zeit anzupassen.

Zentrale Parameter

Die zentrale Verarbeitung während der sensomotorischen Aufgabe der Winkelreproduktion stellt sich nach Rekonstruktionen des vorderen Kreuzbandes im Vergleich zu gesunden Kontrollpersonen verändert dar. Anhand der Ergebnisse kristallisieren sich insbesondere im Gruppenvergleich das frontale Theta-Leistungsspektrum und die parietale Alpha-2 Frequenz als sensitive Indikatoren heraus.

In der vorliegenden Untersuchung liegt während der Winkelreproduktion eine signifikant höhere Theta-Leistung (F3, F4, F8 und O2) in der ACL-Gruppe zu allen Messzeitpunkten vor.

In Lehrbüchern wird das Theta-Frequenzband oft im Zusammenhang mit

Tiefschlaf oder dösigem Wachzustand beschrieben (Birbaumer & Schmidt 2006; Lutzenberger 1985; Cooper 1984). Ein solcher Zusammenhang kann an dieser Stelle für die vorliegenden Ergebnisse mit Hilfe der Literatur widerlegt werden. Der beschriebene „dösige Wachzustand“ wird durch den niedrigen Anteil der Theta Frequenz (4-5 Hz) abgebildet (Makeig et al. 1995) und zeigt sich vermehrt in parietalen Elektrodenpositionen (Davies et al. 1937; Gevins et al. 1977). Abgesehen davon, dass bei der vorliegenden Untersuchung das Theta Frequenzspektrum mit 4,75 – 6,75 Hz festgelegt wurde und somit den für diesen Zustand charakteristischen Anteil von 4-5 Hz fast nicht erhebt, zeichnen sich die höchsten Theta-Leistungen und die Gruppenunterschiede in frontalen Hirnarealen ab. Somit kann der in Lehrbüchern postulierte Zustand des „Dösens“ das oben beschriebene Phänomen nicht erklären. Es muss also noch einen anderen Zusammenhang geben.

In kognitiven und visuomotorischen Studien wurde die frontale Theta-Leistung als Ausdruck fokussierter Aufmerksamkeit bzw. der Beanspruchung des Arbeitsgedächtnisses beschrieben. Gevins et al. (1997) konnten anhand eines kognitiven Arbeitsgedächtnistestes (3-back Test) zeigen, dass ein Anstieg der frontalen Theta-Frequenz (insbesondere fronto-zentral) mit einer höheren Beanspruchung des Arbeitsgedächtnisses einhergeht. Diese Ergebnisse werden von anderen Autoren unterstützt (Schacter et al. 1977, Yamaguchi et al. 1981, Wilson et al. 1999), so dass angenommen werden kann, dass ein positiver Zusammenhang zwischen Arbeitsgedächtnisbeanspruchung und frontaler Theta-Leistung besteht. Im Bezug auf sensomotorische Aufgaben (insbesondere Trackingaufgaben) fanden Smith et al. (1999), Fournier et al. (1999) und Slobounov et al. (2001) ebenfalls den oben beschriebenen Zusammenhang zwischen steigender Aufgabenkomplexität und dem damit einhergehenden Anstieg der spektralen Theta-Leistung. Smith et al. fanden bei der Durchführung eines Videospiele („Space Fortress“: ein Spiel, bei dem der Proband mit dem Joystick ausweichen muss und das eine simultane Aufmerksamkeit auf verschiedene Subitems erfordert) signifikant höhere frontale Theta-Leistungen, wenn die Probanden das komplexe Gesamtspiel (whole task) trainierten im Vergleich zur Übung einzelner Teile des Spiels (part task). Zu ähnlichen Ergebnissen

kamen Slobounov et al. (2001). Sie ließen eine Probandengruppe das Videospiel „Frustrated Maze“ spielen, ein Spiel, bei dem ein Ball mit dem Joystick durch ein Labyrinth an Gängen zum Ausgang geführt werden muss. Der Schwierigkeitslevel wurde dadurch erhöht, dass die Probanden unter Zeitdruck gesetzt wurden. Auch hier fanden die Autoren in der schwierigeren Situation unter Zeitdruck die höheren spektralen Theta-Leistungen, die sich auch hier im frontalen Kortex abbildeten. Die Aufgabe bei Fournier et al. (1999) bestand darin, mit Joystick und Maus eine Multi-Attribute-Task-Battery (MATB, bestehend aus vier Tasks) zu steuern. Dabei wurde die Aufgabenkomplexität durch die Durchführung einzelner im Gegensatz zu allen vier Aufgaben gemeinsam manipuliert. Auch hier zeigte sich bei der komplexeren Multitasking Aufgabe eine erhöhte Theta-Leistung. Allerdings stellte sich diese topographisch nicht frontal sondern in zentralen, parietalen und okzipitalen Kortexarealen ein. Die Autoren führen dies in ihrer Diskussion auf die Aufgabenspezifität zurück.

Andere Autoren beschreiben den Anstieg der Theta-Leistung mit fokussierter Aufmerksamkeit während der Aufgaben (Smith et al. 1999, Slobounov et al. 2000, Grunwald et al. 2003). Die Anwendung von Dipol-Analysen bei Theta-Entladungen anhand des EEG bei gleichzeitigen fMRI Messungen konnten die Region isolieren, die als Quelle der Theta-Bursts in Frage kommt: das Areal des anterioren cingulären Cortex (ACC Brodmann Area 24 und 32; Gevins et al. 1997; Ishii et al. 1999). Verschiedene Neuroimaging-Untersuchungen, sowie Studien zu Gehirnläsionen, konnten diese Region als wichtige Komponente des menschlichen Aufmerksamkeitssystems ausweisen (Janer et al. 1990; LaBerge et al. 1990; Posner et al. 1990; Vogt et al. 1992). So wurde eine erhöhte Theta-Leistung immer dann gemessen, wenn es in den Aufgabenstellungen inhaltlich um fokussierte Aufmerksamkeit und Konzentration ging. Zusammen mit dem angenommenen Generator der Theta-Entladung deutet viel darauf hin, dass hier ein Indikator für den Einsatz aufgabenspezifischer Aufmerksamkeitsressourcen gefunden wurde. Vor diesem Hintergrund kann man postulieren, dass in der vorliegenden Untersuchung die fokussierte Aufmerksamkeit der ACL-Gruppe höher ist, als die der gesunden Kontrollgruppe. Dies trifft nicht nur auf die betroffene Extremität zu. Hier scheint ein übergreifender Mechanismus existent zu sein,

der die Theta-Leistung auch während der Winkelreproduktion mit der gesunden Seite als Folge höherer Aufmerksamkeit ansteigen lässt. Somit konnte gezeigt werden, dass auch die gesunde Extremität der Kreuzbandverletzten bei Winkelreproduktionen „betroffen“ ist.

Eine weiterer zentraler Parameter zeigt einen Einfluss einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes: die parietale Alpha-2 Frequenz. Das Alpha-Frequenzband wird in der Literatur üblicherweise in zwei Komponenten unterteilt: einen langsamen (Alpha-1: 7,0-9,5 Hz) und einen schnellen Anteil (9,75 -12,5 Hz). Die Gruppenunterschiede zeigen sich in signifikant geringeren Leistungen ausschließlich in der betroffenen Extremität der ACL-Gruppe verglichen mit den Kontrollpersonen im Alpha-2 Frequenzband in den parietalen Arealen (Pz, P3, P4), die den somatosensorischen Kortex repräsentieren und für die sensorische Verarbeitung zuständig sind (Birbaumer & Schmidt 2006). Die Aktivität des Alpha-Frequenzbandes wird in ausgedehnten Arealen des Kortex generiert und durch thalamo-kortikale und kortiko-kortikale Interaktionen moduliert (Lopes da Silva et al. 1991). Eine Aktivierung der Alpha Frequenz wird in der Literatur häufig mit einem „kortikalen Leerlauf“ („cortical idling“; Gevins 1980; Pfurtscheller 1992; Smith 1999; Shaw 2003) umschrieben. Im Vergleich zur langsamen Alpha-1 Frequenz, die sich im Zusammenhang mit unspezifischer Aufmerksamkeit und Erwartung eher in parieto-zentralen Hirnregionen zeigt, ist die schnelle Alpha-2 Frequenz aufgabenspezifisch sensitiv für variierende kognitive und sensorische Anteile in occipito-parietalen Regionen (Klimesch et al. 1993; Klimesch et al. 1994). Dabei äußert sich eine Aktivierung kortikaler Neuronenpopulationen in einem Absinken der Alpha Frequenz, ist also umgekehrt proportional (Steriade 1981; Shaw 2003). Bezogen auf die vorliegenden Ergebnisse bedeutet dies zunächst einmal, dass die betroffenen Seite der Kreuzbandpatienten eine signifikant höhere neuronale Aktivierung in den für sensorische Verarbeitung zuständigen Arealen bei den Winkelreproduktionen erfährt als die gesunde Kontrollgruppe. Dieser Zusammenhang würde darauf hindeuten, dass die gesunden Kontrollpersonen ökonomischer mit ihren Ressourcen umgehen (können) und dahingehend aufgabenspezifische Strategien entwickelt haben. Möglicherweise ist dies ein Hinweis darauf, dass die angenommenen

veränderten propriozeptiven Informationen (Johansson et al. 1991; Wojtys et al. 1994; Valeriani et al. 1996; Fremerey et al. 2000; Ageberg 2002; Sjölander et al. 2002; Kapreli et al. 2006), die im somatosensorischen Kortex einlaufen, eine höhere neuronale Aktivität erfordern (gekennzeichnet durch eine niedrigere Alpha-2 Aktivität), als die „bekannten“ Informationen der gesunden Kontrollgruppe. Zu ähnlichen Ergebnissen anhand einer sportmotorischen Zielbewegung kommen auch Häufler et al. (2000). Sie fanden beim Zielen im Schießsport ebenfalls signifikante höhere Leistungen im Alpha-2 Frequenzband in parietalen Arealen bei Könnern im Vergleich zu Anfängern. Sie diskutieren ihre Ergebnisse mit einer relativen Ökonomie in der kortikalen Verarbeitung der Könner während des Zielens. Auch hier gehen die bekannten sensorischen Informationen bei den Könnern im Gegensatz zu den Anfängern mit einer „effektiveren“ Informationsverarbeitung (gekennzeichnet durch geringere Neuronenaktivität) einher. Damit unterstützen die Autoren die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung.

In der Literatur, wie auch in dieser Untersuchung zeigen sich immer wieder Veränderungen in ähnlichen kortikalen Parametern. Gibt es einen Zusammenhang von frontaler Aufmerksamkeitsintensität in Form von Variationen der Thetafrequenz und der Ressourcenbeanspruchung der sensorischen Informationsverarbeitung in Form der parietalen Alpha-2 Frequenz? Aufgrund des Vorhandenseins von Assoziationsbahnen zwischen diesen Arealen wäre ein Zusammenhang durchaus denkbar.

Nach Birbaumer & Schmidt (2006) sind sowohl der frontale, als auch der parietale Kortex in die Prozesse des Arbeitsgedächtnisses involviert. Sauseng et al. (2005) konnten mit EEG Kohärenzanalysen nachweisen, dass die beiden Frequenzen Theta und Alpha-2 in einem fronto-parietalen Netzwerk agieren, die exekutive Funktionen des Arbeitsgedächtnisses darstellen. Traditionell wurde diese Entscheidungsmodalität des Arbeitsgedächtnisses („central executive“), die ein Aufmerksamkeits-Kontrollsystem zur Strategieauswahl und Kontrolle der Aufgabenverarbeitung darstellt, immer im frontalen Kortex angesiedelt (für ein Review siehe Collette et al. 2002). Eine wachsende Zahl an Publikationen unterstützen aktuell die Ansicht, dass diese beschriebenen exekutiven Funktionen auf ein fronto-

parietales Netzwerk zurückzuführen sind, das im weitesten Sinne den visuell-räumlichen Zweig des Arbeitsgedächtnisses repräsentiert (Baddeley et al. 1998; Collette et al. 1999; Kondo et al. 2004; Osaka et al. 2004; Sauseng 2005). Diese Beteiligung des frontal-parietalen Netzwerkes am visuell-räumlichen Arbeitsgedächtnis wurde anhand unterschiedlicher Methoden, der Elektroenzephalographie (McEvoy et al. 2001; Sauseng et al. 2004), der funktionellen Magnetresonanztomographie (Kondo et al. 2004; Osaka et al. 2004) und der Positronen-Emissions-Tomographie (Collette et al. 1999), meist bezüglich kognitiver Arbeitsgedächtnistests nachgewiesen.

Dies kann für die vorliegende Untersuchung nur den theoretischen Rahmen bilden, da keine EEG-Kohärenzen, sondern nur Funktionszustände auf kortikaler Ebene erfasst wurden. Bezogen auf die Ergebnisse der Winkelreproduktion könnte dies bedeuten, dass beide Teile des Arbeitsgedächtnisses bei der Winkelreproduktion beteiligt sind und sich anhand der in diesen Hirnregionen gemessenen Parametern eine höhere Beanspruchung des Arbeitsgedächtnisses zeigen lässt.

Die während der Winkelreproduktion einlaufenden afferenten Informationen stehen nur sehr kurze Zeit zur Verfügung und müssen vor ihrer Bewusstwerdung auf Neuheit bzw. Bekanntheit untersucht werden. Damit die Neuheit einer Information erkannt werden kann, muss diese mit bekannten oder ähnlichen Inhalten aus dem Langzeitgedächtnis verglichen werden (Klimesch 1997; Birbaumer & Schmidt 2006). Dieser Vergleich von aktueller und erwarteter (gespeicherter) Information im Langzeitgedächtnis wird dem parietalen Gehirnnareal zugeschrieben („long term memory system (LTMS) retrieval“; Klimesch 1997; Klimesch 1998; Sauseng 2002). Die „Neuheit“ der afferenten Informationen lässt die neuronale Aktivität beim Vergleich der Inhalte mit dem Langzeitgedächtnis im parietalen Kortex ansteigen, was sich in einem Abfall der parietalen Alpha-2 Leistung äußert.

Im Moment des Vergleichsprozesses zwischen ankommenden und gespeicherten Reizmustern spielt die Aufmerksamkeit eine Rolle. Die Intensität der Aufmerksamkeitszuwendung und der Reaktionsvorbereitung hängt nach Birbaumer & Schmidt (2006) offensichtlich vom Resultat des Vergleiches ab. Jede Abweichung von der „Erwartung“ – der sogenannte ‘mismatch’ (das, was wir subjektiv als Grad der Neuheit empfinden) – löst

dabei eine Orientierungsreaktion aus, deren Intensität proportional zum Ausmaß des 'mismatch' ist. Für das Beispiel der Winkelreproduktion könnte das bedeuten, dass bei den Patienten nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes im Vergleich zu den Gesunden veränderte afferente Informationen im Arbeitsgedächtnis einlaufen, die einen 'mismatch' beim Vergleich des einlaufenden Reizmusters zum Erwarteten erzeugt. Aufgrund dieses mismatches ist die Intensität der Aufmerksamkeitszuwendung höher. Wird eine bekannte Information identifiziert, wird sie kodiert, zur Handlungsvorbereitung überführt und im Langzeitgedächtnis gespeichert (Shiffrin et al. 1974; Klimesch 1997; Birbaumer & Schmidt 2006).

Bezogen auf die vorliegende Untersuchung könnte die geringere Alpha-2 Leistung im Zusammenhang mit der höheren frontalen Theta-Leistung innerhalb dieses fronto-parietalen Netzwerkes auf eine höhere Beanspruchung des Arbeitsgedächtnisses bei den Patienten nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes hindeuten. Damit würde sich der Einfluss der Schädigung des Kniegelenkes in einer erhöhten Beanspruchung des Arbeitsgedächtnisses niederschlagen. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass diese Beanspruchung über die Messung der frontalen Theta und parietalen Alpha-2 Frequenz messbar ist.

Zusammenfassend kann man postulieren, dass die in dieser Untersuchung eingesetzte Methode den Einfluss einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes auf die Ergebnisse einer Winkelreproduktion als Ausdruck von bestehenden Defiziten im sensomotorischen System sichtbar macht und für den Einsatz in der Therapie geeignet scheint. Der Vergleich der neuromuskulären Aktivitäten deutet auf unterschiedliche Strategien zur Ausführung der Aufgabe (Winkelreproduktion) hin. Hier scheint der M.vastus lateralis in der Kreuzbandgruppe eine stabilisierende Funktion nach der Rekonstruktion des Kreuzbandes einzunehmen. Die diskutierten zentralen Einflüsse der Rekonstruktion zeigen, dass sowohl die frontale Theta-Leistung als Aufmerksamkeitsindikator, als auch der für den Vergleich der afferenten Information mit dem Langzeitgedächtnis zuständigen parietalen Hirnregionen (sichtbar im Alpha-2 Frequenzband) als Teile des visuell-räumlichen Arbeitsgedächtnisses beeinflusst werden. Dies kann mithilfe der Elektroenzephalographie gemessen werden. Damit können die

Spekulationen anderer Autoren über zentrale Veränderungen nach Kreuzbandrekonstruktion experimentell bestätigt werden.

7.1.2 Einfluss von Übung im Zeitverlauf auf die peripheren und zentralen Parameter während der Winkelreproduktionen

Innerhalb dieser Untersuchung wurde Wert darauf gelegt, den Probanden die Möglichkeit zu geben, die Winkelreproduktionen zu üben und dadurch ihre Performance zu verbessern. Die in der Literatur beschriebenen sensomotorischen Tests in den drei propriozeptiven Modalitäten Stellungssinn, Kraftsinn und Bewegungssinn legten ihre Priorität immer auf den Vergleich unterschiedlicher Gruppen insbesondere nach Verletzungen / Schädigungen des Bewegungssystems (Sprunggelenk, Knie, Schulter etc.). Der Aneignungsprozess selbst wurde in diesem Themenzusammenhang nie beschrieben, hat aber doch eine große Bedeutung für die Therapie. Innerhalb der Untersuchung wurde die Konstellation der Aufgabe so gewählt, dass ein gleich bleibender Winkel (40°) nach vorheriger kurze Übungsphase mit visuellem Feedback mit geschlossenen Augen reproduziert werden sollte. Dies sollte für jede Extremität innerhalb von drei Minuten in vier Messblöcken geschehen. Damit war den Probanden eine standardisierte Gelegenheit gegeben, sich die Winkelreproduktion anzueignen.

Die Ergebnisse zeigen, dass sich beide Gruppen jeweils vom ersten bis zum vierten Messblock mit beiden Extremitäten verbesserten. Die Verbesserung in der Leistung war sowohl für die Kontrollgruppe zu Beginn der Untersuchung (M1-M4), als auch für die ACL-Gruppe während der Reproduktionen mit der betroffenen Seite (M5-M8) signifikant. Aufgrund der Ergebnisse kann man annehmen, dass sich der Aneignungsprozess in beiden Gruppen gleich darstellt und sich in einer verbesserten Leistung zeigt. Nach Schmidt & Lee (2000) bildet sich motorisches Lernen in einer veränderten Leistung ab. Wird diese Leistung durch einen Fehler ausgedrückt, verkleinert sich dieser im Übungsverlauf. Während der Winkelreproduktion trifft dies für beide Untersuchungsgruppen zu. Im Übungsverlauf nimmt die Abweichung vom Zielwinkel ab. Damit wäre das erste in der Zielstellung geforderte Kriterium für motorisches Lernen – Leistungsverbesserung – in beiden Gruppen mit beiden Extremitäten

bestätigt. Zur Überprüfung des zweiten aufgestellten Kriteriums – der Ökonomisierung, werden nun die neuromuskulären und kortikalen Aktivitäten in den Focus gerückt.

Bei der Durchführung einer neuen Bewegung kommt es vor, dass die beteiligten Muskeln nicht typischerweise von Beginn an effektiv koordiniert zusammenarbeiten. Falls dies der Fall wäre, würde man erwarten, dass sich im Verlauf des Übens der Bewegung die für das Ziel effektivste Muskelaktivierung und intermuskuläre Koordination herauskristallisiert (Carson et al. 2001). In den vorliegenden integrierten EMG Daten während der Winkelreproduktion sind im Übungsverlauf in beiden Gruppen keine Trends in der Muskelaktivierung zu erkennen. Das bedeutet, dass sich der angedeutete Aneignungseffekt, der sich in einem geringer werdenden Fehler über die Messzeitpunkte in der Performance äußert, in der gegebenen Konstellation während der Winkelreproduktion nicht in der neuromuskulären Aktivität äußert.

Kann man demgegenüber eine Ökonomisierung der kortikalen Aktivität erkennen? Betrachtet man die Aneignungsphase der Extremitäten beider Gruppen stellen sich in den Frequenzbändern Theta, Alpha-1 und Alpha-2 Veränderungen ein.

Das Theta-Frequenzband zeigt in den frontalen Elektrodenpositionen in beiden Extremitäten der Gruppen geringfügige Erhöhungen der Leistungswerte vom ersten bis zum letzten Messzeitpunkt, die sich in der ACL-Gruppe an Fz (M1-M4) und in der Kontrollgruppe an F3 (M5-M8) signifikant darstellen. Diese Ergebnisse werden von Smith et al. (1999) unterstützt, die eine Erhöhung der Theta-Leistung im Verlauf des Übens einer visuomotorischen Aufgabe (joystickgesteuertes Videospiel) fanden. Dies scheint unabhängig davon zu sein, welche Art Aufgabe bearbeitet wird. Die Autoren konnten dies sowohl in der beschriebenen visuomotorischen, als auch in einer kognitiven Aufgabe nachweisen. Auch scheint die Aufgabenkomplexität bzw. –schwierigkeit dabei keine Rolle zu spielen. Die Autoren argumentieren, dass eine mit der Theta-Leistung in proportionalem Zusammenhang stehende Aufmerksamkeitssteigerung nötig ist, um die Aufgaben adäquat zu bewältigen. Mentale Ermüdung könnte in diesem Zusammenhang eine Rolle spielen. Es müssten vermehrt

Aufmerksamkeitsressourcen zur Verfügung gestellt werden, um eine adäquate Aufgabenbearbeitung zu gewährleisten. Genauer ist über die zugrunde liegenden Mechanismen bisher nicht bekannt.

Auch in der Alpha Frequenz ist mit zunehmender Übung in beiden Komponenten, der langsamen Alpha-1 Frequenz und dem schnellen Alpha-2 Frequenzband, eine Zunahme der Leistungswerte festzustellen. Ein Ansteigen beider Komponenten zeigt eine geringer werdende, neurale Aktivierung in der betreffenden Region an (Gevins et al. 1997; Smith et al. 1999; Shaw 2003). Dabei zeigt sich die Alpha-1 Frequenz verteilt über den gesamten Kortex im Zusammenhang von unspezifischer Aufmerksamkeit, wohingegen sich die Alpha-2 Frequenzen aufgabenspezifisch in parieto-okzipitalen Kortexregionen finden (Klimesch 1997 ; Shaw 2003). Während die Probanden die Winkelreproduktion über die Messzeitpunkte wiederholt durchführen, steigen nicht nur zwischen M1 und M4 die globalen über alle Elektrodenwerte gemittelten Alpha-1 Leistungen, sondern als auch die an verschiedenen Elektrodenpositionen in beiden Untersuchungsgruppen an. Zunächst einmal deutet dies Ergebnis darauf hin, dass mit der Aneignung der Winkelreproduktion die neurale Aktivität geringer wird. Dies kann im Sinne einer Ökonomisierung gesehen werden, so dass die Versuchspersonen im Übungsverlauf mit geringerem neuralem Aufwand bessere oder gleiche Leistungen erzielen. Smith et al. (1999) beschreiben, dass die langsame Alpha-1 Frequenz als Indikator für allgemeine Aufmerksamkeitsprozesse gesehen werden kann. Halsband & Lange (2006) weisen darauf hin, dass die Aneignung einer neuen motorischen Aufgabe bei sensomotorischen Aufgaben einen engen Zusammenhang zur Aufmerksamkeit aufweist. Eine Steigerung der Alpha-1 Leistungswerte würde demnach für einen Rückgang der Aufmerksamkeit sprechen und auf eine Stabilisierung des Lernzustandes hindeuten.

Die zweite Alpha-Komponente (die schnelle Alpha-2 Frequenz) zeigt während der Winkelreproduktionen in parietalen und temporalen Arealen eine Erhöhung der Leistungswerte, die mit der wiederholten Übung der Aufgabe auftreten. Dieser Anstieg der Leistungswerte tritt vermehrt in der zweiten Hälfte der Untersuchung (M5-M8) auf (P3, T4, T5, T6). Es ist bekannt, dass die Alpha-2 Frequenz vermehrt aufgabenspezifisch in der

sogenannten parietal-temporal-okzipetalen Region (PTO; Gevins et al. 1997; Smith et al. 1999) auftritt. Parallel zur Alpha-1 Frequenz ist die Aktivität in diesem Frequenzband umgekehrt proportional zu der neuronalen Aktivität in diesen Gehirnregionen (Gevins et al. 1997; Klimesch 1997; Smith et al. 1999; Shaw 2003). Eine Steigerung bei wiederholter Übung ist als Abnahme der neuronalen Aktivität in diesen Gebieten zu werten, was ebenfalls für eine Ökonomisierung der informationsverarbeitenden Prozesse auf zentraler Ebene spricht. Auch Etnier et al. (1996) konnten zeigen, dass bei der Aneignung einer neuen Aufgabe nicht nur mit fortlaufender Übung die Performance von Schützen immer besser wurde, sondern damit auch ein Anstieg der Alpha Frequenz verbunden war. Allerdings unterschieden die Autoren nicht zwischen einer schnellen und einer langsamen Alpha Frequenz. Sie schlossen daraus, dass ein Anstieg in der spektralen Alpha-Leistung mit der Aneignung einer neuen Aufgabe in Zusammenhang steht. Auch Smith et al. (1999) bestätigen die Ergebnisse, dass mit zunehmender Übung bei visuomotorischen Aufgaben die Alpha-2 Frequenz ansteigt. Bei kognitiven Aufgaben konnten sie feststellen, dass sich mit Übung einer Aufgabe die Performance verbessert und die Alpha-2 Frequenz ansteigt. Die genannten Autoren erklären dieses Phänomen damit, dass mit der Stabilisierung der Fertigkeit weniger kortikale Ressourcen benötigt werden. Der Anstieg der parietalen Alpha-2 Leistung könnte spekulativ darauf zurückzuführen sein, dass im Zusammenhang mit dem das visuell-räumliche Arbeitsgedächtnis abbildende fronto-parietalen Netzwerk (Sauseng et al. 2002; Kondo et al. 2004; Osaka et al. 2004; Sauseng et al. 2005) der Vergleich der einlaufenden Information aus der Körperperipherie mit den erwarteten Inhalten durch Wiederholung weniger Ressourcen benötigt. Temporal wurden ebenfalls Anstiege der spektralen Leistungswerte gefunden, die häufig im Zusammenhang mit dem Lernzustand („skill level“; Häufler et al. 2000; Crews et al. 1993; Übersicht bei Hatfield et al. 2004) diskutiert wurden. Spekulationen führen zu einem Zusammenhang mit dem Langzeitgedächtnis (Ruchkin et al. 2003; Campo et al. 2005), die aber an dieser Stelle nicht weiter ausgeführt werden sollen.

Die Ergebnisse deuten grundsätzlich darauf hin, dass sich während der Winkelreproduktionen im Übungsverlauf ein Aneignungsprozess abbildet, der

sich in einer besseren Leistung (Abweichung vom Zielwinkel wird mit wiederholter Übung geringer) und einer Ökonomisierung der Gehirnaktivitäten zeigt. Da sowohl die Leistungsverbesserungen, als auch die Veränderungen der elektrischen Aktivitäten in beiden Gruppen nach denselben Mustern ablaufen scheinen, deutet vieles darauf hin, dass der grundsätzliche Aneignungsprozess von einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes nicht beeinflusst wird und denselben Regeln unterliegt.

7.1.3 Einfluss der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes auf die mentale Vorstellung der Winkelreproduktion

Obwohl die statistische Analyse der mentalen Vorstellung der Winkelreproduktion einen signifikanten Unterschied in der Alpha-2 Frequenz an der Elektrodenpositionen O1 und O2 – und nur dort – ermittelte, ist es anhand der Messkonstellation nicht möglich, die beiden Gruppen voneinander zu unterscheiden. Die Idee, eine Erweiterung der diagnostischen Möglichkeiten bei Kreuzbandpatienten anhand der rein mentalen Vorstellung einer sensomotorischen Aufgabe muss damit leider verworfen werden. Betrachtet man den oben genannten Befund isoliert, könnte dies auf eine höhere Beteiligung des visuellen Systems in den okzipitalen Rindenregionen hindeuten. Roland & Friberg (1985) wiesen mit PET Messungen während mentaler Vorstellungsphasen nach, dass der visuelle Kortex während visueller Vorstellungen aktiv ist. Da dieser Unterschied allerdings auch in der anschließenden Ruhephase auftritt, spricht vieles dafür, dass sich die Gruppen schon in der Ausgangsbedingung unterscheiden oder sich aber in der anschließenden Ruhephase Situationen vorstellen, die nicht bekannt sind. So können die Faktoren, die für den statistischen Unterschied verantwortlich sind, nicht eindeutig identifiziert werden und lassen so auch nur Spekulationen zu.

Die Problematik in der Messung einer mentalen Vorstellung ergibt sich immer aus dem Umstand, dass es schwierig erscheint, zu kontrollieren, ob die gestellte Aufgabe – in diesem Fall die Winkelreproduktion – auch vom Probanden wie gewünscht durchgeführt wird. Scheinbar reicht eine einfache Aufgabenstellung nicht aus, die Bedingungen so zu kontrollieren, dass die

Ergebnisse Aussagekraft erhalten. Hansen (1992) versuchte, über die Messung des Hautleitwertes während der mentalen Vorstellung, die tatsächlichen Vorstellungsphasen von den Ruhephasen dazwischen zu unterscheiden. Dies gelang dadurch, dass sich der Hautleitwert während der Vorstellung erhöhte, um nach der Beendigung der Vorstellungsphase wieder zurückzugehen. So entstand ein Muster, welches es der Autorin ermöglichte, die Vorstellungsphasen relativ genau zu extrahieren.

Zur Kontrolle der Bedingungen während der mentalen Vorstellungsphase untersuchten Marks et al. (1995) die mentale Vorstellungsfähigkeit von 16 Probanden anhand der Frage, ob sie sich die Bewegung visuell vorstellen oder die Bewegung erfühlen („vivid or non-vivid imagers“). Dabei fanden sie heraus, dass sich die beiden Vorstellungsarten in der kortikalen Aktivierung unterschieden. Die Autoren schließen daraus, dass diese Unterscheidung, die anhand eines Fragebogens (VVIQ, VMIQ) vorgenommen wurde, wichtig für die Interpretation der Ergebnisse kortikaler Aktivitäten während mentaler Vorstellungsphasen ist. Unterstützt werden sie mit ihrer Ansicht von Neuper et al. (2005), die herausfanden, dass die „visuelle“ Vorstellung mit einer unsystematischen Veränderung in den EEG Parametern einherging, die „kinästhetische“ demgegenüber Aktivitäten in Regionen der sensomotorischen Verarbeitung zeigte. Neuper et al. schließen daraus, dass die Untersuchungsgruppen im Zusammenhang mit der Frage mentaler Vorstellungen homogen im Sinne einer kinästhetischen Vorstellung zusammengestellt werden sollten. Damit wäre die Frage nach der Art der Vorstellung im Vorfeld eine weitere Möglichkeit, die Untersuchungsbedingungen zu kontrollieren.

Abschließend weist Hansen (1992) darauf hin, dass spezifische Aktivierungen in motorischen Arealen erst bei wiederholter Ausübung der Vorstellung eintreten. Sie fand Veränderungen – insbesondere im Beta-1 Frequenzband – erst nach mehrmaliger Wiederholung der Aufgabe.

Da außer an den okzipitalen Elektrodenpositionen keinerlei signifikante Unterschiede auftraten, könnte dies zu Spekulationen führen, dass die Diagnostik im Rahmen einer Kreuzbandrekonstruktion auf die tatsächlichen sensorische Informationen aus der Körperperipherie während der realen Bewegung angewiesen ist, um die Gruppen erfolgreich identifizieren zu

können.

Vergleicht man die mentale Vorstellung der sensomotorischen Aufgabe beider Gruppen mit der anschließenden Erholungsphase, stellt man fest, dass die Beta-1 Frequenz nur in der ACL-Gruppe an verschiedenen Positionen (frontal, zentral und temporal) signifikant zunimmt. In einem Experiment, in dem sich in mentalem Training geübte Personen das Durchschwimmen einer 100m Strecke vorstellen sollten, fand Hansen (1992) signifikante Abnahmen im Beta-Frequenzbereich im Vergleich zu der davorliegenden Ruhephase. Die Autorin beschreibt dieses Phänomen mit einer Beta-Desynchronisation, die nach ihrer Ansicht einen Aktivierungsprozess an den jeweiligen Positionen repräsentiert. Demnach könnte der im vorliegenden Experiment gefundene Anstieg der Beta-1 Frequenz von der Vorstellungsphase zur anschließenden Erholungsphase auf ein solches Aktivierungsphänomen in der ACL-Gruppe hinweisen.

Abschließend kann festgehalten werden, dass die mentale Vorstellung der Winkelreproduktion in der vorliegenden Konstellation nicht in der Lage ist, die Untersuchungsgruppen zu unterscheiden. Spekulationen könnten dahin führen, dass eine Diagnostik in diesem Rahmen das tatsächlich (veränderte) Feedback aus dem Kniegelenk benötigt. In diesem Zusammenhang müssen zukünftig Methoden gefunden werden, die die Bedingungen während der Vorstellungsphase möglichst eng kontrollieren.

7.2 Experiment II: die Kraftreproduktionen

Zur propriozeptiven Modalität des Kraftsinnes liegen in der Literatur kaum Ergebnisse vor. Verschiedene Autoren weisen auf diesen Umstand hin und merken an, dass es sich bei Kraftreproduktionstests durchaus um eine potentiell erfolgreiche Methode handeln könnte, propriozeptive Veränderungen aus der Peripherie aufzudecken (Pfeifer 2003; Héroux et al. 2005).

Auch in diesem Experiment lag der Schwerpunkt – parallel zu den Winkelreproduktionen – auf den zentralen und peripheren Veränderungen im Gruppenvergleich zwischen den Patienten mit rekonstruiertem vorderen Kreuzband und gesunden Kontrollpersonen sowie in der Detektion von

Aneignungsstrategien im Übungsverlauf.

Mit denselben Instrumenten wie bei der Winkelreproduktion (VAS, STAI X1, STAI X2, HAKEMP) wurde die Vergleichbarkeit der Gruppen sichergestellt. Es konnten keine Unterschiede zwischen den Gruppen in den anthropometrischen Daten und den subjektiven Befindlichkeiten gemessen werden. In der erhobenen psychologischen Disposition zur Handlungskontrolle weisen beide Gruppen eine gleiche Verteilung auf.

In diesem zweiten Experiment tritt bezüglich des momentanen Angstepfindens ein der Winkelreproduktion vergleichbares Phänomen auf. Auch hier unterscheiden sich die Werte in der momentanen Angstneigung signifikant zum Ende der Untersuchung. Dies lässt sich anhand des subjektiven Stressempfindens (VAS) stützen. Die Kreuzbandpatienten fühlen sich zum Ende hin deutlich gestresster als die gesunden Kontrollpersonen. Der Einfluss einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes auf die momentane Angstneigung und die subjektive Befindlichkeit wurde schon zuvor in der Literatur beschrieben (Barthel et al. 2004; Tripp et al. 2003) und ist bekannt.

7.2.1 Einfluss der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes auf periphere und zentrale Parameter während der Kraftreproduktion

Performance

Der Kraftsinn wird als Sinnmodalität der Propriozeption dargestellt, die uns Kräfte sehr gut abschätzen lässt. Birbaumer & Schmidt (2006) zufolge zeichnet sich der Kraftsinn durch große Genauigkeit und präzise Reproduzierbarkeit aus. Aus diesem Grunde wurden in der Vergangenheit Kraftreproduktionstests als durchaus aussichtsreich in der Unterscheidung von traumatologisch geschädigten Patienten verglichen mit gesunden Personen angesehen (Pfeiffer 2003; Héroux et al. 2005). Der Forschungsstand (Kap. 2.1.3) zu diesem Thema hat gezeigt, dass es kaum Untersuchungen in diesem Bereich gibt und damit ein deutliches Forschungsdefizit vorliegt. Diese Lücke sollte anhand der vorliegenden Untersuchung geschlossen werden. Leider konnten die Erwartungen in den Kraftreproduktionstest nicht erfüllt werden. In der Konstellation, 50% der

willkürlich aufwendbaren Maximalkraft zunächst mit visuellem Feedback zu üben und daraufhin mit geschlossenen Augen zu reproduzieren konnte die Methode die untersuchten Gruppen nicht unterscheiden. Der Ansatz der Untersuchung gab den Probanden die Möglichkeit, mit jeder Extremität wiederholt zu üben und anhand des visuellen Feedbacks einen Sollwert herzustellen, der mit der Reproduktion ohne Feedback (Istwert) verglichen werden kann. Die Ergebnisse zeigen jedoch, dass die Gruppen sich nicht signifikant unterscheiden, mehr noch, dass in den Vergleichen der Extremitäten keine klaren und aussagekräftigen Systematiken erkennbar waren. In drei von vier Messzeiträumen ist die betroffene Seite der ACL-Gruppe sogar besser.

Wie sind die Abweichungen von im Mittel 8-14 % im Hinblick auf die von Birbaumer & Schmidt beschriebenen präzisen Reproduktionsleistungen einzuordnen? West et al. (2005) konnten zeigen, dass Probanden ohne jegliche vorherige Orientierung (z.B. eine Maximalkraftmessung) in der Lage waren, eine Testanweisung – „mit 50% der maximalen isometrischen Kraft zu drücken“ (im Sitzen in einem Kniegelenkwinkel von 60°) – mit einer im Mittel nur 10%igen Abweichung umzusetzen. In diesem Bereich liegt auch die Abweichung beider Gruppen in der vorliegenden Untersuchung, allerdings mit vorherigem Üben unter visuellem Feedback.

Diese Ergebnisse zeigen, dass der Kraftsinn in der gegebenen Konstellation nicht von einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes beeinflusst wird. Allerdings wurde in der Reproduktionsaufgabe mit 90° ein Winkel gewählt, der für das vorderen Kreuzband keine potentielle Gefahr darstellt, da es nicht unter Spannung steht (Brinckmann et al. 2003). Spekulationen könnten nun dahin führen, dass in einem Winkel, der das Kreuzband unter Spannung setzt (z.B. streckungsnah), Gruppenunterschiede in der Kraftreproduktion aufgrund einer bedrohlichen Situation für das Kreuzband auftreten könnten. Weitere Untersuchungen müssten dies zeigen.

Neuromuskuläre Aktivität

Die neuromuskuläre Aktivität in Form des integrierten EMG's zeigt zwischen den beiden Gruppen keine signifikanten Unterschiede. Ein Blick auf die

einzelnen Werte während der acht Messzeitpunkte zeigt auf Seiten der Patienten sowohl im M.rectus femoris, als auch im M.vastus medialis und im M.vastus lateralis jeweils eine verminderte elektrische Aktivierung im Vergleich zu den gesunden Kontrollpersonen. Dabei treten die höchsten neuromuskulären Aktivitäten im M.vastus medialis, gefolgt vom M.vastus lateralis und dem M.rectus femoris auf. Aufgrund des hohen Knieinnendruckes bei isometrischen Kontraktionen, ist die Methode der Wahl in der Therapie häufig die dynamisch isokinetische Testung. Trotzdem gibt es einige Untersuchungen, die die neuromuskuläre Aktivierung nach Rekonstruktionen des vorderen Kreuzbandes untersucht haben. Engelhardt (1998) unterstützt die vorliegenden Ergebnisse. Er untersuchte die isometrische Maximalkraft in einer Kniewinkelstellung von 30° der betroffenen und nicht betroffenen Extremität von Kreuzbandpatienten. Er fand keine signifikanten Unterschiede zwischen den Extremitäten, wies aber darauf hin, dass der M.vastus lateralis der betroffenen Seite eine erhöhte Aktivität gegenüber der unverletzten Seite zeigten. Damit deuten sich mögliche Kompensationsmechanismen an, ohne jedoch Signifikanzniveau zu erreichen. Möglicherweise spielt auch hier die vergangene postoperative Zeit eine Rolle. Cooper et al. (1999) fanden im Gruppenvergleich von ACL-Patienten und Gesunden bei isometrischen Kontraktionen Unterschiede in der muskulären Aktivierung 3 bzw. 5 Monate nach der Operation, die aber schon 6 Monate nach Rekonstruktion kein Signifikanzniveau mehr erreichten. Schaut man sich die prozentuale Beteiligung der einzelnen Muskeln an der Gesamtbewegung an, kann man keine Unterschiede feststellen. Die Beteiligungen der Muskeln in beiden Gruppen sind nahezu exakt gleich und deutet somit nicht auf einen Einfluß der Rekonstruktion auf die neuromuskuläre Aktivität hin.

Zentrale Aktivität

Während der Kraftreproduktionen zeigen sich Unterschiede zwischen den Kreuzbandpatienten und der gesunden Kontrollgruppe nur in frontalen Gehirnregionen bezüglich der spektralen Theta-Leistung zu den ersten beiden (F3, F4) bzw. den ersten drei (Fz) Messzeitpunkten. Gemeinsam mit den nicht existenten Unterschieden in der Performance und der

neuromuskulären Aktivierung während der Kraftreproduktionsaufgabe deutet dies darauf hin, dass es sich bei den Gruppenunterschieden um einen Gewöhnungseffekt handelt. Zwar sind die spektralen Theta-Leistungen in der ACL-Gruppe durchgehend höher, erreichen aber nur zu Beginn und zum Messzeitpunkt M6 Signifikanzniveau.

Wie schon beim Experiment Winkelreproduktion diskutiert, führen viele Autoren eine erhöhte Theta-Leistung in frontalen Gebieten auf eine gesteigerte Aufmerksamkeit bzw. Beanspruchung des Arbeitsgedächtnisses zurück. Im Zusammenhang mit einem das Arbeitsgedächtnis repräsentierenden fronto-parietalen Netzwerkes, selektiert der frontale Teil dieses Netzwerkes die sensorischen Informationen (Birbaumer & Schmidt 2006; Klimesch 1997; Sauseng 2005). Dies ist zu einem Grad der Neuheit der Information einhergehenden Aufmerksamkeitserhöhung proportional (Birbaumer & Schmidt 2006), die durch die im anterioren cingulären Cortex (ACC; Gevins et al. 1997; Ishii et al. 1999) generierte Theta Frequenz ausgedrückt wird. Diese Theta-Leistung ist nur zu Beginn der Untersuchung in der ACL-Gruppe signifikant erhöht. Man kann an dieser Stelle über eine erhöhte Vorsicht auf Seiten der Kreuzbandpatienten spekulieren, die sich in einer gesteigerten Aufmerksamkeit zeigt.

Die kortikalen Alpha-2 Aktivitäten sind zwar in der ACL-Gruppe zu allen Messzeitpunkten etwas niedriger als die der gesunden Kontrollpersonen erreichen aber kein Signifikanzniveau. Eine signifikant unterschiedliche Aktivierung in parietalen Alpha-2 Kortexarealen würde auf eine unterschiedliche, neuronale Aktivität (Shaw 2003) und damit auf veränderte sensorische Verarbeitungsressourcen hinweisen. Dies ist bei den Kraftreproduktionen nicht der Fall. Innerhalb des das visuell-räumliche Arbeitsgedächtnis repräsentierenden fronto-zentralen Netzwerkes (Collette et al. 1999; Sauseng et al. 2002; Kondo et al. 2004; Osaka et al. 2004; Sauseng et al. 2005) findet nach Birbaumer & Schmidt (2006) im parietalen Areal der Vergleich zwischen der einlaufenden sensorischen Information und den „erwarteten“ Informationen aus dem Langzeitgedächtnis statt. Die vorliegenden Ergebnisse weisen darauf hin, dass der Grad der Veränderung bzw. Neuheit der aus der Peripherie einlaufenden propriozeptiven Information keine erhöhte neuronale Aktivität nach sich zieht und somit im

frontalen Anteil des beschriebenen Netzwerkes / Arbeitsgedächtnisses nicht zu einer erhöhten fokussierten Aufmerksamkeit führt.

Zusammenfassend kann man sagen, dass die peripheren und zentralen Ergebnisse darauf hindeuten, dass der Kraftsinn als Modalität der Propriozeption von einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes nicht beeinflusst wird. Dies zeigt sich auf peripherer Seite durch sich nicht unterscheidende Ergebnisse in der Leistung und der neuromuskulären Aktivierung. Auf zentraler Seite kann über einen Gewöhnungseffekt in der frontalen Theta-Leistung der ACL-Gruppe spekuliert werden. In der parietalen Alpha-2 Frequenz sind keine Unterschiede zwischen den Gruppen existent.

7.2.2 Einfluss von Übung auf die peripheren und zentralen Parameter während der Kraftreproduktionen

Performance

Im Hinblick auf die Aneignungsphase der Bewegung kann man feststellen, dass bei jeder Extremität die Leistung vom ersten bis zum vierten Durchgang gleich bleibt oder sich verbessert. Auch hier findet die Aneignung der Bewegung - wie in der Literatur beschrieben - durch eine Verbesserung bzw. Stabilisierung des Ergebnisses entlang eines Übungsprozesses statt (Schmidt & Lee 1999). Dabei verbessert sich die Leistung im Übungsverlauf in beiden Gruppen nicht, sondern stabilisiert sich. Schmidt & Lee (1999) weisen auf die unterschiedlichen Phasen während des motorischen Lernens hin. Dabei wird die erste Phase als kognitive Phase charakterisiert, in der die Versuchsperson versucht, sich geeignete Strategien zur Problemlösung zurechtzulegen. Dies impliziert, dass die Phase durch wechselnde Strategien geprägt ist, was sich natürlicherweise nicht zwingend in einer Verbesserung der Leistung widerspiegelt. Des Weiteren kann man feststellen, dass sich die Gruppen in diesem grundsätzlichen Aneignungsprozess (der möglichen „Strategiesuche“) nicht unterscheiden. Allerdings deuten die Stabilisierung der Leistung in der Kontrollgruppe auch in der zweiten Hälfte des Experimentes (M5-M8) und die hohen Standardabweichungen möglicherweise darauf hin, dass es sich bei dieser sensomotorischen

Aufgabe um einen Schwierigkeitsgrad handelt, der auch die gesunde Kontrollgruppe vor eine Herausforderung stellt.

Auch die Aneignung der exakten isometrischen Kraftreproduktion zeigt mit wiederholter Übung der Aufgabe keine Veränderungen innerhalb der Gruppen, was auf gleiche neuromuskuläre Strategien zur Problemlösung schließen lässt. Die nahezu exakt gleiche Beteiligung der Muskeln M.rectus femoris, M.vastus medialis und M.vastus lateralis an der Gesamtbewegung konnte so nicht erwartet werden. Die Ergebnisse entsprechen den biomechanischen Kraftdaten, in denen auch keine tendenziellen Entwicklungen mit wiederholter Übung gefunden wurden.

Nachdem Performance und neuromuskuläre Aktivierung in beiden Gruppen keine Entwicklungsunterschiede zeigten, wurde auch die zentrale Steuerungsebene einer Analyse bezüglich der Aneignungsmechanismen im Übungsverlauf unterzogen. Dabei stellten sich ebenfalls signifikante Entwicklungstendenzen ein, die den Aneignungsprozess auf kortikaler Ebene abbilden. Erste Anzeichen dafür findet man in der spektralen Theta-Leistung. Insbesondere in der frontalen Elektrodenposition F3 erhöht sich die Theta-Leistung signifikant sowohl mit der betroffenen Extremität der ACL-Gruppe, als auch mit der zweiten gesunden Seite der Kontrollpersonen. Eine Erhöhung der Thetafrequenz, die nach Gevins et al. (1997) im anterioren cingulären Cortex generiert wird, einer wie schon mehrfach beschriebenen, wichtigen Komponente des Aufmerksamkeitssystems des Menschen (Posner 1993), spricht für eine Erhöhung der Aufmerksamkeitsintensität im zweiten Teil der Untersuchung. Diese Entwicklung der Thetafrequenz wird von Smith et al. (1999) bestätigt, die sie während kognitiver und visuomotorischer Aufgaben im Vergleich Anfang und Ende der Untersuchung gefunden haben. Interessanterweise findet man während der gesamten Aufgabenbearbeitung keine signifikante Erhöhung der Alpha-1 Frequenz, die im Zusammenhang mit unspezifischer Aufmerksamkeit zu erwarten gewesen wäre. Diese Erhöhung der Alpha-1 Frequenz zeigt sich in den über allen Elektrodenpositionen gemittelten Leistungswerten tendenziell aber nicht signifikant in der Kontrollgruppe, allerdings ist dieser Trend nicht in der Gruppe der Kreuzbandpatienten zu erkennen. Möglicherweise ist dies ein Hinweis auf einen unterschiedlich schnellen Lernfortschritt. Dies kann aber

nur als Spekulation gesehen werden, da die Daten dies nur andeuten und nicht erhärten.

Eine signifikante Erhöhung der Alpha-2 Leistungswerte ist in den vorliegenden Daten der deutlichste Hinweis auf eine Ökonomisierung und damit auf einen Lernprozess. Dieser findet in den parietal-temporalen Bereichen des Kortex statt. Dieser Anstieg findet gleichermaßen in beiden Untersuchungsgruppen statt, so dass die Ergebnisse im Alpha-2 Frequenzband auf einen Lernfortschritt hinweisen. Dieser Lernfortschritt verfestigt sich durch eine geringere neuronale Aktivität, ausgedrückt durch einen Anstieg der Alpha-2 Leistungen (Shaw 2003). Die neuronal geringere Aktivität deutet bei gleichbleibender Leistung und neuromuskulärer Aktivierung auf einen geringeren Einsatz neuronaler Ressourcen hin, was als Ökonomisierung gesehen werden kann (Häufler 2000; Hatfield 2001). Insgesamt weisen die Ergebnisse in der Aneignungsphase der Kraftreproduktionen darauf hin, dass sich aufgrund der möglichen Aufgabenschwierigkeit keine Performanceverbesserung in der Entwicklung über die Messzeitpunkte in beiden Gruppen zeigt. Allerdings deuten die vergleichbaren Entwicklungstendenzen auch bei der Kraftreproduktion darauf hin, dass die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes im Übungsverlauf der Aneignung einer sensomotorischen Aufgabe nicht beeinflusst wird und scheinbar denselben Regeln unterliegt.

7.2.3 Einfluss der Rekonstruktion auf die mentale Vorstellung der Kraftreproduktionen

Bislang wurde der Einfluss möglicher veränderter afferenter Informationen aus der Körperperipherie am Beispiel der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes auf die Vorstellung einer sensomotorischen Aufgabe nicht untersucht. Eine Unterscheidung schon in der mentalen Vorstellung der beiden Gruppen könnte neue diagnostische und auch therapeutische Möglichkeiten eröffnen.

Die Probanden hatten die Aufgabe, sich nach den realen Kraftreproduktionen diese Aufgabe mental vorzustellen. Dabei konnten weder im

Gruppenvergleich, noch im Vergleich mit einer sich anschließenden Erholungsphase Unterschiede detektiert werden. Dabei ist nicht klar, welche Faktoren diese Messung beeinflussen. Verschiedene Untersuchungen deuten darauf hin, dass unterschiedliche Vorstellungsarten existieren, die sich auch in der kortikalen Aktivität abbilden (Marks et al. 1995; Neuper et al. 2005). Beide unterscheiden zwischen einer visuellen und einer kinästhetischen Vorstellung. Hansen (1992) deutet darüber hinaus an, dass sich Ergebnisse in der kortikalen Aktivierung erst nach wiederholten Vorstellungsphasen einstellen.

Da aber auch während der realen Durchführung der Kraftreproduktionen keine Unterschiede aufgefallen sind, die den Schluss nahe legen, dass in der vorliegenden Konstellation die Gruppen zu unterscheiden sind, konnten auch in der mentalen Vorstellung keine Unterscheidungsmerkmale erwartet werden. Dazu kommen noch – wie oben beschrieben – verschiedene Faktoren wie die Art der Vorstellung oder wiederholte Vorstellung, die eine Einordnung der Ergebnisse erschweren. Leider lässt sich auch in diesem Rahmen über die Notwendigkeit eines realen sensorischen Feedbacks nur spekulieren. Letztendlich müssen zukünftige Forschungsansätze zur mentalen Vorstellung sensomotorischer Aufgaben bei Kreuzbandpatienten die Untersuchungsbedingungen enger fassen, um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten. Mit den vorliegenden Ergebnissen muss die Idee, eine diagnostische Möglichkeit bei Kreuzbandpatienten nicht verworfen werden, allerdings sollten die Anmerkungen in zukünftige Forschungsprojekte integriert werden.

8 Schlussfolgerungen – das große Ganze

Ausgangspunkt der Arbeit war die Frage, ob sich nach der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes unter der Annahme veränderter Afferenzen aus dem Kniegelenk eine messbare Veränderung der zentralen Informationsverarbeitung ergibt.

Anhand der vorliegenden Ergebnisse kann man postulieren, dass das entwickelte Messinstrument in der Lage ist, diese, wie auch periphere Veränderungen, anhand der Messkette „kortikale Aktivierung (EEG) – neuromuskuläre Aktivierung (EMG) – biomechanischer Output“ differenziert abzubilden. Um die Veränderungen vor dem Hintergrund veränderter Afferenzen aus der Körperperipherie zeigen zu können, ist es notwendig, die gesamte Messkette in die Analyse einfließen zu lassen. Einzelne Ergebnisse auf den verschiedenen Messebenen sind nur schlecht interpretierbar.

Daraus ergibt sich die Forderung, dass die zentralen und peripheren Veränderungen aufgabenspezifisch differenziert betrachtet werden müssen. In der vorliegenden Untersuchung wurden zwei propriozeptive Modalitäten, der Stellungssinn und der Kraftsinn, anhand von Winkel- und Kraftreproduktionen untersucht. Dabei zeigt die Winkelreproduktion Unterschiede auf allen drei Messebenen. Die Patienten nach Kreuzbandrekonstruktion reproduzieren die Winkel mit signifikant größerer Ungenauigkeit, ändern das Aktivierungsmuster ihrer Muskulatur und die kortikale Aktivierung in Form der parietalen sensomotorischen Verarbeitung und der frontalen Aufmerksamkeitsintensität war signifikant höher. Das ermöglicht den Schluss, dass es erstmals gelungen ist, während einer sensomotorischen Aufgabe den Einfluss einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes auf zentrale Veränderungen experimentell nachzuweisen.

Bislang wurde der Begriff „propriozeptive Veränderungen nach Kreuzbandrekonstruktion“ synonym benutzt. Die Testung einer zweiten Modalität – des Kraftsinnes – konnte zeigen, dass dieser Begriff in dieser Form nicht länger haltbar ist. Auf keiner der drei Messebenen manifestierte sich in der getesteten Konstellation bei Kraftreproduktion ein Unterschied

aufgrund des Einflusses der Kreuzbandrekonstruktion. Einzig in der frontalen Thetafrequenz deutet sich ein Einfluss an, der aber nur in den ersten beiden Messdurchgängen mit der gesunden Seite existent ist und im vorhergehenden Teil als eine durch erhöhte Aufmerksamkeit ausgedrückte „Vorsichtsmaßnahme“ des Organismus dargestellt wird, die sich im Verlauf der Messung (nach zwei Durchgängen) schnell verliert.

Möglicherweise ist die Unterscheidung der propriozeptiven Modalitäten in diesen beiden Experimenten ein zusätzlicher Hinweis darauf, dass die Gelenkrezeptoren doch eine nicht unwesentliche Rolle bei der Wahrnehmung der Winkelstellung spielen. Bei der Kraftreproduktion stehen in diesem Zusammenhang eher die Muskelspindeln und Golgi-Sehnenorgane im Vordergrund. Hier ist die zentrale Verarbeitung nicht verändert. Diese ändert sich erst mit den veränderten Afferenzen bei der Winkelreproduktion. Es scheint so zu sein, dass neben „extremen Winkelstellungen“, bei denen die Gelenkrezeptoren aktiv sein sollen, auch eine Schädigung ein mögliches „Extrem“ darstellt.

Die Ergebnisse der Untersuchung der beiden propriozeptiven Modalitäten lassen also den Schluss zu, dass in der getesteten Konstellation der Stellungssinn von der Rekonstruktion beeinflusst wird, der Kraftsinn demgegenüber nicht. Damit muss auch der Begriff „veränderte Propriozeption nach Kreuzbandverletzung / -rekonstruktion“ zukünftig differenzierter betrachtet werden.

Eine *zweite Forschungsfrage* sollte bezüglich der Aneignungsphase dieser für alle Probanden neuen, sensomotorischen Aufgabe beantwortet werden. Man legt zugrunde, dass sich eine Aneignung in einer (1) Verbesserung bzw. Stabilisierung der Performance und durch eine Optimierung der Bewegung charakterisiert und sich diese Bewegungsoptimierung in einer (2) Ökonomisierung manifestiert, die sowohl äußerlich sichtbar (z.B. Ökonomisierung von Bewegungsamplituden, Krafteinsatz etc.), als auch auf der inneren Ebene des Gehirns stattfinden kann. Dabei wird Lernen als Ökonomisierung auf kortikaler Ebene bezeichnet, das sich in weniger benötigten Ressourcen für dieselbe Aufgabe darstellt (Hatfield et al. 1999; Häufler et al. 2000; Halsband et al. 2006). Innerhalb der vorliegenden Untersuchung kann man für beide Experimente – sowohl für die Winkel- , als

auch für die Kraftreproduktion – postulieren, dass in beiden Fällen die definierten Kriterien für motorisches Lernen in der Aneignungsphase eingehalten werden. Diese unterscheiden sich weder in den Extremitäten einer Gruppe, noch zwischen den gesunden Kontrollpersonen und den Patienten nach Kreuzbandersatz. Daher lässt sich übergreifend schließen, dass sich die Aneignungsphase in beiden Gruppen durch eine verbesserte bzw. stabilere Performance und eine Ökonomisierung in Form von geringerer neuronaler Aktivierung (ausgedrückt insbesondere durch das Alpha-Frequenzband) im parietalen Kortex äußert.

Des Weiteren sollte anhand der *dritten Untersuchungsfrage* geklärt werden, ob auch die mentale Vorstellung der vorher durchgeführten jeweiligen Aufgabe zu einer Unterscheidung der beiden Untersuchungsgruppen führt. In verschiedenen Publikationen wird darauf hingewiesen, dass die Methode des mentalen Trainings sehr vielversprechend für die Therapie zu sein scheint, da ähnliche Gehirnregionen dabei involviert sind, wie bei der tatsächlichen Bewegung. Auf dieser Grundlage würde eine Differenzierung der beiden Gruppen anhand eines mentalen Testes die Diagnostik erweitern. Allerdings konnten in der Untersuchung keine relevanten Gruppenunterschiede statistisch belegt werden. Das könnte darauf hindeuten, dass der tatsächliche sensorische Informationsfluss wichtig für die Unterscheidung zu sein scheint. Man muss allerdings zugeben, dass auch verschiedene andere Faktoren hier eine Rolle spielen könnten, so dass diese dritte Forschungsfrage bezüglich der mentalen Vorstellung nicht abschließend beantwortet werden kann. Ein Vergleich zwischen der tatsächlichen realen Aufgabenbearbeitung und der mentalen Vorstellung konnte aus methodischen Gründen (die realen Bewegungen wurden mit offenen, die mentalen mit geschlossenen Augen durchgeführt) nicht erhoben werden. Zusammenfassend kann man sagen, dass die mentale Vorstellung der Aufgaben nicht in der Lage waren, die Gruppen zu unterscheiden und dass zur Unterscheidung möglicherweise die sensorische Information in der realen Situation notwendig ist.

In der neueren Literatur beschreiben verschiedene Autoren ein fronto-parietales Netzwerk als Komponente des visuell-räumlichen Arbeitsgedächtnisses (Sauseng et al. 2002; Kondo et al. 2004; Osaka et al.

2004; Sauseng et al. 2005). Es scheint, als ob die sich sensitiv in dieser Arbeit zeigenden kortikalen Parameter (frontal Theta und parietal Alpha-2) in der Lage sind, die Beanspruchung des Arbeitsgedächtnisses abzubilden und somit den theoretischen Rahmen dafür zu liefern, dass Kreuzbandpatienten während sensomotorischer Aufgaben wie der Winkelreproduktion eine höhere Beanspruchung des Arbeitsgedächtnisses aufweisen als gesunde Kontrollpersonen. Die in dieser Arbeit angewandte Methodik ist in der Lage, dieses theoretische Konstrukt weiter zu entwickeln, wobei ein Transfer auf sportmotorische Bewegungen an dieser Stelle durchaus möglich scheint. Zur Überprüfung des Modells müssen zusätzlich noch andere Methoden wie z.B. ERS/ERD und EEG Kohärenzanalysen eingesetzt werden.

Abschließend zusammengefasst kristallisieren sich drei Punkte aus der Diskussion heraus, die Grundlage für kommende Untersuchungen sein können:

1. Anhand einer Messkette „kortikale Aktivierung (EEG) – neuromuskuläre Aktivierung (EMG) – biomechanischer Output“ ist es möglich, aufgabenspezifische Veränderungen nach der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes zu detektieren.
2. Die Propriozeption muss nach den einzelnen Modalitäten Stellungssinn, Kraftsinn und (möglicherweise auch) Bewegungssinn (dies bleibt zu überprüfen) differenziert werden. Eine allgemeine Aussage über eine „gestörte“ oder „veränderte“ Propriozeption kann nicht länger aufrechterhalten werden.
3. Das theoretische zentrale Modell eines fronto-parietalen Netzwerkes (Arbeitsgedächtnis) scheint ein Ansatz zu sein, der in der Lage ist, die zentralen Einflüsse einer Rekonstruktion erklärbar zu machen. Weitere Untersuchungen müssen dies Theoriegebilde auf seine Tauglichkeit prüfen.

Für die therapeutische Praxis bedeuten die Ergebnisse dieser Arbeit eine Erweiterung des diagnostischen Inventars, die es möglich machen könnten, Therapieerfolge zu evaluieren. Der Ansatz über die durch veränderte sensorische Informationen messbare unterschiedliche Beanspruchung des Arbeitsgedächtnisses kann hier einen Forschungsweg eröffnen, der es

zukünftig ermöglichen könnte, sogar einzelne Übungen in der Therapie mithilfe eines online Neuromonitorings zu steuern. Die einzelnen sich aus dieser Arbeit ergebenden Forschungsfragen und –ansätze sollen abschließend im Ausblick dargestellt werden.

9 Ausblick

Zum Abschluss dieser Arbeit sei ein Ausblick auf zukünftige Möglichkeiten und Erfordernisse erlaubt. Dieser Ausblick erstreckt sich im ersten Teil auf die konkrete Weiterführung der in der vorliegenden Untersuchung bearbeiteten Fragestellung. Im zweiten Teil soll versucht werden, mögliche inhaltliche wie methodische Erfordernisse zu beschreiben, die es ermöglichen würden, das theoretische Modell der Beanspruchung des Arbeitsgedächtnisses zu verifizieren oder zu verwerfen.

Eine systematische Fortführung der zentralen Forschungsfrage würde zunächst bedeuten, neben den zwei bisher untersuchten Modalitäten der Propriozeption (Stellungssinn, Kraftsinn) die dritte Modalität, den Bewegungssinn auf mögliche kortikale Veränderungen zu untersuchen. Des Weiteren müssten in der konsequenten Fortführung Fragen anhand des Therapieverlaufes von Kreuzbandpatienten geklärt werden. Erst dann wäre man in der Lage, verlässliche Aussagen über den motorischen Lernprozess und seine kortikalen Abbildungen während der Rehabilitation nach der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes machen zu können. Auch das Wissen über das periphere und kortikale Abbild in unterschiedlichen Konstellationen innerhalb der Untersuchungsparadigma hinsichtlich verschiedener zu reproduzierender Winkel und unterschiedlicher Winkelstellungen bei der Kraftreproduktion würde hinsichtlich der Frage nach aufgabenspezifischen oder generellen Abbildungen innerhalb eines Experimentes Auskunft geben und eine Systematik im Abbild der Propriozeption darstellen.

Ein weiteres, neu zu erschließendes Forschungsfeld ist die Entwicklung und Überprüfung des theoretischen Modells der Beanspruchung des visuell-räumlichen Arbeitsgedächtnisses anhand der ausgewählten kortikalen Parameter. Zur tatsächlichen direkten Messung im aus der Literatur hergeleiteten fronto-zentralen Netzwerk (als Teil des visuell räumlichen Zweiges des Arbeitsgedächtnisses) wäre es notwendig, die Mess- und Analysemethodik zu erweitern. Sowohl kortiko-kortikale (Mima et al. 2004) als auch kortiko-muskuläre Kohärenzanalysen (Schnitzler & Gross 2005)

wären in der Lage, bestehende Netzwerke und das Zusammenspiel unterschiedlicher Komponenten zu untersuchen. Insbesondere im fronto-parietalen Netzwerk könnte die Annahme überprüft werden, ob hier während der sensomotorischen Aufgaben tatsächlich frontale und parietale Gehirnareale in einem Netzwerk zusammenarbeiten. Dieses Modell bleibt nicht nur auf die Rehabilitation nach Kreuzbandrekonstruktionen beschränkt, auch im Sport wäre es anhand unterschiedlicher Lernstadien und komplexer Aufgaben durchaus überprüfbar.

10 Literaturverzeichnis

- Aaldersberg, S., Kingma, I., Blankevoort, L. & van Dieen, J. H. (2005). Co-contraction during static and dynamic knee extensions in ACL deficient subjects. *J Electromyogr Kinesiol*, 15 (4), 349-57.
- Ageberg, E. (2002). Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation - using the anterior cruciate ligament-injured knee as model. *J Electromyogr Kinesiol*, 12 (3), 205-12.
- Alkjaer, T., Simonsen, E. B., Peter Magnusson, S. P., Aagaard, H. & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Differences in the movement pattern of a forward lunge in two types of anterior cruciate ligament deficient patients: copers and non-copers. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17 (8), 586-93.
- Andrew, B. L. (1954). The sensory innervation of the medial ligament of the knee joint. *J Physiol*, 123 (2), 241-50.
- Baddeley, A. (1998). Working memory. *C R Acad Sci III*, 321 (2-3), 167-73.
- Banzer, W., Pfeifer, K. & Vogt, L. (2003). *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin: mit 20 Tabellen*. Tokio: Springer.
- Barrett, D. S. (1991). Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. *J Bone Joint Surg Br*, 73 (5), 833-7.
- Barthel, T., Schnittker, R., Peters, P., Siebel, T., Liesen, H. & Weiß, M. (2004). Führen Kreuzbandrekonstruktionen zu Veränderungen im zentralen Nervensystem und in der kortikalen Bewegungsplanung ? *Neurol Rehabil*, 10 (2), 130-136.
- Baumeister, J. & Weiss, M. (2002). Atypische Verläufe ausgesuchter Parameter im isokinetischen Training nach vorderer Kreuzband-plastik - Diskussion neurophysiologischer Ursachen. *Sportverletz Sportschaden*, 16 (2), 74-9.
- Baumeister, J., Ries, C. & Weiß, M. (2004) Influence of limb dominance on

- knee flexor:extensor ratio of ACL reconstructed patients. *Isokin Exerc Sci* 12 (1), 59-60
- Beynnon, B., Renström, P., Konradsen, L., Elmqvist, L., Gottlieb, D. & Dirks, M. (2000). Validation of techniques to measure knee proprioception. In S. Lephart & F. Fu (Ed.), *Proprioception and neuromuscular control in joint stability* (Champaign: Human Kinetics).
- Biedert, R., Mueller, W., Lobenhoffer, P., Lattermann, C., Stauffer, E. & Zwick, E. (1998). Sensomotorische Funktion des Kniegelenkes. *Sportorthopädie Sporttraumatologie*, 14 (4), 186-194, Lit.
- Birbaumer, N. & Schmidt, R. F. (2006). *Biologische Psychologie: mit 41 Tabellen*. Heidelberg: Springer.
- Bodegard, A., Geyer, S., Herath, P., Grefkes, C., Zilles, K. & Roland, P. E. (2003). Somatosensory areas engaged during discrimination of steady pressure, spring strength, and kinesthesia. *Hum Brain Mapp*, 20 (2), 103-15.
- Bonfim, T. R., Jansen Paccola, C. A. & Barela, J. A. (2003). Proprioceptive and behavior impairments in individuals with anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Arch Phys Med Rehabil*, 84 (8), 1217-23.
- Bortz, J. (2005). *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler: mit 242 Tabellen*. New York: Springer.
- Bosch, U., Skutek, M., Fremerey, R. W. & Tscherne, H. (1998). Outcome after primary and secondary hemiarthroplasty in elderly patients with fractures of the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg*, 7 (5), 479-84.
- Branch, T. P., Hunter, R. & Donath, M. (1989). Dynamic EMG analysis of anterior cruciate deficient legs with and without bracing during cutting. *Am J Sports Med*, 17 (1), 35-41.
- Brinckmann, P., Frobin, W. & Leivseth, G. (2000). *Orthopädische Biomechanik*. New York: Thieme.
- Brodmann, K. (1985). *Vergleichende Lokalisationslehre der Grosshirnrinde: in ihren Prinzipien dargestellt auf Grund d. Zellenbaues*. Leipzig: Barth.

- Bulgheroni, P., Bulgheroni, M. V., Andrini, L., Guffanti, P. & Giughello, A. (1997). Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 5 (1), 14-21.
- Bullock-Saxton, J. E., Wong, W. J. & Hogan, N. (2001). The influence of age on weight-bearing joint reposition sense of the knee. *Exp Brain Res*, 136 (3), 400-6.
- Burke, D., Gandevia, S. C. & Macefield, G. (1988). Responses to passive movement of receptors in joint, skin and muscle of the human hand. *J Physiol*, 402, 347-61.
- Campo, P., Maestu, F., Ortiz, T., Capilla, A., Fernandez, S. & Fernandez, A. (2005). Is medial temporal lobe activation specific for encoding long-term memories? *Neuroimage*, 25 (1), 34-42.
- Carson, R. G. & Riek, S. (2001). Changes in muscle recruitment patterns during skill acquisition. *Exp Brain Res*, 138 (1), 71-87.
- Chmielewski, T. L., Rudolph, K. S., Fitzgerald, G. K., Axe, M. J. & Snyder-Mackler, L. (2001). Biomechanical evidence supporting a differential response to acute ACL injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16 (7), 586-91.
- Chmielewski, T. L., Rudolph, K. S. & Snyder-Mackler, L. (2002). Development of dynamic knee stability after acute ACL injury. *J Electromyogr Kinesiol*, 12 (4), 267-74.
- Ciccarelli, O., Toosy, A. T., Marsden, J. F., Wheeler-Kingshott, C. M., Sahyoun, C., Matthews, P. M., Miller, D. H. & Thompson, A. J. (2005). Identifying brain regions for integrative sensorimotor processing with ankle movements. *Exp Brain Res*, 166 (1), 31-42.
- Ciccotti, M. G., Kerlan, R. K., Perry, J. & Pink, M. (1994). An electromyographic analysis of the knee during functional activities. II. The anterior cruciate ligament-deficient and -reconstructed profiles. *Am J Sports Med*, 22 (5), 651-8.
- Clark, F. J., Burgess, R. C., Chapin, J. W. & Lipscomb, W. T. (1985). Role of intramuscular receptors in the awareness of limb position. *J Neurophysiol*, 54 (6), 1529-40.

- Cole, H. W. & Ray, W. J. (1985). EEG correlates of emotional tasks related to attentional demands. *Int J Psychophysiol*, 3 (1), 33-41.
- Collette, F., Salmon, E., Van der Linden, M., Chicherio, C., Belleville, S., Degueldre, C., Delfiore, G. & Franck, G. (1999). Regional brain activity during tasks devoted to the central executive of working memory. *Brain Res Cogn Brain Res*, 7 (3), 411-7.
- Collette, F. & Van der Linden, M. (2002). Brain imaging of the central executive component of working memory. *Neurosci Biobehav Rev*, 26 (2), 105-25.
- Cooper, R., Osselton, J. W. & Shaw, J. C. (1984). *Elektroenzephalographie: Technik u. Methoden*. New York: Fischer.
- Cooper, R. L., Taylor, N. F. & Feller, J. A. (2005). A systematic review of the effect of proprioceptive and balance exercises on people with an injured or reconstructed anterior cruciate ligament. *Res Sports Med*, 13 (2), 163-78.
- Corrigan, J. P., Cashman, W. F. & Brady, M. P. (1992). Proprioception in the cruciate deficient knee. *J Bone Joint Surg Br*, 74 (2), 247-50.
- Crews, D. J. & Landers, D. M. (1993). Electroencephalographic measures of attentional patterns prior to the golf putt. *Med Sci Sports Exerc*, 25 (1), 116-26.
- Davidoff, R. A. (1989). The dorsal columns. *Neurology*, 39 (10), 1377-85.
- Davies, G., Ross, D., Gould, J. & Rowinski, M. (1984). Computerized Cybex testing of ACL reconstruction assessing quadriceps peak torque, TAE, total work, and average power. *Med Sci Sport Exc*, 16 (2), 204.
- Dettmers, C., Liepert, J., Adler, T., Rzanny, R., Rijntjes, M., van Schayck, R., Kaiser, W., Bruckner, L. & Weiller, C. (1999). Abnormal motor cortex organization contralateral to early upper limb amputation in humans. *Neurosci Lett*, 263 (1), 41-4.
- Devita, P., Hortobagyi, T., Barrier, J., Torry, M., Glover, K. L., Speroni, D. L., Money, J. & Mahar, M. T. (1997). Gait adaptations before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Med Sci Sports Exerc*,

29 (7), 853-9.

Dover, G. & Powers, M. E. (2003). Reliability of Joint Position Sense and Force-Reproduction Measures During Internal and External Rotation of the Shoulder. *J Athl Train*, 38 (4), 304-310.

Ducke, I. (2006). *Ergebnisse 4 Jahre nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes: welche Variablen sind zur Ergebnisbeurteilung relevant?*. Berlin: Humboldt-Univ.

Elmqvist, L. G., Lorentzon, R., Langstrom, M. & Fugl-Meyer, A. R. (1988). Reconstruction of the anterior cruciate ligament. Long-term effects of different knee angles at primary immobilization and different modes of early training. *Am J Sports Med*, 16 (5), 455-62.

Elmqvist, L. G., Lorentzon, R., Langstrom, M. & Fugl-Meyer, A. R. (1988). Reconstruction of the anterior cruciate ligament. Long-term effects of different knee angles at primary immobilization and different modes of early training. *Am J Sports Med*, 16 (5), 455-62.

Engelhardt, M., Freiwald, J. & Reuter, I. (1994). Neuromuscular changes after trauma to the knee. *AAOM Quarterly*, 7, 5-6.

Engelhardt, M. & Freiwald, J. (1997). EMG-kontrollierte Muskelrehabilitierung--Knieverletzungen. *Sportverletz Sportschaden*, 11 (3), 87-99.

Engelhardt, M. (1998). *Neuromuskuläre Veränderungen nach Kniegelenkstraumen und Operationen am Kniegelenk*. : Frankfurt (Main), Univ., Habil.-Schr.

Engelhardt, M., Freiwald, J. & Reuter, I. (2001). Alterations of the neuromuscular system after knee injury. *Eur J Sports Traumatol Rel Res*, 23 (2), 75-81.

Enoka, R. M. (1998). *Neuromechanical basis of kinesiology*. 2. ed. Champaign: Human Kinetics.

Enoka, R. M., Christou, E. A., Hunter, S. K., Kornatz, K. W., Semmler, J. G., Taylor, A. M. & Tracy, B. L. (2003). Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. *J*

- Electromyogr Kinesiol*, 13 (1), 1-12.
- Etnier, J. L., Whitwer, S. S., Landers, D. M., Petruzzello, S. J. & Salazar, W. (1996). Changes in electroencephalographic activity associated with learning a novel motor task. *Res Q Exerc Sport*, 67 (3), 272-9.
- Ferrell, W. R., Gandevia, S. C. & McCloskey, D. I. (1987). The role of joint receptors in human kinaesthesia when intramuscular receptors cannot contribute. *J Physiol*, 386, 63-71.
- Ferrell, W. R. (1980). The adequacy of stretch receptors in the cat knee joint for signalling joint angle throughout a full range of movement. *J Physiol*, 290, 85-99.
- Fink, C., Hoser, C., Benedetto, K. P. & Judmaier, W. (1994). (Neuro)Muskuläre Veränderungen der kniegelenksstabilisierenden Muskulatur nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes. *Sportverletz Sportschaden*, 8 (1), 25-30.
- Fischer-Rasmussen, T. & Jensen, P. E. (2000). Proprioceptive sensitivity and performance in anterior cruciate ligament-deficient knee joints. *Scand J Med Sci Sports*, 10 (2), 85-9.
- Fischer-Rasmussen, T., Jensen, T. O., Kjaer, M., Krogsgaard, M., Dyhre-Poulsen, P. & Magnusson, S. P. (2001). Is proprioception altered during loaded knee extension shortly after ACL rupture? *Int J Sports Med*, 22 (5), 385-91.
- Fournier, L. R., Wilson, G. F. & Swain, C. R. (1999). Electrophysiological, behavioral, and subjective indexes of workload when performing multiple tasks: manipulations of task difficulty and training. *Int J Psychophysiol*, 31 (2), 129-45.
- Freeman, M. A. (1965). Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg Br*, 47 (4), 669-77.
- Freeman, M. A. & Wyke, B. (1967). The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat. *J Anat*, 101 (Pt 3), 505-32.
- Freiwald, J., Jäger, A. & Starker, M. (1993). EMG-gestützte Funktionsanalyse im Rahmen einer Nachuntersuchung nach arthroskopisch versorgten

- vorderen Kreuzbandverletzungen. *Sport*, 7, 122-128.
- Freiwald, J., Engelhardt, M., Reuter, I. (1994). Die Messung der Muskulatur mittels isokinetischer und kombiniert elektromyographischer Meßstation. In L. Zichner, J. Freiwald, M. Engelhardt (Ed.), *Die Muskulatur: Sensibles, integratives und meßbares Organ* (pp. 69-98). Wehr: Ciba-Geigy.
- Fremerey, R. W., Lobenhoffer, P., Born, I., Tscherne, H. & Bosch, U. (1998). Kann die Kniegelenkspropriozeption durch Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes wiederhergestellt werden? Eine prospektive Longitudinalstudie. *Unfallchirurg*, 101 (9), 697-703.
- Fremerey, R. W., Lobenhoffer, P., Zeichen, J., Skutek, M., Bosch, U. & Tscherne, H. (2000). Proprioception after rehabilitation and reconstruction in knees with deficiency of the anterior cruciate ligament: a prospective, longitudinal study. *J Bone Joint Surg Br*, 82 (6), 801-6.
- Friden, T., Roberts, D., Zatterstrom, R., Lindstrand, A. & Moritz, U. (1997). Proprioception after an acute knee ligament injury: a longitudinal study on 16 consecutive patients. *J Orthop Res*, 15 (5), 637-44.
- Gandevia, S. C. & McCloskey, D. I. (1976). Joint sense, muscle sense, and their combination as position sense, measured at the distal interphalangeal joint of the middle finger. *J Physiol*, 260 (2), 387-407.
- Gandevia, S. C., Hall, L. A., McCloskey, D. I. & Potter, E. K. (1983). Proprioceptive sensation at the terminal joint of the middle finger. *J Physiol*, 335, 507-17.
- Gandevia, S. C., McCloskey, D. I. & Burke, D. (1992). Kinaesthetic signals and muscle contraction. *Trends Neurosci*, 15 (2), 62-5.
- Gerloff, C., Bushara, K., Sailer, A., Wassermann, E. M., Chen, R., Matsuoka, T., Waldvogel, D., Wittenberg, G. F., Ishii, K., Cohen, L. G. & Hallett, M. (2006). Multimodal imaging of brain reorganization in motor areas of the contralesional hemisphere of well recovered patients after capsular stroke. *Brain*, 129 (Pt 3), 791-808.
- Gevins, A. S., Zeitlin, G. M., Ancoli, S. & Yeager, C. L. (1977). Computer rejection of EEG artifact. II. Contamination by drowsiness.

- Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 43 (1), 31-42.
- Gevins, A. S. & Schaffer, R. E. (1980). A critical review of electroencephalographic (EEG) correlates of higher cortical functions. *Crit Rev Bioeng*, 4 (2), 113-64.
- Gevins, A., Smith, M. E., McEvoy, L. & Yu, D. (1997). High-resolution EEG mapping of cortical activation related to working memory: effects of task difficulty, type of processing, and practice. *Cereb Cortex*, 7 (4), 374-85.
- Gottlieb, D., Beynnon, B., Dirks, M. & Renström, P. (1994). Is joint position sense clinically relevant. *Trans Orthop Res Soc*, 18, 83.
- Grabiner, M. D., Lundin, T. M. & Feuerbach, J. W. (1993). Converting Chattecx Balance System vertical reaction force measurements to center of pressure excursion measurements. *Phys Ther*, 73 (5), 316-9.
- Grunwald, M., Weiss, T., Krause, W., Beyer, L., Rost, R., Gutberlet, I. & Gertz, H. J. (2001). Theta power in the EEG of humans during ongoing processing in a haptic object recognition task. *Brain Res Cogn Brain Res*, 11 (1), 33-7.
- Guyton, A. C. & Hall, J. E. (1996). *Textbook of medical physiology*. Philadelphia, Pa. [u.a.]: Saunders.
- Halsband, U. & Lange, R. K. (2006). Motor learning in man: a review of functional and clinical studies. *J Physiol Paris*, 99 (4-6), 414-24.
- Hansen, E. (1992). *Die EEG-Grundaktivität als Ausdruck zentral-nervaler Aktivierungsprozesse bei mentalem Üben motorischer Fertigkeiten*. Jena: Univ.
- Hanser, H. (2000). *Lexikon der Neurowissenschaft: in vier Bänden*. Berlin: Spektrum, Akad. Verl.
- Harter, R. A., Osternig, L. R., Singer, K. M., James, S. L., Larson, R. L. & Jones, D. C. (1988). Long-term evaluation of knee stability and function following surgical reconstruction for anterior cruciate ligament insufficiency. *Am J Sports Med*, 16 (5), 434-43.
- Hasselmo, M. E. (2005). What is the function of hippocampal theta rhythm?-- Linking behavioral data to phasic properties of field potential and unit

- recording data. *Hippocampus*, 15 (7), 936-49.
- Hatfield, B. D., Haufler, A. J., Hung, T. & Spalding, T. W. (2004). Electroencephalographic studies of skilled psychomotor performance. *J Clin Neurophysiol*, 21 (3), 144-56.
- Haufler, A. J., Spalding, T. W., Santa Maria, D. L. & Hatfield, B. D. (2000). Neuro-cognitive activity during a self-paced visuospatial task: comparative EEG profiles in marksmen and novice shooters. *Biol Psychol*, 53 (2-3), 131-60.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, 10 (5), 361-74.
- Heroux, M. E. & Tremblay, F. (2005). Weight discrimination after anterior cruciate ligament injury: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil*, 86 (7), 1362-8.
- Herrero, M., Barcia, C. & Navarro, J. M. (2002). Functional anatomy of thalamus and basal ganglia. *Childs Nerv Syst*, 18 (8), 386-404.
- Hofmaier, A. (2005). *Propriozeptionsmessungen am Kniegelenk unter kritischer Betrachtung wissenschaftlicher, methodischer und messtechnischer Gesichtspunkte*. Münster (Westfalen): Univ.
- Honda, M., Nagamine, T., Fukuyama, H., Yonekura, Y., Kimura, J. & Shibasaki, H. (1997). Movement-related cortical potentials and regional cerebral blood flow change in patients with stroke after motor recovery. *J Neurol Sci*, 146 (2), 117-26.
- Hopper, D. M., Creagh, M. J., Formby, P. A., Goh, S. C., Boyle, J. J. & Strauss, G. R. (2003). Functional measurement of knee joint position sense after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arch Phys Med Rehabil*, 84 (6), 868-72.
- Hortobagyi, T., Garry, J., Holbert, D. & Devita, P. (2004). Aberrations in the control of quadriceps muscle force in patients with knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 51 (4), 562-9.
- Hund-Georgiadis, M. & von Cramon, D. Y. (1999). Motor-learning-related

- changes in piano players and non-musicians revealed by functional magnetic-resonance signals. *Exp Brain Res*, 125 (4), 417-25.
- Ishii, R., Shinosaki, K., Ukai, S., Inouye, T., Ishihara, T., Yoshimine, T., Hirabuki, N., Asada, H., Kihara, T., Robinson, S. E. & Takeda, M. (1999). Medial prefrontal cortex generates frontal midline theta rhythm. *Neuroreport*, 10 (4), 675-9.
- Janer, K. & Pardo, J. (1990). Deficits in selective attention following bilateral anterior cingulotomy. *J Cogn Neurosci*, 3, 231-241.
- Jankowska, E. (1992). Interneuronal relay in spinal pathways from proprioceptors. *Prog Neurobiol*, 38 (4), 335-378.
- Jasper, H. (1958). The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 10, 371-375.
- Jeannerod, M. (1995). Mental imagery in the motor context. *Neuropsychologia*, 33 (11), 1419-32.
- Jensen, T. O., Fischer-Rasmussen, T., Kjaer, M. & Magnusson, S. P. (2002). Proprioception in poor- and well-functioning anterior cruciate ligament deficient patients. *J Rehabil Med*, 34 (3), 141-9.
- Jerosch, J. & Prymka, M. (1996). Propriozeptive Fähigkeiten im Bereich des Kniegelenks bei Patienten nach vorderer Kreuzbandruptur. *Unfallchirurg*, 99 (11), 861-8.
- Johansson, H., Sjolander, P. & Sojka, P. (1991). A sensory role for the cruciate ligaments. *Clin Orthop Relat Res* (268), 161-78.
- Kapreli, E. & Athanasopoulos, S. (2006). The anterior cruciate ligament deficiency as a model of brain plasticity. *Med Hypotheses*, 67 (3), 645-50.
- Klimesch, W., Schimke, H. & Pfurtscheller, G. (1993). Alpha frequency, cognitive load and memory performance. *Brain Topogr*, 5 (3), 241-51.
- Klimesch, W., Schimke, H. & Schwaiger, J. (1994). Episodic and semantic memory: an analysis in the EEG theta and alpha band. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 91 (6), 428-41.
- Klimesch, W. (1997). EEG-alpha rhythms and memory processes. *Int J*

- Psychophysiol*, 26 (1-3), 319-40.
- Klinke, R., Silbernagl, S. & Bauer, C. (1994). *Lehrbuch der Physiologie: 47 Tabellen*. New York: Thieme.
- Knoll, Z., Kiss, R. M. & Kocsis, L. (2004). Gait adaptation in ACL deficient patients before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *J Electromyogr Kinesiol*, 14 (3), 287-94.
- Knott, V. J. (1990). Neuroelectrical activity related to panic disorder. *Prog Neuropsychopharmacol Biol Psychiatry*, 14 (5), 697-707.
- Kondo, H., Morishita, M., Osaka, N., Osaka, M., Fukuyama, H. & Shibasaki, H. (2004). Functional roles of the cingulo-frontal network in performance on working memory. *Neuroimage*, 21 (1), 2-14.
- Konishi, Y., Fukubayashi, T. & Takeshita, D. (2002). Possible mechanism of quadriceps femoris weakness in patients with ruptured anterior cruciate ligament. *Med Sci Sports Exerc*, 34 (9), 1414-8.
- Krings, T., Topper, R., Foltys, H., Erberich, S., Sparing, R., Willmes, K. & Thron, A. (2000). Cortical activation patterns during complex motor tasks in piano players and control subjects. A functional magnetic resonance imaging study. *Neurosci Lett*, 278 (3), 189-93.
- Kuhl, J. (1990). *Kurzanweisung zum Fragebogen HAKEMP 90*. Osnabrück.
- Kuhl, J. (1991). A theory of action and state orientation. In J. Kuhl, T. Goschke & M. Kazen-Sad (Ed.), *A Theory of Self-regulation: Personality, Assessment, and Experimental Analysis*. (Vol.1, pp. 4-45). Osnabrück:.
- LaBerge, D. & Buchsbaum, M. S. (1990). Positron emission tomographic measurements of pulvinar activity during an attention task. *J Neurosci*, 10 (2), 613-9.
- Lattanzio, P. J. & Petrella, R. J. (1998). Knee proprioception: a review of mechanisms, measurements, and implications of muscular fatigue. *Orthopedics*, 21 (4), 463-70; discussion 470-1; passim.
- Laux, L., Glanzmann, P., Schaffner, P. & Spielberger, C. (1981). *Das State-Trait-Angstinventar*. Weinheim: Beltz Test GmbH.

- Lephart, S. M., Pincivero, D. M. & Rozzi, S. L. (1998). Proprioception of the ankle and knee. *Sports Med*, 25 (3), 149-55.
- Lopes da Silva, F. (1991). Neural mechanisms underlying brain waves: from neural membranes to networks. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 79 (2), 81-93.
- Lotze, M., Montoya, P., Erb, M., Hülsmann, E., Flor, H., Klose, U., Birbaumer, N. & Grodd, W. (1999). Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements: an fMRI study. *J Cogn Neurosci*, 11 (5), 491-501.
- Lutzenberger, W. [. (1985). *Das EEG: Psychophysiologie u. Methodik von Spontan-EEG u. ereigniskorrelierten Potentialen*. Tokyo: Springer.
- Lysholm, J. & Gillquist, J. (1982). Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *Am J Sports Med*, 10 (3), 150-4.
- Lysholm, M., Ledin, T., Odkvist, L. M. & Good, L. (1998). Postural control—a comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals. *Scand J Med Sci Sports*, 8 (6), 432-8.
- Macefield, G., Gandevia, S. C. & Burke, D. (1990). Perceptual responses to microstimulation of single afferents innervating joints, muscles and skin of the human hand. *J Physiol*, 429, 113-29.
- Makeig, S. & Jung, T. P. (1995). Changes in alertness are a principal component of variance in the EEG spectrum. *Neuroreport*, 7 (1), 213-6.
- Marks, D. F. & Isaac, A. R. (1995). Topographical distribution of EEG activity accompanying visual and motor imagery in vivid and non-vivid imagers. *Br J Psychol*, 86 (Pt 2), 271-82.
- McCloskey, D. (1987). Kinesthetic Sensibility. *Physiol rev*, 58, 763-820.
- McEvoy, L. K., Pellouchoud, E., Smith, M. E. & Gevins, A. (2001). Neurophysiological signals of working memory in normal aging. *Brain Res Cogn Brain Res*, 11 (3), 363-76.
- Mechau, D. (2001). *EEG im Sport: kortikale Aktivität im topographischen*

- EEG durch sportliche Beanspruchung.* Schorndorf: Hofmann.
- Mima, T. (2004). Cortico-cortical coherence. *Suppl Clin Neurophysiol*, 57, 577-82.
- Miyasaka, K., Daniel, D., Shore, M. & Hirsham, P. (1991). The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg*, 4, 3-8.
- Nair, D. G., Purcott, K. L., Fuchs, A., Steinberg, F. & Kelso, J. A. S. (2003). Cortical and cerebellar activity of the human brain during imagined and executed unimanual and bimanual action sequences: a functional MRI study. *Brain Res Cogn Brain Res*, 15 (3), 250-60.
- Neuper, C. & Pfurtscheller, G. (2001). Event-related dynamics of cortical rhythms: frequency-specific features and functional correlates. *Int J Psychophysiol*, 43 (1), 41-58.
- Neuper, C., Scherer, R., Reiner, M. & Pfurtscheller, G. (2005). Imagery of motor actions: differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG. *Brain Res Cogn Brain Res*, 25 (3), 668-77.
- Newton, R. A. (1982). Joint receptor contributions to reflexive and kinesthetic responses. *Phys Ther*, 62 (1), 22-9.
- Niedermeyer, E. & Lopes da Silva, F. (2005). *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*. Philadelphia [u.a.]: Lippincott Williams Wilkins.
- Noth, J. (1996). Die kortikale Motorik. pp. 7-21, Lit). Köln: Sport u. Buch Strauß.
- Nürnberg, F. (1997). Lokalisation und Funktion von Rezeptoren im Gelenk-Muskel-Komplex. In L. Zichner, M. Engelhardt & J. Freiwald (Ed.), *Neuromuskuläre Dysbalancen* (pp. 25-38). Wehr: Ciba-Geigy.
- O'Connell, M., George, K. & Stock, D. (1998). Postural sway and balance testing: a comparison of normal and anterior cruciate ligament deficient knees. *Gait Posture*, 8 (2), 136-142.
- Ochi, M., Iwasa, J., Uchio, Y., Adachi, N. & Sumen, Y. (1999). The

- regeneration of sensory neurones in the reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br*, 81 (5), 902-6.
- Ochi, M., Iwasa, J., Uchio, Y., Adachi, N. & Kawasaki, K. (2002). Induction of somatosensory evoked potentials by mechanical stimulation in reconstructed anterior cruciate ligaments. *J Bone Joint Surg Br*, 84 (5), 761-6.
- Oldfield, R. C. (1971). The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*, 9 (1), 97-113.
- Osaka, N., Osaka, M., Kondo, H., Morishita, M., Fukuyama, H. & Shibasaki, H. (2004). The neural basis of executive function in working memory: an fMRI study based on individual differences. *Neuroimage*, 21 (2), 623-31.
- Pap, G., Machner, A., Nebelung, W. & Awiszus, F. (1999). Detailed analysis of proprioception in normal and ACL-deficient knees. *J Bone Joint Surg Br*, 81 (5), 764-8.
- Papadonikolakis, A., Cooper, L., Stergiou, N., Georgoulis, A. D. & Soucacos, P. N. (2003). Compensatory mechanisms in anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 11 (4), 235-43.
- Patel, R. R., Hurwitz, D. E., Bush-Joseph, C. A., Bach, B. R. J. & Andriacchi, T. P. (2003). Comparison of clinical and dynamic knee function in patients with anterior cruciate ligament deficiency. *Am J Sports Med*, 31 (1), 68-74.
- Pfeifer, K. (1996). *Bewegungsverhalten und neuromuskuläre Aktivierung nach Kreuzbandrekonstruktion*. Neu-Isenburg: LinguaMed-Verl.-GmbH.
- Pfurtscheller, G. & Klimesch, W. (1992). Functional topography during a visuo-verbal judgment task studied with event-related desynchronization mapping. *J Clin Neurophysiol*, 9 (1), 120-31.
- Pitman, M. I., Nainzadeh, N., Menche, D., Gasalberti, R. & Song, E. K. (1992). The intraoperative evaluation of the neurosensory function of the anterior cruciate ligament in humans using somatosensory evoked potentials. *Arthroscopy*, 8 (4), 442-7.

- Posner, M. & Peterson, S. (1990). The attentional system of the human brain. *Ann Rev Neurosci*, 13, 25-42.
- Proske, U. (2005). What is the role of muscle receptors in proprioception? *Muscle Nerve*, 31 (6), 780-7.
- Quante, M. & Hille, E. (1999). Propriozeption: eine kritische Analyse zum Stellenwert in der Sportmedizin. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 50 (10), 306-310, Lit.
- Ramnani, N. (2006). The primate cortico-cerebellar system: anatomy and function. *Nat Rev Neurosci*, 7 (7), 511-22.
- Ray, W. J. & Cole, H. W. (1985). EEG alpha activity reflects attentional demands, and beta activity reflects emotional and cognitive processes. *Science*, 228 (4700), 750-2.
- Reddy, H., Floyer, A., Donaghy, M. & Matthews, P. M. (2001). Altered cortical activation with finger movement after peripheral denervation: comparison of active and passive tasks. *Exp Brain Res*, 138 (4), 484-91.
- Reider, B., Arcand, M. A., Diehl, L. H., Mroczek, K., Abulencia, A., Stroud, C. C., Palm, M., Gilbertson, J. & Staszak, P. (2003). Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 19 (1), 2-12.
- Reuter, I., Engelhardt, M. & Freiwald, J. (1994). Sensorische Rückmeldung aus arthronalen Systemen als Steuerungsvoraussetzung der Muskulatur. In L. Zichner, M. Engelhardt & J. Freiwald (Ed.), *Die Muskulatur - Sensibles, integratives und messbares Organ* (pp. 41-52). Wehr: Ciba-Geigy.
- Risberg, M. A. & Ekeland, A. (1994). Assessment of functional tests after anterior cruciate ligament surgery. *J Orthop Sports Phys Ther*, 19 (4), 212-7.
- Risberg, M. A., Beynnon, B. D., Peura, G. D. & Uh, B. S. (1999). Proprioception after anterior cruciate ligament reconstruction with and without bracing. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 7 (5), 303-9.

- Roberts, D., Friden, T., Stomberg, A., Lindstrand, A. & Moritz, U. (2000). Bilateral proprioceptive defects in patients with a unilateral anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison between patients and healthy individuals. *J Orthop Res*, 18 (4), 565-71.
- Roland, P. E., Skinhoj, E., Lassen, N. A. & Larsen, B. (1980). Different cortical areas in man in organization of voluntary movements in extrapersonal space. *J Neurophysiol*, 43 (1), 137-50.
- Roland, P. E., Larsen, B., Lassen, N. A. & Skinhoj, E. (1980). Supplementary motor area and other cortical areas in organization of voluntary movements in man. *J Neurophysiol*, 43 (1), 118-36.
- Roland, P. E. & Friberg, L. (1985). Localization of cortical areas activated by thinking. *J Neurophysiol*, 53 (5), 1219-43.
- Rossini, P. M. & Dal Forno, G. (2004). Integrated technology for evaluation of brain function and neural plasticity. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 15 (1), 263-306.
- Ruchkin, D. S., Grafman, J., Cameron, K. & Berndt, R. S. (2003). Working memory retention systems: a state of activated long-term memory. *Behav Brain Sci*, 26 (6), 709-28; discussion 728-77.
- Rudolph, K. S. & Snyder-Mackler, L. (2004). Effect of dynamic stability on a step task in ACL deficient individuals. *J Electromyogr Kinesiol*, 14 (5), 565-75.
- Rudroff, T. (2003). Functional capability is enhanced with semitendinosus than patellar tendon ACL repair. *Med Sci Sports Exerc*, 35 (9), 1486-92.
- Sabbah, P., Simond, G., Levrier, O., Habib, M., Trabaud, V., Murayama, N., Mazoyer, B. M., Briant, J. F., Raybaud, C. & Salamon, G. (1995). Functional magnetic resonance imaging at 1.5 T during sensorimotor and cognitive task. *Eur Neurol*, 35 (3), 131-6.
- Sauseng, P., Klimesch, W., Gruber, W., Doppelmayr, M., Stadler, W. & Schabus, M. (2002). The interplay between theta and alpha oscillations in the human electroencephalogram reflects the transfer of information between memory systems. *Neurosci Lett*, 324 (2), 121-4.

- Sauseng, P., Klimesch, W., Doppelmayr, M., Hanslmayr, S., Schabus, M. & Gruber, W. R. (2004). Theta coupling in the human electroencephalogram during a working memory task. *Neurosci Lett*, 354 (2), 123-6.
- Sauseng, P., Klimesch, W., Schabus, M. & Doppelmayr, M. (2005). Fronto-parietal EEG coherence in theta and upper alpha reflect central executive functions of working memory. *Int J Psychophysiol*, 57 (2), 97-103.
- Schacter, D. L. (1977). EEG theta waves and psychological phenomena: a review and analysis. *Biol Psychol*, 5 (1), 47-82.
- Schmidt, R. A. & Lee, T. D. (1999). *Motor control and learning - a behavioral emphasis. 3rd ed.* Champaign: Human Kinetics.
- Schmidt, R. F. & Birbaumer, N. (2001). *Neuro- und Sinnesphysiologie: mit 12 Tabellen.* Tokio: Springer.
- Schmidt, R. F. (2005). *Physiologie des Menschen: mit Pathophysiologie.* New York: Springer.
- Schnitzler, A. & Gross, J. (2005). Normal and pathological oscillatory communication in the brain. *Nat Rev Neurosci*, 6 (4), 285-96.
- Schultz, R. A., Miller, D. C., Kerr, C. S. & Micheli, L. (1984). Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *J Bone Joint Surg Am*, 66 (7), 1072-6.
- Schwenkreis, P., Witscher, K., Janssen, F., Pleger, B., Dertwinkel, R., Zenz, M., Malin, J. P. & Tegenthoff, M. (2001). Assessment of reorganization in the sensorimotor cortex after upper limb amputation. *Clin Neurophysiol*, 112 (4), 627-35.
- Semmler, R. (1992). Zum Einfluß der personengebundenen Konzentrationsmerkmale Handlungs- und Lageorientierung auf kognitive Komponenten der Bewegungssteuerung bei Handballspielern. In P. Kaul & K. Zimmermann (Ed.), *Psychomotorik in Forschung und Praxis.* (Vol.13, pp. 95-112).
- Semmler, R., Beyer, L. & Grunwald, M. (1994). Zur zentralnervalen

- Aktivierung bei Antizipationsleistungen von Handballspielern. pp. 123-127, Lit.). Sankt Augustin: Academia Verl.
- Semmler-Ludwig, R. (2001). Beeinflussen Handlungs- bzw. Lageorientierung das Entscheidungsverhalten? *TUC Contact*, 9, 18-21.
- Seto, J. L., Orofino, A. S., Morrissey, M. C., Medeiros, J. M. & Mason, W. J. (1988). Assessment of quadriceps/hamstring strength, knee ligament stability, functional and sports activity levels five years after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 16 (2), 170-80.
- Shaw, J. C. (2003). *Then Brain's Alpha Rythms and the mind*. Amsterdam: Elsevier Science B.V.
- Sherrington, C. S. (1906). Observations on the scratch-reflex in the spinal dog. *J Physiol*, 34 (1-2), 1-50.
- Sjolander, P., Johansson, H. & Djupsjobacka, M. (2002). Spinal and supraspinal effects of activity in ligament afferents. *J Electromyogr Kinesiol*, 12 (3), 167-76.
- Skinner, H. B., Barrack, R. L. & Cook, S. D. (1984). Age-related decline in proprioception. *Clin Orthop Relat Res* (184), 208-11.
- Slobounov, S. M., Fukada, K., Simon, R., Rearick, M. & Ray, W. (2000). Neurophysiological and behavioral indices of time pressure effects on visuomotor task performance. *Brain Res Cogn Brain Res*, 9 (3), 287-98.
- Smith, M. E., McEvoy, L. K. & Gevins, A. (1999). Neurophysiological indices of strategy development and skill acquisition. *Brain Res Cogn Brain Res*, 7 (3), 389-404.
- Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B. H., Shoji, H., Bose, W., Beck, C. & D'Ambrosia, R. (1987). The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med*, 15 (3), 207-13.
- St Clair Gibson, A. (2002). Neural control mechanisms and anterior cruciate ligament injury. *S Afr J Sports Med*, 9, 17-22.
- Swanik, C., Lephart, S., Giannantonio, F. & Fu, F. (1997). Reestablishing proprioception and neuromuscular control in the ACL-injured athlete. *J*

- Sports Rehab*, 6, 182-206.
- Tegner, Y. & Lysholm, J. (1985). Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res* (198), 43-9.
- Thompson, R. F. (2001). *Das Gehirn: von der Nervenzelle zur Verhaltenssteuerung*. Berlin: Spektrum, Akad. Verl.
- Tripp, D. A., Stanish, W. D., Reardon, G., Coady, C. & Sullivan, M. J. (2003). Comparing Postoperative Pain Experiences of the Adolescent and Adult Athlete After Anterior Cruciate Ligament Surgery. *J Athl Train*, 38 (2), 154-157.
- Vaillancourt, D. E., Slifkin, A. B. & Newell, K. M. (2001). Visual control of isometric force in Parkinson's disease. *Neuropsychologia*, 39 (13), 1410-8.
- Valeriani, M., Restuccia, D., DiLazzaro, V., Franceschi, F., Fabbriciani, C. & Tonali, P. (1996). Central nervous system modifications in patients with lesion of the anterior cruciate ligament of the knee. *Brain*, 119 (Pt 5), 1751-62.
- Valeriani, M., Restuccia, D., DiLazzaro, V., Franceschi, F., Fabbriciani, C. & Tonali, P. (1996). Central nervous system modifications in patients with lesion of the anterior cruciate ligament of the knee. *Brain*, 119 (Pt 5), 1751-62.
- Valeriani, M., Restuccia, D., Di Lazzaro, V., Franceschi, F., Fabbriciani, C. & Tonali, P. (1999). Clinical and neurophysiological abnormalities before and after reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee. *Acta Neurol Scand*, 99 (5), 303-7.
- Vogt, B. A., Finch, D. M. & Olson, C. R. (1992). Functional heterogeneity in cingulate cortex: the anterior executive and posterior evaluative regions. *Cereb Cortex*, 2 (6), 435-43.
- Waite, J. C., Beard, D. J., Dodd, C. A. F., Murray, D. W. & Gill, H. S. (2005). In vivo kinematics of the ACL-deficient limb during running and cutting. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 13 (5), 377-84.
- Weiss, T., Hansen, E., Rost, R., Beyer, L., Merten, F., Nichelmann, C. &

- Zippel, C. (1994). Mental practice of motor skills used in poststroke rehabilitation has own effects on central nervous activation. *Int J Neurosci*, 78 (3-4), 157-66.
- West, S. J., Smith, L., Lambert, E. V., Noakes, T. D. & St Clair Gibson, A. (2005). Submaximal force production during perceptually guided isometric exercise. *Eur J Appl Physiol*, 95 (5-6), 537-42.
- Wilke, C. (2000). *Sensomotorische Leistungen der unteren Extremitäten*. Köln.
- Wilke, C. & Froböse, I. (2003). Quantifizierung propriozeptiver Leistungen von Kniegelenken. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54 (2), 49-54, Lit.
- Wilkerson, B. & Nitz, A. (1994). Dynamic akle stability: mechanical and neuromuscular relationships. *J Sport Rehab*, 3 (1), 43-57.
- Williams, G. N., Barrance, P. J., Snyder-Mackler, L. & Buchanan, T. S. (2004). Altered quadriceps control in people with anterior cruciate ligament deficiency. *Med Sci Sports Exerc*, 36 (7), 1089-97.
- Williams, G. N., Snyder-Mackler, L., Barrance, P. J., Axe, M. J. & Buchanan, T. S. (2005). Neuromuscular function after anterior cruciate ligament reconstruction with autologous semitendinosus-gracilis graft. *J Electromyogr Kinesiol*, 15 (2), 170-80.
- Wilson, G. F., Swain, C. R. & Ullsperger, P. (1999). EEG power changes during a multiple level memory retention task. *Int J Psychophysiol*, 32 (2), 107-18.
- Wojtys, E. M. & Huston, L. J. (1994). Neuromuscular performance in normal and anterior cruciate ligament-deficient lower extremities. *Am J Sports Med*, 22 (1), 89-104.
- Zimny, M. L., Schutte, M. & Dabezies, E. (1986). Mechanoreceptors in the human anterior cruciate ligament. Vol.214, pp. 204-9).

11 Anhang

11.1 Fragebögen

Händigkeitsfragebogen (Oldfield 1971)

Die Einschätzung und Analyse der Händigkeit

(The Edinburgh Inventory)

Name: _____

Geburtsdatum: _____

Geschlecht: _____

Hatten sie jemals eine Tendenz zur Links-Händigkeit?

Ja

Nein

Bitte zeigen sie Ihre Bevorzugung im Gebrauch der Hände bei den folgenden Aktivitäten an, indem sie + in die entsprechende Spalte einfügen. Wo die Bevorzugung so stark ist, daß sie niemals versuchen würden, die andere Hand zu benutzen, außer sie sind dazu gezwungen, tragen sie ++ ein. Sollten sie in einem Fall keine eindeutige Entscheidung treffen können, setzen sie + in beide Spalten.

Einige der Aktivitäten erfordern beide Hände. In diesen Fällen ist der Teil der Aufgabe, oder Sache, für den die Vorzugshand anzugeben ist, in den Klammern angegeben.

Bitte versuchen sie, alle Fragen zu beantworten und lassen sie nur eine Lücke, wenn sie überhaupt keine Erfahrung mit der Sache oder Aufgabe haben.

	R	L
1 schreiben		
2 zeichnen		
3 werfen		
4 Schere		
5 Kamm		
6 Zahnbürste		
7 Messer (ohne Gabel)		
8 Löffel		
9 Hammer		
10 Schraubenzieher		
11 Tennisschläger		
12 Messer (mit Gabel)		
13 Kricketschläger (untere Hand)		
14 Golfschläger (untere Hand)		
15 Besen (obere Hand)		
16 Harke (obere Hand)		
17 Streichholz anzünden (Streichholz)		
18 Schachtel öffnen (Deckel)		
19 Karten geben (Karte, die gegeben wird)		
20 Nadel einfädeln (Nadel oder Faden, je nachdem, was bewegt wird)		
40 Welches Fuß bevorzugen sie, um damit zu treten?		
41 Welches Auge benutzen sie, wenn sie nur eines benutzen?		

LQ

Decile

		FAST NIE	MÄHCHMAL	OFT	
		1	2	3	4
Anleitung: Im folgenden Fragebogen finden Sie eine Reihe von Feststellungen, mit denen man sich selbst beschreiben kann. Bitte lesen Sie jede Feststellung durch und wählen Sie aus den vier Antworten diejenige aus, die am besten auf Sie zutrifft. Kreuzen Sie bitte bei jeder Feststellung die Zahl unter der von Ihnen gewählten Antwort an. Es gibt keine richtigen oder falschen Antworten. Überlegen Sie bitte nicht lange und denken Sie daran, diejenige Antwort auszuwählen, die am besten beschreibt, wie Sie sich im allgemeinen fühlen.	21. Ich bin vergnügt	1	2	3	4
	22. Ich werde schnell müde	1	2	3	4
	23. Mir ist zum Weinen zumute	1	2	3	4
	24. Ich glaube, mir geht es schlechter als anderen Leuten	1	2	3	4
	25. Ich verpasse günstige Gelegenheiten, weil ich mich nicht schnell genug entscheiden kann	1	2	3	4
	26. Ich fühle mich ausgerut	1	2	3	4
	27. Ich bin ruhig und gelassen	1	2	3	4
	28. Ich glaube, daß mir meine Schwierigkeiten über den Kopf wachsen	1	2	3	4
	29. Ich mache mir zuviel Gedanken über unwichtige Dinge	1	2	3	4
	30. Ich bin glücklich	1	2	3	4
	31. Ich neige dazu, alles schwer zu nehmen	1	2	3	4
	32. Mir fehlt es an Selbstvertrauen	1	2	3	4
	33. Ich fühle mich geborgen	1	2	3	4
	34. Ich mache mir Sorgen über mögliches Mißgeschick	1	2	3	4
	35. Ich fühle mich niedergeschlagen	1	2	3	4
	36. Ich bin zufrieden	1	2	3	4
37. Unwichtige Gedanken gehen mir durch den Kopf und bedrücken mich	1	2	3	4	
38. Enttäuschungen nehme ich so schwer, daß ich sie nicht vergessen kann	1	2	3	4	
39. Ich bin ausgeglichener	1	2	3	4	
40. Ich werde nervös und unruhig, wenn ich an meine derzeitigen Angelegenheiten denke	1	2	3	4	

	ÜBERHAUPT NICHT	EIN WENIG	ZIEMLICH	SEHR
1. Ich bin ruhig	1	2	3	4
2. Ich fühle mich geborgen	1	2	3	4
3. Ich fühle mich angespannt	1	2	3	4
4. Ich bin bekümmert	1	2	3	4
5. Ich bin gelöst	1	2	3	4
6. Ich bin aufgeregt	1	2	3	4
7. Ich bin besorgt, daß etwas schiefgehen könnte	1	2	3	4
8. Ich fühle mich ausgeruht	1	2	3	4
9. Ich bin beunruhigt	1	2	3	4
10. Ich fühle mich wohl	1	2	3	4
11. Ich fühle mich selbstsicher	1	2	3	4
12. Ich bin nervös	1	2	3	4
13. Ich bin zappelig	1	2	3	4
14. Ich bin verkrampft	1	2	3	4
15. Ich bin entspannt	1	2	3	4
16. Ich bin zufrieden	1	2	3	4
17. Ich bin besorgt	1	2	3	4
18. Ich bin überreizt	1	2	3	4
19. Ich bin froh	1	2	3	4
20. Ich bin vergnügt	1	2	3	4

Handlungskontrollfragebogen HAKEMP (Kuhl 1990)

Universität-Paderborn / Sportmedizinisches Institut
Leiter: Prof. Dr. med. H. Liesen

Handlungskontrollfragebogen „HAKEMP“

Name: _____ Untersuchsungsdatum: _____

Bitte beantworten Sie die folgenden Fragen, indem Sie immer diejenige der beiden Antwortmöglichkeiten (A oder B) ankreuzen, von der Sie spontan meinen, dass sie am ehesten auf Sie zutrifft. Bitte beantworten Sie alle Fragen und lassen Sie keine aus:

1. Wenn ich etwas Wertvolles verloren habe und jede Suche vergeblich war, dann
☐ A kann ich mich schlecht auf etwas anderes konzentrieren
☐ B denke ich nicht mehr lange darüber nach
2. Wenn ich vier Wochen lang an einer Sache gearbeitet habe und dann doch alles misslungen ist, dann
☐ A dauert es lange, bis ich mich damit abfinde
☐ B denke ich nicht mehr lange darüber nach
3. Wenn ich bei einem Wettkampf öfter hintereinander verloren habe, dann
☐ A denke ich bald nicht mehr daran
☐ B geht mir das noch eine ganze Weile durch den Kopf
4. Wenn mir ein neues Gerät versehentlich auf den Boden gefallen ist und nicht mehr zu reparieren ist, dann
☐ A finde ich mich rasch mit der Sache ab
☐ B komme ich nicht so schnell darüber hinweg
5. Wenn ich jemanden, mit dem ich etwas Wichtiges besprechen muss, wiederholt nicht zu Hause antrfinde
☐ A geht mir das durch den Kopf, auch wenn ich mich schon mit etwas anderem beschäftige
☐ B blende ich aus, bis die nächste Gelegenheit kommt, ihn anzutreffen
6. Wenn ich nach einem Einkauf zu Hause merke, dass ich zuviel bezahlt habe, aber das Geld nicht mehr zurückbekomme
☐ A fällt es mir schwer, mich auf irgendetwas anderes zu konzentrieren
☐ B fällt es mir leicht, die Sache aus dem Kopf zu schlagen
7. Wenn meine Arbeit als völlig unzureichend bezeichnet wird, dann
☐ A lasse ich mich davon nicht lange beirren
☐ B bin ich zuerst wie gelähmt
8. Wenn ich mich verfare (z.B. mit dem Auto, mit dem Bus, usw.) und eine wichtige Verabredung verpasse,
☐ A kann ich mich zuerst schlecht aufraffen, irgendetwas anderes anzupacken
☐ B lasse ich die Sache erstmal auf sich beruhen und wende mich ohne Schwierigkeiten anderen Dingen zu

Universität-Paderborn / Sportmedizinisches Institut
Leiter: Prof. Dr. med. H. Liesen

Handlungskontrollfragebogen „HAKEMP“

9. Wenn mir etwas ganz Wichtiges immer wieder nicht gelingen will, dann
☐ A verliere ich allmählich den Mut
☐ B vergesse ich es zunächst einmal und beschäftige mich mit anderen Dingen
10. Wenn mich etwas traurig macht, dann
☐ A fällt es mir schwer, irgendetwas anderes zu tun
☐ B fällt es mir leicht, mich durch andere Dinge abzulenken
11. Wenn einmal sehr viele Dinge am selben Tag misslingen, dann
☐ A weiß ich manchmal nichts mit mir anzufangen
☐ B bleibe ich genauso tatkräftig, als wäre nichts passiert
12. Wenn ich meinen ganzen Ehrgeiz daran gesetzt habe, eine bestimmte Arbeit gut zu verrichten und es geht schief, dann
☐ A kann ich die Sache auf sich beruhen lassen und mich anderen Dingen zuwenden
☐ B fällt es mir schwer, überhaupt noch etwas zu tun
13. Wenn ich weiß, dass bald etwas erledigt werden muss, dann
☐ A muss ich mir oft einen Ruck geben, um den Anfang zu kriegen
☐ B fällt es mir leicht, es schnell hinter mich zu bringen
14. Wenn ich nichts Besonderes vor habe und Langeweile habe, dann
☐ A kann ich mich manchmal nicht entscheiden, was ich tun soll
☐ B habe ich meist rasch eine neue Beschäftigung
15. Wenn ich ein schwieriges Problem angehen will, dann
☐ A kommt mir die Sache vorher wie ein Berg vor
☐ B überlege ich, wie ich die Sache auf eine einigermaßen angenehme Weise hinter mich bringen kann
16. Wenn ich ein schwieriges Problem lösen muss, dann
☐ A lege ich meist sofort los
☐ B gehen mir zuerst andere Dinge durch den Kopf, bevor ich mich richtig an die Aufgabe heranmache
17. Wenn ich vor der Frage stehe, was ich in einigen freien Stunden tun soll
☐ A überlege ich manchmal eine Weile, bis ich mich entscheiden kann
☐ B entscheide ich mich meist ohne Schwierigkeiten für eine der möglichen Beschäftigungen
18. Wenn ich eigentlich zu Hause arbeiten müsste, dann
☐ A fällt es mir oft schwer, mich an die Arbeit zu machen
☐ B fange ich meist ohne weiteres an

Handlungskontrollfragebogen „HAKEMP“

19. Wenn ich sehr viele wichtige Dinge zu erledigen habe, dann
☐ A überlege ich oft, wo ich anfangen soll
☐ B fällt es mir leicht, einen Plan zu machen und ihn auszuführen
20. Wenn ich zu zwei Dingen große Lust habe, die ich aber beide nicht gleichzeitig machen kann, dann
☐ A beginne ich schnell mit einer Sache und denke gar nicht mehr an die andere
☐ B fällt es mir nicht so leicht, von einer der beiden Sachen ganz Abstand zu nehmen
21. Wenn ich etwas Wichtiges, aber Unangenehmes zu erledigen habe, dann
☐ A lege ich meist sofort los
☐ B kann es eine Weile dauern, bis ich mich dazu aufraffe
22. Wenn ich vorhabe, eine umfassende Arbeit zu erledigen, dann
☐ A denke ich manchmal zu lange nach, womit ich anfangen soll
☐ B habe ich keine Probleme loszulegen
23. Wenn ich vor einer langweiligen Aufgabe stehe, dann
☐ A habe ich meist keine Probleme mich an die Arbeit zu machen
☐ B bin ich manchmal wie gelähmt
24. Wenn ich unbedingt einer lästigen Pflicht nachgehen muss, dann
☐ A bringe ich die Sache ohne Schwierigkeiten hinter mich
☐ B fällt es mir schwer, damit anzufangen
25. Wenn ich ein neues, interessantes Spiel gelernt habe, dann
☐ A habe ich bald auch wieder genug davon und tue etwas anderes
☐ B bleibe ich lange in das Spiel vertieft
26. Wenn ich für etwas mir Wichtiges arbeite, dann
☐ A unterbreche ich gern zwischendurch, um etwas anderes zu tun
☐ B gehe ich so in der Arbeit auf, dass ich lange Zeit dabei bleibe
27. Wenn ich einen interessanten Film sehe, dann
☐ A bin ich meist so vertieft, dass ich gar nicht auf den Gedanken komme zu unterbrechen
☐ B habe ich zwischendurch trotzdem manchmal Lust zu unterbrechen und etwas anderes zu machen
28. Wenn ich mich lange Zeit mit einer interessanten Sache beschäftige (z.B. ein Buch, eine Bastelarbeit o.ä.), dann
☐ A denke ich manchmal darüber nach, ob diese Beschäftigung auch wirklich nützlich ist
☐ B gehe ich meist so in der Sache auf, dass ich gar nicht daran denke, wie sinnvoll sie ist

Handlungskontrollfragebogen „HAKEMP“

29. Wenn ich einen interessanten Artikel in der Zeitung lese, dann
☐ A bin ich meist sehr in das Lesen vertieft und lese den Artikel zu Ende
☐ B wechsle ich trotzdem oft zu einem anderen Artikel, bevor ich ihn ganz gelesen habe
30. Auf einer Urlaubsreise, die mir recht gut gefällt
☐ A habe ich doch nach einiger Zeit Lust, etwas ganz anderes zu machen
☐ B kommt mir bis zum Schluss nicht der Gedanke, etwas anderes zu machen
31. Wenn ich mit einem Nachbarn über ein interessantes Thema rede, dann
☐ A entwickelt sich leicht ein ausgedehntes Gespräch
☐ B habe ich bald wieder Lust, etwas anderes zu tun
32. Wenn ich mit einer interessanten Arbeit beschäftigt bin, dann
☐ A suche ich mir zwischendurch gern eine andere Arbeit
☐ B könnte ich unentwegt weitermachen
33. Wenn ich mich auf einer Feier mit jemandem über ein interessantes Thema unterhalte, dann
☐ A kann ich mich für lange Zeit in das Thema vertiefen
☐ B wechsle ich nach einiger Zeit gern zu einem anderen Thema
34. Wenn ich bei netten Menschen zu Besuch bin, dann
☐ A können viele Stunden vergehen, ohne dass ich an andere Dinge denke
☐ B habe ich auch bald wieder Lust etwas anderes zu tun
35. Wenn ich etwas Interessantes lese, dann
☐ A beschäftige ich mich zwischendurch zur Abwechslung auch mit anderen Dingen
☐ B bleibe ich sehr lange dabei
36. Wenn ich versuche, etwas Neues zu lernen, das mich sehr interessiert,
☐ A vertiefe ich mich für lange Zeit in diese Sache
☐ B unterbreche ich gern nach einiger Zeit, um mich anderen Dingen zuzuwenden

Vielen Dank für die Bearbeitung des Fragebogens!
 Ihr Spomed-Team

Lysholm Knie-Score (Lysholm & Gillquist 1982)

Lysholm-Score

	Funktion	Kreuz	Punkte
Hinken	Nein		5
	Leicht oder ab und zu		3
	Sehr und immer		0
Gehhilfen	Nein		5
	Stock- oder Gehstützen		2
	Keine Belastung möglich		0
Blockierungen	Keine		15
	Einklemmungen aber keine Blockierungen		10
	Blockierungen gelegentlich		6
	Blockierungen häufig		2
	Blockierungen während Untersuchung		0
Instabilität	Kein Wegknickereignis		25
	Selten beim Sport oder schwerer Arbeit		20
	Oft beim Sport oder schwerer Arbeit		15
	Gelegentlich beim Alltag		10
	Oft beim Alltag		5
	Bei jedem Schritt		0
Schmerzen	Keine		25
	Zeitweise bei schwerer Arbeit		20
	Merklich bei schwerer Arbeit		15
	Merklich bei > 2 km Wegstrecke		10
	Merklich bei < 2 km Wegstrecke		5
	Immer		0
Schwellung	Keine		10
	Bei schwerer Tätigkeit		6
	Bei normaler Tätigkeit		2
	Immer		0
Treppensteigen	Keine Probleme		10
	Leichte Beeinträchtigungen		4
	Immer und nur eine Stufe möglich		2
	Unmöglich		0
In die Hocke gehen	Keine Probleme		5
	Leichte Beeinträchtigungen		4
	Nicht über 90°		2
	Unmöglich		0

Tegner Knie-Score (Tegner & Lysholm 1985)

Tegner-Activity-Score

Kreuz	Aktivitätsgrad	Tätigkeit	Punkte
	Leistungssport	Fußball	10
	Leistungssport	Eishockey, Ringen, Gymnastik, Fußball (untere Klassen)	9
	Leistungssport	Skifahren, Badminton, Squash, Leichtathletik (Weitsprung)	8
	Leistungssport	Handball, Tennis, Basketball, Leichtathletik (Laufen), Querfeldeinlauf	7
	Freizeitsport	Eishockey, Fußball, Squash, Weitsprung, Querfeldeinlauf	
	Freizeitsport	Badminton, Tennis, Handball, Basketball, Skifahren, Joggen bis 5 x die Woche	6
	Leistungssport	Radfahren, Skilanglauf	5
	Freizeitsport	Joggen auf unebenem Boden mind. 2 x pro Woche	
	Arbeit	Schwerarbeit (Bauarbeiter)	
	Freizeitsport	Skilanglauf, Radfahren, Joggen auf ebenem Boden mind. 2 x pro Woche	4
	Arbeit	Zeitweise schwere Arbeit, z. B. LKW-Fahrer	
	Leistungssport	Schwimmen	3
	Freizeitsport	Schwimmen	
	Arbeit	Leichte körperliche Arbeiten	
	Gehen	Gehen auf unebenem Boden, z. B. im Wald	
	Arbeit	Kaum körperliche Arbeit	2
	Gehen	Gehen im Wald unmöglich	
	Arbeit	Überwiegend sitzend	1
	Gehen	Gehen nur auf ebenem Boden möglich	
	Arbeit	Arbeitsunfähigkeit aufgrund der Kniegelenksverletzung	0
	Gehen	Normales Gehen nicht möglich	

11.2 Probandeninformationen

KnieControl II Studieninformation

Zweck der Studie

In dieser Studie soll untersucht werden, wie sich die zentrale Aktivierung und die Bewegungsplanung im Gehirn nach der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes verändert. Dazu werden im Experiment 1 Winkelreproduktionstests ohne Gewicht, in Experiment 2 Kraftreproduktionen durchgeführt. Dabei werden die „Hirnströme“ (EEG) und die elektrische Aktivität der Oberschenkelmuskeln (EMG) abgeleitet und die Genauigkeit der Aufgabenbewältigung erhoben.

Studienablauf

Run-In:

In der **Voruntersuchung** werden Sie mit der Meßmethodik, der Aufgabe und der Umgebung vertraut gemacht. Nachdem Sie verkabelt wurden (EEG; EMG) wird ein Spontan-EEG abgeleitet (1 min Augen zu -1 min Augen auf). Anschließend absolvieren Sie einen kleinen Ausschnitt der anstehenden Hauptuntersuchung. Die Gesamtdauer der Voruntersuchung beträgt 30 bis 45 Minuten.

Experiment 1:

In der **Untersuchung** werden Sie zunächst „verkabelt“ und haben eine Ruhephase im Liegen. Nun beginnt die eigentliche Untersuchung mit der Beantwortung von Fragebögen zur Befindlichkeit. Danach sollen Sie sowohl mit ihrem linken, als auch mit ihrem rechten Bein jeweils 4x3 Minuten eine ausgesuchte Winkelstellung reproduzieren. Eine Messung des spontanen EEG beschließt die Untersuchung. Die Gesamtdauer der Untersuchung beträgt 1,5 bis 2 Std.

Experiment 2:

In der **Untersuchung** werden Sie zunächst „verkabelt“ und haben eine Ruhephase im Liegen. Nun beginnt die eigentliche Untersuchung mit der Beantwortung von Fragebögen zur Befindlichkeit. Daraufhin sollen Sie mit der ihnen maximal möglichen Kraft gegen einen unüberwindlichen Widerstand drücken, um Ihre Maximalkraft zu ermitteln (bei den Verletzten nur mit der gesunden Seite). Danach werden Sie sowohl mit ihrem linken, als auch mit ihrem rechten Bein jeweils 4x3 Minuten Kraftreproduktionen mit einer Intensität von 50% Ihrer maximal, willkürlichen Kraft durchführen. Abgeschlossen wird auch diese Untersuchung von der Messung des spontanen EEG. Die Gesamtdauer der Untersuchung beträgt 1,5 bis 2 Std.

Zur Erläuterung der Messverfahren:

- „Hirnströme“ (EEG): Über eine Elektrodenhaube wird ähnlich wie beim EKG an der Oberfläche des Kopfes die elektrische Aktivität des Gehirns gemessen. Die Apparaturen sind hoch abgesichert, so dass keine Hochspannung auf den Körper übergehen kann
- EMG: die elektrische Aktivität der Muskeln wird gemessen. Auch hier können aufgrund einer hochabgesicherten Apparatur keine Ströme auf den Körper übergehen
- Aktuelle Befindlichkeit: wird erfragt
- Winkelreproduktionen: werden ohne Gewicht durchgeführt
- Kraftreproduktionen: werden mit 50% der maximalen willkürlichen Kraft durchgeführt

Risiken

Betreffend Winkelreproduktion:

Die Bewegungen finden mit unterstützendem Gewicht in einem Winkel von 40° statt, so dass aufgrund der Versuchsanordnung keine Risiken bestehen.

Betreffend Kraftreproduktion:

Die Bewegungen finden mit nur 50% der Maximalkraft in einem Beugewinkel von 90° statt, so dass aufgrund der Versuchsanordnung keine Risiken bestehen.

Betreffend Verletzung

Die biomechanischen Voraussetzungen sind in den Reproduktionen so gewählt (Anordnung des Hebelarms 10 cm unter Tibiaplateau), dass eine Gefährdung des Heilungsverlaufes nicht besteht.

Datensicherheit und Datenverwendung

Sämtliche Daten werden vertraulich behandelt und bei der Übertragung auf Datenträger anonymisiert. Sie stimmen jedoch mit Ihrer Unterschrift dem Gebrauch der anonymisierten Daten für wissenschaftliche Zwecke zu.

Untersuchungsbedingungen

Sie verzichten 24 Stunden vor Testbeginn auf Alkohol und mindestens 12 Stunden vor der Untersuchung auf koffein-, nikotinhaltenen und andere Stimulanzien. Probanden mit Kontaktlinsen sollten eine Brille tragen, da ihr Augenlidschlag sonst nicht hinreichend unterdrückt werden kann. Zwei Tage vorher sollen kein anstrengendes Training absolvieren, am Vortag keine Stress-Exposition, sowie über ausreichend Nachtschlaf verfügen.

Vielen Dank,
Ihr Spomed-Team

Ansprechpartner bei Fragen

Dipl.-Sportwiss. Jochen Baumeister
Kirsten Reinecke

Universität Paderborn
Department Sport & Gesundheit
Sportmedizinisches Institut
Warburgerstrasse 100,
33100 Paderborn
Tel.: +49 5251 60-3182

Hiermit erkläre ich, die vorliegende Studieninformation gelesen und verstanden zu haben. Zudem hatte ich Gelegenheit, persönlich Fragen an den Studienleiter zu richten. Diese wurden zu meiner Zufriedenheit beantwortet. Desweiteren werde ich mich nach den Untersuchungsbedingungen richten. Ich gebe mit meiner Unterschrift mein Einverständnis zur freiwilligen Teilnahme an der Studie.

Datum

Unterschrift Proband

Unterschrift Studienleiter

11.3 Deskription

Experiment 1: Winkelreproduktion

Anthropometrische Daten und Knie-Scores

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl
Alter	24	3	12	26	5	10
Größe	181	8	12	183	9	10
Gewicht	73,53	9,70	12	77,80	12,73	10
Laterallität Händigkeit	32,46	77,25	12	52,59	50,55	10
Laterallität Fußigkeit	11	1	12	9	2	10
Tegner Knie-Score	-	-	0	5	2	10
Lysholm-Knie-Score	-	-	0	89	7	10

Psychometrische Daten

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl
Stai X2 allgemeine Befindlichkeit	30	6	12	34	6	10
Stai X1 winkel vorher	28	4	12	31	3	10
Stai X1 winkel nachher	27	4	12	31	4	10
Stressschieber Ruhe winkel	1,05	1,15	12	1,52	1,23	10
Stressschieber MRCP 1 winkel	1,40	1,71	12	2,12	1,62	10
Stressschieber MRCP 2 winkel	1,69	2,33	12	1,94	1,33	10
Stressschieber mental winkel	1,66	1,65	12	1,87	1,22	10
Stressschieber Ende winkel	1,01	1,03	12	1,57	1,51	10
HOM	6	1	12	6	1	10
HOP	6	2	12	6	2	10
HOT	6	2	12	6	1	10

Goniometer (Abweichung)

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl
BIOM_w_tats_error_1	3,56	1,93	12	5,19	4,20	10
BIOM_w_tats_error_2	2,38	1,34	12	3,54	2,35	10
BIOM_w_tats_error_3	2,34	1,63	12	3,75	2,75	10
BIOM_w_tats_error_4	2,02	1,21	12	3,87	2,60	10
BIOM_w_tats_error_5	2,86	1,98	12	6,27	4,33	10
BIOM_w_tats_error_6	2,67	1,25	12	4,74	4,41	10
BIOM_w_tats_error_7	2,49	1,90	12	4,51	2,39	10
BIOM_w_tats_error_8	1,76	,99	12	4,27	3,11	10

Theta-Frequenzband (17 Elektrodenpositionen x 8 Messzeitpunkte)

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl
tcz Winkel M1	2,18	2,29	12	2,84	1,40	10
tcz Winkel M2	1,81	,73	12	2,60	1,15	10
tcz Winkel M3	1,84	,82	12	2,58	1,24	10
tcz Winkel M4	1,84	,80	12	2,63	1,29	10
tcz_w_m5	1,71	,50	12	2,42	,94	10
tcz Winkel M6	1,74	,61	12	2,69	1,11	10
tcz Winkel M7	1,76	,71	12	2,43	1,13	10
tcz Winkel M8	1,79	,67	12	2,55	1,29	10
tfz Winkel M1	3,09	1,72	12	4,05	1,44	10
tfz Winkel M2	3,33	1,99	12	4,76	1,85	10
tfz Winkel M3	4,02	3,50	12	4,36	1,67	10
tfz Winkel M4	3,98	2,53	12	5,31	2,50	10
tfz_w_m5	3,28	1,72	12	4,21	1,36	10
tfz Winkel M6	3,88	2,63	12	4,47	2,02	10
tfz Winkel M7	3,85	2,71	12	4,68	1,88	10
tfz Winkel M8	3,71	2,58	12	4,68	1,69	10
tf3 Winkel M1	2,65	1,11	12	3,88	1,08	10
tf3 Winkel M2	2,66	1,02	12	4,52	1,73	10
tf3 Winkel M3	2,83	1,58	12	4,06	1,12	10
tf3 Winkel M4	2,99	1,22	12	4,73	1,70	10
tf3 Winkel M5	2,53	,83	12	3,88	1,09	10
tf3 Winkel M6	2,73	1,09	12	4,02	1,32	10
tf3 Winkel M7	2,95	1,27	12	4,22	1,37	10
tf3 Winkel M8	2,67	1,18	12	4,31	1,28	10
tc3 Winkel M1	,95	,49	12	1,27	,42	10
tc3 Winkel M2	,88	,44	12	1,24	,41	10
tc3 Winkel M3	1,03	,59	12	1,25	,44	10
tc3 Winkel M4	1,28	,79	12	1,30	,41	10
tc3 Winkel M5	,95	,36	12	1,22	,42	10
tc3 Winkel M6	1,03	,45	12	1,29	,42	10
tc3 Winkel M7	1,12	,57	12	1,28	,61	10
tc3 Winkel M8	1,02	,53	12	1,28	,45	10
tp3 Winkel M1	1,47	,91	12	1,83	,68	10
tp3 Winkel M2	1,51	,95	12	1,85	,56	10
tp3 Winkel M3	1,68	1,16	12	1,82	,66	10
tp3 Winkel M4	1,83	,95	12	1,93	,60	10
tp3 Winkel M5	1,57	,62	12	1,78	,66	10
tp3 Winkel M6	1,74	,81	12	1,90	,66	10
tp3 Winkel M7	1,83	1,02	12	1,93	,81	10
tp3 Winkel M8	1,63	,88	12	1,92	,67	10
tp2 Winkel M1	1,54	,91	12	1,91	,73	10
tp2 Winkel M2	1,55	,80	12	2,01	,54	10
tp2 Winkel M3	1,71	1,19	12	1,91	,63	10
tp2 Winkel M4	1,69	1,00	12	2,08	,63	10
tp2 Winkel M5	1,64	,63	12	1,86	,63	10
tp2 Winkel M6	1,74	,82	12	2,03	,74	10
tp2 Winkel M7	1,72	,82	12	2,04	,76	10
tp2 Winkel M8	1,64	,74	12	1,94	,76	10
tp4 Winkel M1	1,34	,88	12	1,56	,47	10
tp4 Winkel M2	1,28	,64	12	1,64	,50	10
tp4 Winkel M3	1,53	1,20	12	1,55	,37	10

Neuromuskuläre Aktivierung (IEMG)

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl
EMG_w_IEMG_RF_1	,0904	,0585	12	,0726	,0481	10
EMG_w_IEMG_RF_2	,0940	,0608	12	,0681	,0426	10
EMG_w_IEMG_RF_3	,0923	,0526	12	,0664	,0399	10
EMG_w_IEMG_RF_4	,1036	,0581	12	,0618	,0393	10
EMG_w_IEMG_RF_5	,1118	,0591	12	,0683	,0294	10
EMG_w_IEMG_RF_6	,1072	,0519	12	,0673	,0358	10
EMG_w_IEMG_RF_7	,1029	,0614	12	,0733	,0366	10
EMG_w_IEMG_RF_8	,0988	,0681	12	,0723	,0520	10
EMG_w_IEMG_VM_1	,0983	,0921	12	,0573	,0544	10
EMG_w_IEMG_VM_2	,0779	,0482	12	,0508	,0373	10
EMG_w_IEMG_VM_3	,0901	,0668	12	,0600	,0536	10
EMG_w_IEMG_VM_4	,0812	,0500	12	,0639	,0558	10
EMG_w_IEMG_VM_5	,0811	,0894	12	,0422	,0330	10
EMG_w_IEMG_VM_6	,0921	,0881	12	,0451	,0340	10
EMG_w_IEMG_VM_7	,0874	,0723	12	,0386	,0285	10
EMG_w_IEMG_VM_8	,0949	,1056	12	,0510	,0425	10
EMG_w_IEMG_VL_1	,1036	,0823	12	,0915	,0727	10
EMG_w_IEMG_VL_2	,0845	,0444	12	,0724	,0426	10
EMG_w_IEMG_VL_3	,0979	,0629	12	,0796	,0512	10
EMG_w_IEMG_VL_4	,0927	,0491	12	,0905	,0528	10
EMG_w_IEMG_VL_5	,0735	,0659	12	,0808	,0541	10
EMG_w_IEMG_VL_6	,0838	,0701	12	,0832	,0529	10
EMG_w_IEMG_VL_7	,0868	,0637	12	,0765	,0471	10
EMG_w_IEMG_VL_8	,0862	,0746	12	,0839	,0561	10

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl
tp4 Winkel M4	1,47	,90	12	1,76	,57	10
tp4 Winkel M5	1,37	,66	12	1,64	,47	10
tp4 Winkel M6	1,36	,59	12	1,66	,51	10
tp4 Winkel M7	1,46	,74	12	1,74	,65	10
tp4 Winkel M8	1,45	,80	12	1,79	,54	10
tc4 Winkel M1	,92	,36	12	1,27	,38	10
tc4 Winkel M2	,96	,41	12	1,20	,37	10
tc4 Winkel M3	1,08	,62	12	1,24	,40	10
tc4 Winkel M4	1,11	,46	12	1,34	,41	10
tc4 Winkel M5	,98	,27	12	1,25	,36	10
tc4 Winkel M6	1,00	,35	12	1,36	,39	10
tc4 Winkel M7	1,08	,47	12	1,30	,53	10
tc4 Winkel M8	1,09	,48	12	1,42	,47	10
tf4 Winkel M1	2,69	1,33	12	4,15	1,39	10
tf4 Winkel M2	2,82	1,43	12	4,76	1,44	10
tf4 Winkel M3	3,08	2,14	12	4,39	1,10	10
tf4 Winkel M4	3,14	1,75	12	5,14	1,85	10
tf4 Winkel M5	2,66	1,03	12	4,17	1,11	10
tf4 Winkel M6	2,88	1,40	12	4,43	1,49	10
tf4 Winkel M7	2,93	1,64	12	4,43	1,44	10
tf4 Winkel M8	2,88	1,77	12	4,83	1,53	10
tf7 Winkel M1	3,87	2,02	12	4,50	1,92	10
tf7 Winkel M2	3,83	1,67	12	5,16	2,19	10
tf7 Winkel M3	3,74	1,85	12	4,71	1,80	10
tf7 Winkel M4	4,04	2,16	12	5,35	2,03	10
tf7 Winkel M5	3,61	1,99	12	4,60	1,42	10
tf7 Winkel M6	3,63	1,48	12	5,05	2,75	10
tf7 Winkel M7	3,92	1,92	12	4,91	1,85	10
tf7 Winkel M8	3,56	1,50	12	5,42	2,42	10
tc3 Winkel M1	2,06	1,00	12	2,35	,80	10
tc3 Winkel M2	2,11	1,12	12	2,30	,83	10
tc3 Winkel M3	2,32	1,50	12	2,36	,74	10
tc3 Winkel M4	2,16	1,04	12	2,50	1,03	10
tc3 Winkel M5	2,06	,92	12	2,21	,77	10
tc3 Winkel M6	2,17	1,04	12	2,46	,87	10
tc3 Winkel M7	2,09	1,16	12	2,32	,92	10
tc3 Winkel M8	2,18	1,19	12	2,47	,86	10
tf5 Winkel M1	2,13	1,07	12	3,11	1,37	10
tf5 Winkel M2	2,27	1,01	12	3,28	1,09	10
tf5 Winkel M3	2,54	1,62	12	3,21	1,01	10
tf5 Winkel M4	2,58	1,10	12	3,44	1,25	10
tf5 Winkel M5	2,22	,72	12	2,91	1,00	10
tf5 Winkel M6	2,35	,98	12	3,45	1,08	10
tf5 Winkel M7	2,40	1,09	12	3,18	1,11	10
tf5 Winkel M8	2,40	1,13	12	3,45	1,18	10
to1 Winkel M1	2,12	,77	12	3,06	,76	10
to1 Winkel M2	2,23	,70	12	3,51	1,00	10
to1 Winkel M3	2,45	1,05	12	3,33	,73	10
to1 Winkel M4	2,54	1,05	12	3,71	1,15	10

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl
to1 Winkel M5	2,28	,64	12	3,03	,67	10
to1 Winkel M6	2,48	,88	12	3,43	1,04	10
to1 Winkel M7	2,48	1,14	12	3,50	1,12	10
to1 Winkel M8	2,47	1,21	12	3,56	,72	10
to2 Winkel M1	2,10	,76	12	3,37	,85	10
to2 Winkel M2	2,14	,57	12	3,71	,97	10
to2 Winkel M3	2,53	1,10	12	3,45	,67	10
to2 Winkel M4	2,58	1,17	12	3,90	1,12	10
to2 Winkel M5	2,31	,74	12	3,16	,76	10
to2 Winkel M6	2,37	,93	12	3,46	1,04	10
to2 Winkel M7	2,48	1,08	12	3,58	1,10	10
to2 Winkel M8	2,47	1,34	12	3,69	,77	10
ts Winkel M1	2,25	1,25	12	2,76	,95	10
ts Winkel M2	2,29	1,20	12	2,99	,99	10
ts Winkel M3	2,06	1,97	12	2,60	,62	10
ts Winkel M4	2,87	1,86	12	3,06	1,02	10
ts Winkel M5	2,50	1,19	12	2,59	,84	10
ts Winkel M6	2,68	1,37	12	2,81	,99	10
ts Winkel M7	2,84	1,61	12	2,90	1,09	10
ts Winkel M8	2,75	1,71	12	2,94	,94	10
tr Winkel M1	1,72	,80	12	2,00	,82	10
tr Winkel M2	1,62	,81	12	2,07	,79	10
tr Winkel M3	2,01	1,61	12	1,93	,69	10
tr Winkel M4	1,98	1,22	12	2,18	,86	10
tr Winkel M5	1,69	,70	12	2,00	,88	10
tr Winkel M6	1,87	1,07	12	2,06	,78	10
tr Winkel M7	2,07	1,20	12	2,03	,91	10
tr Winkel M8	1,95	1,12	12	2,02	,78	10
trf Winkel M1	3,31	1,67	12	5,37	1,87	10
trf Winkel M2	3,04	1,41	12	6,24	2,62	10
trf Winkel M3	3,32	1,87	12	5,88	2,67	10
trf Winkel M4	3,26	1,56	12	6,16	2,07	10
trf Winkel M5	3,07	1,26	12	5,48	2,29	10
trf Winkel M6	2,97	1,16	12	5,75	2,40	10
trf Winkel M7	3,30	1,68	12	5,62	2,64	10
trf Winkel M8	3,00	1,37	12	6,31	3,11	10

Alpha-1 Frequenzband (17 Elektrodenpositionen x 8 Messzeitpunkte)

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl
a1cz Winkel M1	2,42	1,98	12	2,22	1,28	10
a1cz Winkel M2	2,33	1,67	12	2,05	1,08	10
a1cz Winkel M3	3,27	2,79	12	2,22	1,27	10
a1cz Winkel M4	2,86	2,25	12	2,49	1,33	10
a1cz_w_m5	2,51	1,47	12	2,31	1,54	10
a1cz Winkel M6	2,87	2,09	12	2,39	1,12	10
a1cz Winkel M7	3,30	2,61	12	2,43	1,33	10
a1cz Winkel M8	2,94	2,51	12	2,40	1,29	10
a1fz Winkel M1	4,21	6,01	12	3,10	1,49	10
a1fz Winkel M2	4,42	6,38	12	3,16	1,37	10
a1fz Winkel M3	5,96	9,01	12	3,15	1,35	10
a1fz Winkel M4	5,36	6,81	12	4,16	2,45	10
a1fz Winkel M5	4,98	5,72	12	3,24	1,43	10
a1fz Winkel M6	5,44	6,43	12	3,47	1,26	10
a1fz Winkel M7	5,63	6,37	12	3,61	1,56	10
a1fz Winkel M8	5,44	7,13	12	3,73	1,33	10
a1f3 Winkel M1	3,92	4,45	12	3,03	1,31	10
a1f3 Winkel M2	4,17	4,58	12	2,91	1,06	10
a1f3 Winkel M3	5,21	5,88	12	2,90	1,11	10
a1f3 Winkel M4	4,68	4,90	12	3,51	1,37	10
a1f3 Winkel M5	4,22	3,65	12	2,98	1,19	10
a1f3 Winkel M6	4,73	4,58	12	3,22	1,17	10
a1f3 Winkel M7	4,99	4,68	12	3,17	1,31	10
a1f3 Winkel M8	4,89	5,06	12	3,45	1,34	10
a1c3 Winkel M1	1,77	1,79	12	1,27	,70	10
a1c3 Winkel M2	1,83	1,68	12	1,26	,66	10
a1c3 Winkel M3	2,44	2,26	12	1,34	,71	10
a1c3 Winkel M4	2,36	2,04	12	1,56	,85	10
a1c3 Winkel M5	1,91	1,37	12	1,41	,82	10
a1c3 Winkel M6	2,30	1,92	12	1,43	,67	10
a1c3 Winkel M7	2,57	2,37	12	1,44	,78	10
a1c3 Winkel M8	2,39	2,18	12	1,48	,70	10
a1p3 Winkel M1	5,46	10,33	12	2,29	1,96	10
a1p3 Winkel M2	6,20	11,24	12	2,08	1,41	10
a1p3 Winkel M3	7,59	12,47	12	2,03	1,19	10
a1p3 Winkel M4	7,48	13,00	12	2,62	2,05	10
a1p3 Winkel M5	6,07	9,21	12	2,17	1,04	10
a1p3 Winkel M6	6,65	10,18	12	2,33	1,18	10
a1p3 Winkel M7	6,87	9,31	12	2,31	1,18	10
a1p3 Winkel M8	6,90	10,98	12	2,59	1,35	10
a1pz Winkel M1	5,57	9,89	12	2,53	2,02	10
a1pz Winkel M2	6,05	10,49	12	2,20	1,46	10
a1pz Winkel M3	8,49	14,57	12	2,36	1,45	10
a1pz Winkel M4	7,54	13,62	12	2,58	1,37	10
a1pz Winkel M5	5,94	7,72	12	2,46	1,55	10
a1pz Winkel M6	6,51	9,32	12	2,56	1,35	10
a1pz Winkel M7	6,88	9,39	12	2,50	1,29	10
a1pz Winkel M8	6,60	10,26	12	2,54	1,20	10
a1p4 Winkel M1	4,65	6,13	12	2,23	1,88	10
a1p4 Winkel M2	4,50	5,61	12	1,93	1,33	10
a1p4 Winkel M3	6,05	8,12	12	2,05	1,29	10

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl
a1p4 Winkel M4	5,08	6,61	12	2,40	1,84	10
a1p4 Winkel M5	4,86	5,28	12	2,24	,88	10
a1p4 Winkel M6	6,32	7,14	12	2,31	1,41	10
a1p4 Winkel M7	6,60	7,67	12	2,10	1,06	10
a1p4 Winkel M8	6,36	6,53	12	2,39	1,30	10
a1c4 Winkel M1	1,57	1,34	12	1,47	,95	10
a1c4 Winkel M2	1,84	1,40	12	1,33	,70	10
a1c4 Winkel M3	2,48	2,18	12	1,28	,59	10
a1c4 Winkel M4	2,09	1,33	12	1,64	,95	10
a1c4 Winkel M5	1,98	1,28	12	1,28	,53	10
a1c4 Winkel M6	2,15	1,48	12	1,50	,60	10
a1c4 Winkel M7	2,69	2,05	12	1,54	,74	10
a1c4 Winkel M8	2,32	1,61	12	1,68	,79	10
a1f4 Winkel M1	3,66	4,64	12	2,95	1,17	10
a1f4 Winkel M2	4,00	4,07	12	2,94	,96	10
a1f4 Winkel M3	5,10	6,58	12	2,87	,94	10
a1f4 Winkel M4	4,63	5,21	12	3,68	1,53	10
a1f4 Winkel M5	4,14	4,03	12	2,86	,96	10
a1f4 Winkel M6	4,60	4,79	12	3,17	1,10	10
a1f4 Winkel M7	4,83	4,86	12	3,23	1,29	10
a1f4 Winkel M8	4,79	5,26	12	3,48	1,30	10
a1f7 Winkel M1	4,61	4,15	12	2,99	1,18	10
a1f7 Winkel M2	4,97	4,31	12	3,05	1,05	10
a1f7 Winkel M3	5,75	5,62	12	3,01	1,22	10
a1f7 Winkel M4	5,23	5,02	12	3,49	1,30	10
a1f7 Winkel M5	4,70	3,57	12	3,03	1,15	10
a1f7 Winkel M6	5,08	4,29	12	3,37	1,65	10
a1f7 Winkel M7	5,76	5,30	12	3,32	1,39	10
a1f7 Winkel M8	5,50	4,68	12	3,58	1,37	10
a1t3 Winkel M1	3,62	3,62	12	2,19	1,03	10
a1t3 Winkel M2	3,87	3,45	12	2,08	,85	10
a1t3 Winkel M3	4,84	5,27	12	2,19	1,03	10
a1t3 Winkel M4	4,23	4,17	12	2,30	,96	10
a1t3 Winkel M5	3,88	3,14	12	2,16	,95	10
a1t3 Winkel M6	4,28	3,51	12	2,44	1,08	10
a1t3 Winkel M7	5,08	5,42	12	2,46	1,20	10
a1t3 Winkel M8	4,84	4,31	12	2,51	1,11	10
a1t5 Winkel M1	4,15	4,84	12	3,89	4,45	10
a1t5 Winkel M2	4,26	4,16	12	3,64	3,40	10
a1t5 Winkel M3	5,98	6,03	12	3,62	3,06	10
a1t5 Winkel M4	5,53	5,33	12	4,54	4,45	10
a1t5 Winkel M5	4,78	3,96	12	3,09	1,76	10
a1t5 Winkel M6	5,15	4,17	12	4,47	3,63	10
a1t5 Winkel M7	5,50	4,81	12	4,06	2,75	10
a1t5 Winkel M8	5,76	5,20	12	4,65	3,76	10
a1o1 Winkel M1	3,98	3,68	12	3,48	1,85	10
a1o1 Winkel M2	3,84	3,42	12	3,34	1,45	10
a1o1 Winkel M3	5,23	4,28	12	3,18	1,57	10
a1o1 Winkel M4	4,71	3,90	12	4,24	2,14	10

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl
a1o1 Winkel M5	4,70	3,40	12	3,32	1,44	10
a1o1 Winkel M6	5,43	3,96	12	3,73	1,92	10
a1o1 Winkel M7	5,23	4,36	12	3,96	1,94	10
a1o1 Winkel M8	5,24	4,34	12	4,27	2,14	10
a1o2 Winkel M1	4,03	3,87	12	3,58	1,78	10
a1o2 Winkel M2	3,84	3,55	12	3,40	1,43	10
a1o2 Winkel M3	5,33	4,53	12	3,26	1,51	10
a1o2 Winkel M4	4,55	3,59	12	4,35	2,17	10
a1o2 Winkel M5	4,34	2,86	12	3,33	1,57	10
a1o2 Winkel M6	5,41	4,64	12	3,50	1,77	10
a1o2 Winkel M7	5,45	4,58	12	3,64	1,77	10
a1o2 Winkel M8	5,25	4,41	12	3,84	1,91	10
a1t6 Winkel M1	5,40	5,54	12	2,93	1,74	10
a1t6 Winkel M2	5,14	4,54	12	2,86	1,70	10
a1t6 Winkel M3	7,13	6,72	12	3,00	1,72	10
a1t6 Winkel M4	6,31	5,48	12	3,76	2,23	10
a1t6 Winkel M5	5,91	4,63	12	2,89	1,33	10
a1t6 Winkel M6	8,42	9,30	12	3,44	1,91	10
a1t6 Winkel M7	8,76	9,62	12	3,24	1,70	10
a1t6 Winkel M8	7,66	6,96	12	3,60	2,17	10
a1t4 Winkel M1	3,00	3,15	12	1,75	,71	10
a1t4 Winkel M2	3,16	2,99	12	1,93	,88	10
a1t4 Winkel M3	4,28	4,17	12	1,88	,84	10
a1t4 Winkel M4	3,97	3,64	12	2,07	,89	10
a1t4 Winkel M5	3,44	2,59	12	1,97	,97	10
a1t4 Winkel M6	3,79	3,01	12	2,03	,88	10
a1t4 Winkel M7	4,51	4,16	12	2,03	1,09	10
a1t4 Winkel M8	4,29	4,04	12	2,09	,97	10
a1t8 Winkel M1	4,00	4,06	12	3,00	,93	10
a1t8 Winkel M2	4,19	4,42	12	3,05	,69	10
a1t8 Winkel M3	5,16	5,25	12	3,11	,92	10
a1t8 Winkel M4	4,85	4,91	12	3,40	,94	10
a1t8 Winkel M5	4,39	3,81	12	3,17	1,27	10
a1t8 Winkel M6	4,72	4,51	12	3,11	1,13	10
a1t8 Winkel M7	5,09	4,72	12	3,15	1,15	10
a1t8 Winkel M8	5,16	5,11	12	3,39	1,06	10

Alpha-2 Frequenzband (17 Elektrodenpositionen x 8 Messzeitpunkte)

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl
a2cz Winkel M1	1,99	,93	12	2,04	1,97	10
a2cz Winkel M2	2,13	,84	12	1,62	1,05	10
a2cz Winkel M3	2,63	1,44	12	1,75	1,27	10
a2cz Winkel M4	2,67	1,42	12	1,98	1,51	10
a2cz_w_m5	2,29	1,06	12	1,75	1,05	10
a2cz Winkel M6	2,53	1,24	12	1,91	1,55	10
a2cz Winkel M7	2,60	1,23	12	1,90	1,30	10
a2cz Winkel M8	2,51	1,14	12	2,01	1,42	10
a2tz Winkel M1	2,82	1,90	12	2,57	2,34	10
a2tz Winkel M2	3,13	2,23	12	2,02	1,32	10
a2tz Winkel M3	4,14	3,08	12	2,07	1,34	10
a2tz Winkel M4	3,98	2,83	12	2,57	1,93	10
a2tz Winkel M5	3,50	1,99	12	2,04	1,08	10
a2tz Winkel M6	3,94	2,76	12	2,42	1,58	10
a2tz Winkel M7	4,14	2,25	12	2,50	1,60	10
a2tz Winkel M8	4,43	2,34	12	2,44	1,49	10
a2f3 Winkel M1	2,83	1,81	12	2,59	2,15	10
a2f3 Winkel M2	2,95	1,82	12	2,00	1,20	10
a2f3 Winkel M3	4,03	2,58	12	2,08	1,27	10
a2f3 Winkel M4	3,78	2,47	12	2,58	1,85	10
a2f3 Winkel M5	3,38	1,92	12	2,04	1,00	10
a2f3 Winkel M6	3,72	2,41	12	2,50	1,68	10
a2f3 Winkel M7	3,92	2,08	12	2,42	1,54	10
a2f3 Winkel M8	4,21	2,27	12	2,47	1,51	10
a2c3 Winkel M1	2,12	1,06	12	1,63	1,64	10
a2c3 Winkel M2	2,31	1,12	12	1,26	,93	10
a2c3 Winkel M3	2,58	1,34	12	1,44	1,18	10
a2c3 Winkel M4	2,64	1,33	12	1,82	1,71	10
a2c3 Winkel M5	2,33	1,19	12	1,43	1,11	10
a2c3 Winkel M6	2,42	1,21	12	1,69	1,59	10
a2c3 Winkel M7	2,63	1,27	12	1,55	1,14	10
a2c3 Winkel M8	2,68	1,32	12	1,57	1,20	10
a2p3 Winkel M1	4,82	4,34	12	3,48	5,02	10
a2p3 Winkel M2	5,28	5,09	12	2,94	3,47	10
a2p3 Winkel M3	7,05	7,02	12	3,10	3,06	10
a2p3 Winkel M4	7,15	6,58	12	3,17	3,25	10
a2p3 Winkel M5	5,58	4,92	12	2,94	2,37	10
a2p3 Winkel M6	6,02	5,10	12	3,51	3,85	10
a2p3 Winkel M7	6,21	4,18	12	3,32	2,64	10
a2p3 Winkel M8	7,03	4,30	12	3,53	3,09	10
a2pz Winkel M1	4,66	3,21	12	3,87	5,49	10
a2pz Winkel M2	5,13	3,63	12	4,01	6,45	10
a2pz Winkel M3	7,01	5,39	12	3,77	4,56	10
a2pz Winkel M4	7,17	4,52	12	3,79	4,55	10
a2pz Winkel M5	6,00	3,75	12	3,58	3,44	10
a2pz Winkel M6	6,07	3,84	12	3,92	4,15	10
a2pz Winkel M7	6,49	3,58	12	3,76	3,16	10
a2pz Winkel M8	6,81	3,54	12	3,85	3,91	10
a2p4 Winkel M1	5,09	4,93	12	3,36	4,91	10
a2p4 Winkel M2	4,93	4,54	12	3,01	4,41	10
a2p4 Winkel M3	6,56	5,67	12	2,71	3,09	10

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl
a2p4 Winkel M4	6,59	6,35	12	3,29	3,83	10
a2p4 Winkel M5	5,73	5,50	12	2,74	2,47	10
a2p4 Winkel M6	5,98	5,31	12	3,44	3,80	10
a2p4 Winkel M7	6,78	5,62	12	3,15	2,90	10
a2p4 Winkel M8	7,98	7,18	12	3,15	3,26	10
a2c4 Winkel M1	1,97	1,12	12	2,03	2,46	10
a2c4 Winkel M2	2,18	1,25	12	1,73	1,73	10
a2c4 Winkel M3	2,45	1,22	12	1,69	1,45	10
a2c4 Winkel M4	2,36	1,08	12	2,05	2,07	10
a2c4 Winkel M5	2,20	1,05	12	1,66	1,41	10
a2c4 Winkel M6	2,37	1,28	12	2,03	1,74	10
a2c4 Winkel M7	2,56	1,30	12	1,71	,94	10
a2c4 Winkel M8	2,54	1,31	12	1,94	1,45	10
a2f4 Winkel M1	2,70	1,66	12	2,42	1,97	10
a2f4 Winkel M2	2,93	2,00	12	2,03	1,30	10
a2f4 Winkel M3	3,82	2,72	12	2,16	1,28	10
a2f4 Winkel M4	3,76	2,56	12	2,54	1,68	10
a2f4 Winkel M5	3,07	1,58	12	2,04	,99	10
a2f4 Winkel M6	3,58	2,59	12	2,39	1,38	10
a2f4 Winkel M7	3,83	2,28	12	2,44	1,38	10
a2f4 Winkel M8	3,89	2,04	12	2,50	1,38	10
a2f7 Winkel M1	3,15	1,80	12	3,05	2,13	10
a2f7 Winkel M2	3,18	1,54	12	2,85	1,72	10
a2f7 Winkel M3	4,26	3,07	12	2,77	1,64	10
a2f7 Winkel M4	4,02	2,77	12	3,14	2,00	10
a2f7 Winkel M5	3,47	1,78	12	2,75	1,52	10
a2f7 Winkel M6	3,63	1,88	12	3,33	2,30	10
a2f7 Winkel M7	4,03	1,77	12	3,02	2,00	10
a2f7 Winkel M8	4,25	2,22	12	3,04	1,80	10
a2t3 Winkel M1	2,82	1,45	12	2,87	2,15	10
a2t3 Winkel M2	2,98	1,60	12	2,82	2,02	10
a2t3 Winkel M3	3,33	1,89	12	2,96	2,07	10
a2t3 Winkel M4	3,18	1,78	12	3,05	2,35	10
a2t3 Winkel M5	3,20	1,62	12	2,87	2,12	10
a2t3 Winkel M6	3,43	1,85	12	3,39	2,84	10
a2t3 Winkel M7	3,44	1,66	12	3,32	2,67	10
a2t3 Winkel M8	3,80	2,38	12	3,29	2,48	10
a2t5 Winkel M1	3,86	2,03	12	3,93	3,66	10
a2t5 Winkel M2	4,02	2,12	12	3,58	3,23	10
a2t5 Winkel M3	5,16	2,86	12	3,85	3,13	10
a2t5 Winkel M4	4,66	2,45	12	4,08	3,37	10
a2t5 Winkel M5	4,38	2,17	12	3,65	2,65	10
a2t5 Winkel M6	4,99	2,74	12	4,30	3,43	10
a2t5 Winkel M7	4,84	2,12	12	4,18	3,04	10
a2t5 Winkel M8	5,18	2,55	12	4,45	3,32	10
a2o1 Winkel M1	4,74	3,01	12	4,89	4,22	10
a2o1 Winkel M2	4,67	2,93	12	4,02	3,09	10
a2o1 Winkel M3	6,35	4,11	12	3,67	2,47	10
a2o1 Winkel M4	5,78	3,59	12	5,70	6,08	10

Beta-1 Frequenzband (17 Elektrodenpositionen x 8 Messzeitpunkte)

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl
a2o1 Winkel M5	5,88	3,34	12	3,92	2,54	10
a2o1 Winkel M6	7,23	5,05	12	4,61	3,40	10
a2o1 Winkel M7	6,58	5,42	12	5,25	5,42	10
a2o1 Winkel M8	6,43	5,01	12	5,14	3,46	10
a2o2 Winkel M1	4,71	3,00	12	5,73	4,53	10
a2o2 Winkel M2	4,58	3,02	12	4,42	3,52	10
a2o2 Winkel M3	7,08	4,90	12	3,68	2,26	10
a2o2 Winkel M4	6,33	4,49	12	6,62	7,89	10
a2o2 Winkel M5	5,73	3,60	12	4,39	3,35	10
a2o2 Winkel M6	6,59	5,06	12	5,34	4,48	10
a2o2 Winkel M7	6,94	6,10	12	5,68	6,36	10
a2o2 Winkel M8	6,78	5,44	12	5,16	3,75	10
a2t6 Winkel M1	6,16	5,56	12	3,42	2,45	10
a2t6 Winkel M2	6,05	4,97	12	2,87	1,86	10
a2t6 Winkel M3	8,28	8,26	12	3,01	2,13	10
a2t6 Winkel M4	7,75	6,75	12	3,67	2,55	10
a2t6 Winkel M5	7,08	6,51	12	3,14	2,00	10
a2t6 Winkel M6	8,14	6,83	12	3,81	2,89	10
a2t6 Winkel M7	8,40	7,22	12	3,66	2,64	10
a2t6 Winkel M8	7,51	4,93	12	3,67	2,24	10
a2t4 Winkel M1	2,76	1,92	12	2,15	1,64	10
a2t4 Winkel M2	3,08	2,21	12	2,35	1,80	10
a2t4 Winkel M3	3,47	2,30	12	2,48	1,81	10
a2t4 Winkel M4	3,61	2,28	12	2,47	1,96	10
a2t4 Winkel M5	3,06	2,28	12	2,29	1,66	10
a2t4 Winkel M6	3,31	2,43	12	2,58	1,91	10
a2t4 Winkel M7	3,67	2,65	12	2,63	2,17	10
a2t4 Winkel M8	3,86	2,84	12	2,86	2,12	10
a2f8 Winkel M1	2,90	1,72	12	2,60	1,74	10
a2f8 Winkel M2	3,26	2,25	12	2,50	1,68	10
a2f8 Winkel M3	4,00	3,03	12	2,64	1,46	10
a2f8 Winkel M4	4,23	2,89	12	2,81	1,87	10
a2f8 Winkel M5	3,23	1,94	12	2,43	1,16	10
a2f8 Winkel M6	3,49	2,33	12	2,70	1,56	10
a2f8 Winkel M7	3,93	2,27	12	2,81	1,71	10
a2f8 Winkel M8	4,23	2,37	12	3,04	1,72	10

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl
b1cz Winkel M1	1,25	,76	12	1,12	,37	10
b1cz Winkel M2	1,16	,44	12	1,11	,34	10
b1cz Winkel M3	1,19	,40	12	1,08	,33	10
b1cz Winkel M4	1,17	,37	12	1,13	,31	10
b1cz_w_m5	1,19	,40	12	1,20	,29	10
b1cz Winkel M6	1,21	,43	12	1,17	,25	10
b1cz Winkel M7	1,21	,46	12	1,20	,35	10
b1cz Winkel M8	1,23	,36	12	1,17	,27	10
b1fz Winkel M1	1,57	,75	12	1,45	,56	10
b1fz Winkel M2	1,58	,76	12	1,42	,44	10
b1fz Winkel M3	1,71	,76	12	1,53	,52	10
b1fz Winkel M4	1,55	,60	12	1,60	,56	10
b1fz Winkel M5	1,73	,71	12	1,51	,45	10
b1fz Winkel M6	1,90	,90	12	1,61	,51	10
b1fz Winkel M7	1,91	,93	12	1,68	,57	10
b1fz Winkel M8	1,99	,77	12	1,61	,49	10
b1f3 Winkel M1	1,73	,59	12	1,92	,72	10
b1f3 Winkel M2	1,77	,72	12	1,80	,50	10
b1f3 Winkel M3	2,01	,63	12	1,88	,58	10
b1f3 Winkel M4	1,79	,53	12	1,86	,58	10
b1f3 Winkel M5	1,84	,65	12	1,70	,47	10
b1f3 Winkel M6	2,05	,79	12	1,84	,61	10
b1f3 Winkel M7	2,03	,75	12	1,82	,57	10
b1f3 Winkel M8	2,00	,65	12	1,85	,54	10
b1c3 Winkel M1	1,02	,29	12	1,20	,58	10
b1c3 Winkel M2	1,01	,29	12	1,12	,43	10
b1c3 Winkel M3	1,13	,26	12	1,22	,44	10
b1c3 Winkel M4	1,13	,32	12	1,25	,53	10
b1c3 Winkel M5	1,12	,29	12	1,11	,35	10
b1c3 Winkel M6	1,13	,33	12	1,20	,44	10
b1c3 Winkel M7	1,21	,36	12	1,17	,44	10
b1c3 Winkel M8	1,15	,25	12	1,20	,32	10
b1p3 Winkel M1	1,65	,69	12	1,61	,64	10
b1p3 Winkel M2	1,63	,73	12	1,57	,60	10
b1p3 Winkel M3	1,80	,63	12	1,61	,58	10
b1p3 Winkel M4	1,74	,62	12	1,62	,50	10
b1p3 Winkel M5	1,79	,72	12	1,60	,42	10
b1p3 Winkel M6	1,75	,73	12	1,65	,50	10
b1p3 Winkel M7	1,77	,68	12	1,71	,54	10
b1p3 Winkel M8	1,88	,62	12	1,69	,48	10
b1pz Winkel M1	1,50	,60	12	1,36	,58	10
b1pz Winkel M2	1,71	,84	12	1,39	,53	10
b1pz Winkel M3	1,71	,60	12	1,40	,52	10
b1pz Winkel M4	1,69	,63	12	1,47	,51	10
b1pz Winkel M5	1,79	,82	12	1,38	,43	10
b1pz Winkel M6	1,70	,85	12	1,40	,49	10
b1pz Winkel M7	1,79	,86	12	1,55	,51	10
b1pz Winkel M8	1,81	,64	12	1,49	,44	10
b1p4 Winkel M1	1,51	,67	12	1,34	,49	10
b1p4 Winkel M2	1,47	,62	12	1,24	,43	10
b1p4 Winkel M3	1,59	,54	12	1,30	,38	10

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl
b1p4 Winkel M4	1,57	,59	12	1,35	,37	10
b1p4 Winkel M5	1,65	,60	12	1,38	,40	10
b1p4 Winkel M6	1,60	,80	12	1,36	,43	10
b1p4 Winkel M7	1,68	,71	12	1,43	,47	10
b1p4 Winkel M8	1,70	,69	12	1,38	,35	10
b1c4 Winkel M1	1,08	,46	12	1,15	,53	10
b1c4 Winkel M2	1,09	,41	12	1,22	,67	10
b1c4 Winkel M3	1,22	,54	12	1,11	,44	10
b1c4 Winkel M4	1,25	,48	12	1,13	,34	10
b1c4 Winkel M5	1,33	,70	12	1,11	,36	10
b1c4 Winkel M6	1,22	,46	12	1,28	,48	10
b1c4 Winkel M7	1,36	,65	12	1,18	,34	10
b1c4 Winkel M8	1,32	,48	12	1,21	,34	10
b1f4 Winkel M1	1,68	,70	12	1,69	,65	10
b1f4 Winkel M2	1,71	,67	12	1,70	,56	10
b1f4 Winkel M3	1,96	,67	12	1,79	,69	10
b1f4 Winkel M4	1,73	,63	12	1,83	,67	10
b1f4 Winkel M5	1,79	,65	12	1,71	,61	10
b1f4 Winkel M6	1,94	,77	12	1,80	,71	10
b1f4 Winkel M7	2,04	,90	12	1,93	,79	10
b1f4 Winkel M8	2,10	,78	12	1,85	,67	10
b1f7 Winkel M1	1,85	,69	12	2,04	1,06	10
b1f7 Winkel M2	1,88	,91	12	2,15	,91	10
b1f7 Winkel M3	1,99	,65	12	1,98	1,07	10
b1f7 Winkel M4	1,87	,63	12	2,11	1,08	10
b1f7 Winkel M5	1,90	,65	12	1,95	,77	10
b1f7 Winkel M6	2,01	,65	12	1,97	,80	10
b1f7 Winkel M7	2,03	,66	12	1,96	,71	10
b1f7 Winkel M8	1,92	,67	12	1,97	,80	10
b1i3 Winkel M1	1,89	,62	12	2,69	1,56	10
b1i3 Winkel M2	1,83	,72	12	2,37	1,09	10
b1i3 Winkel M3	1,92	,66	12	2,50	1,26	10
b1i3 Winkel M4	1,77	,71	12	2,31	,99	10
b1i3 Winkel M5	2,10	,69	12	1,98	,91	10
b1i3 Winkel M6	2,17	,68	12	2,30	1,21	10
b1i3 Winkel M7	2,13	,90	12	2,33	1,46	10
b1i3 Winkel M8	1,87	,61	12	2,07	,82	10
b1i5 Winkel M1	2,29	,71	12	2,78	1,60	10
b1i5 Winkel M2	2,13	,62	12	2,54	1,43	10
b1i5 Winkel M3	2,17	,59	12	2,58	1,44	10
b1i5 Winkel M4	1,98	,53	12	2,68	1,22	10
b1i5 Winkel M5	2,20	,78	12	2,54	1,22	10
b1i5 Winkel M6	2,27	,77	12	2,80	1,60	10
b1i5 Winkel M7	2,17	,60	12	2,61	1,28	10
b1i5 Winkel M8	2,24	,60	12	2,80	1,44	10
b1o1 Winkel M1	3,45	3,46	12	2,70	,94	10
b1o1 Winkel M2	3,01	2,83	12	2,72	,96	10
b1o1 Winkel M3	3,23	2,69	12	2,48	,97	10
b1o1 Winkel M4	2,59	2,28	12	2,69	1,04	10

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl
b1o1 Winkel M5	3,63	3,58	12	2,52	,83	10
b1o1 Winkel M6	4,02	4,09	12	2,62	,95	10
b1o1 Winkel M7	3,04	2,74	12	2,81	1,08	10
b1o1 Winkel M8	3,06	2,90	12	2,95	1,16	10
b1o2 Winkel M1	3,00	2,26	12	2,73	1,21	10
b1o2 Winkel M2	2,62	2,07	12	2,74	,97	10
b1o2 Winkel M3	3,33	2,54	12	2,54	,94	10
b1o2 Winkel M4	2,27	1,48	12	2,63	,96	10
b1o2 Winkel M5	2,89	2,83	12	2,60	1,17	10
b1o2 Winkel M6	2,83	2,18	12	2,41	,98	10
b1o2 Winkel M7	2,70	2,28	12	2,73	1,19	10
b1o2 Winkel M8	2,78	2,26	12	2,68	,95	10
b1f6 Winkel M1	2,56	,87	12	2,69	1,64	10
b1f6 Winkel M2	2,33	,83	12	2,58	1,46	10
b1f6 Winkel M3	2,47	,75	12	2,53	1,36	10
b1f6 Winkel M4	2,25	,78	12	2,80	2,22	10
b1f6 Winkel M5	2,61	,92	12	2,57	1,47	10
b1f6 Winkel M6	2,49	,92	12	2,57	1,61	10
b1f6 Winkel M7	2,51	,83	12	2,79	2,06	10
b1f6 Winkel M8	2,64	1,02	12	2,64	1,61	10
b1f4 Winkel M1	2,10	1,26	12	2,63	2,04	10
b1f4 Winkel M2	1,81	,95	12	2,48	1,14	10
b1f4 Winkel M3	1,93	,92	12	2,29	1,16	10
b1f4 Winkel M4	1,92	,71	12	2,01	,72	10
b1f4 Winkel M5	2,28	1,34	12	1,97	,92	10
b1f4 Winkel M6	2,06	1,04	12	2,42	1,32	10
b1f4 Winkel M7	2,23	1,15	12	2,56	1,85	10
b1f4 Winkel M8	2,16	,78	12	2,16	,81	10
b1f8 Winkel M1	1,93	,80	12	1,98	,93	10
b1f8 Winkel M2	1,97	,84	12	2,01	,82	10
b1f8 Winkel M3	2,24	,97	12	1,94	,75	10
b1f8 Winkel M4	2,11	,80	12	1,86	,67	10
b1f8 Winkel M5	2,02	,75	12	1,81	,50	10
b1f8 Winkel M6	2,17	,92	12	2,03	,99	10
b1f8 Winkel M7	2,28	,96	12	2,04	,81	10
b1f8 Winkel M8	2,11	,82	12	1,99	,62	10

Experiment 2: Kraftreproduktion

Anthropometrische Daten und Knie-Scores

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl
Alter	24	3	12	25	5	9
Große	181	8	12	182	10	9
Gewicht	73,53	9,70	12	76,78	12,20	9
Lateralität Händigkeit	32,46	77,25	12	53,32	54,01	9
Lateralität Fußigkeit	11	1	12	9	2	9
Tegner Knie-Score	-	-	12	5	2	9
Lysholm-Knie Score	-	-	12	89	7	9

Psychometrische Daten

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl
Stai X2 allgemeine Befindlichkeit	30	6	12	35	6	9
Stai X1 kraft vorher	28	4	12	31	5	9
Stai X1 kraft nachher	27	4	12	31	3	9
Stressschieber Ruhe kraft	1,03	,87	12	,97	,85	9
Stressschieber MRCP 1 kraft	1,74	1,74	12	1,64	1,18	9
Stressschieber MRCP 2 kraft	1,44	1,19	12	1,74	1,58	9
Stressschieber mental kraft	1,43	1,49	12	1,87	1,45	9
Stressschieber Ende kraft	,89	,66	12	2,09	2,19	9
HOM	6	1	12	6	1	9
HOP	6	2	12	5	2	9
HOT	6	2	12	7	1	9

Prozentuale Kraftabweichung

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl
BIOM_k_tats_error_1	12,54	4,49	12	10,76	5,09	9
BIOM_k_tats_error_2	10,27	6,70	12	11,89	6,68	9
BIOM_k_tats_error_3	9,04	4,85	12	11,34	5,58	9
BIOM_k_tats_error_4	8,28	4,26	12	10,12	5,24	9
BIOM_k_tats_error_5	12,24	7,92	12	13,00	6,17	9
BIOM_k_tats_error_6	12,11	6,41	12	11,18	6,04	9
BIOM_k_tats_error_7	12,15	8,80	12	9,89	5,05	9
BIOM_k_tats_error_8	11,97	5,58	12	10,79	9,22	9

Neuromuskuläre Aktivierung (IEMG)

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl
EMG_k_IEMG_RF_1	,2335	,1656	12	,1949	,1121	9
EMG_k_IEMG_RF_2	,2167	,1591	12	,2021	,1556	9
EMG_k_IEMG_RF_3	,2284	,1632	12	,1996	,1293	9
EMG_k_IEMG_RF_4	,2225	,1633	12	,1955	,1263	9
EMG_k_IEMG_RF_5	,2547	,1568	12	,2526	,0774	9
EMG_k_IEMG_RF_6	,2435	,1621	12	,2135	,0692	9
EMG_k_IEMG_RF_7	,2255	,1594	12	,2090	,0599	9
EMG_k_IEMG_RF_8	,2285	,1628	12	,2153	,0816	9
EMG_k_IEMG_VM_1	,4558	,2849	12	,3171	,1622	9
EMG_k_IEMG_VM_2	,3994	,2170	12	,3430	,1900	9
EMG_k_IEMG_VM_3	,4176	,2639	12	,3407	,1739	9
EMG_k_IEMG_VM_4	,4079	,2430	12	,3299	,1637	9
EMG_k_IEMG_VM_5	,4629	,2718	12	,3763	,1286	9
EMG_k_IEMG_VM_6	,4231	,2362	12	,3575	,1297	9
EMG_k_IEMG_VM_7	,4265	,2343	12	,3451	,1094	9
EMG_k_IEMG_VM_8	,4385	,2498	12	,3595	,1254	9
EMG_k_IEMG_VI_1	,3288	,1606	12	,2986	,1124	9
EMG_k_IEMG_VI_2	,3170	,1354	12	,3144	,1438	9
EMG_k_IEMG_VI_3	,3254	,1612	12	,3179	,1171	9
EMG_k_IEMG_VI_4	,3246	,1439	12	,3035	,1173	9
EMG_k_IEMG_VI_5	,3526	,1911	12	,2966	,0703	9
EMG_k_IEMG_VI_6	,3334	,1846	12	,2929	,0646	9
EMG_k_IEMG_VI_7	,3303	,1662	12	,2858	,0638	9
EMG_k_IEMG_VI_8	,3265	,1462	12	,2942	,0915	9

Theta-Frequenzband (17 Elektrodenpositionen x 8 Messzeitpunkte)

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl
tcz_k Kraft M1	1,83	,53	12	2,51	1,13	9
tcz_k Kraft M2	1,68	,61	12	2,33	,97	9
tcz_k Kraft M3	1,69	,57	12	2,33	,86	9
tcz_k Kraft M4	1,83	,78	12	2,13	,70	9
tcz_k Kraft M5	1,91	,94	12	2,39	,82	9
tcz_k Kraft M6	1,90	,86	12	2,21	,83	9
tcz_k Kraft M7	1,93	1,22	12	2,31	,79	9
tcz_k Kraft M8	2,10	1,21	12	2,29	,87	9
tfz_k Kraft M1	2,67	1,32	12	5,20	1,79	9
tfz_k Kraft M2	2,74	1,22	12	5,14	2,10	9
tfz_k Kraft M3	3,33	1,98	12	4,83	1,59	9
tfz_k Kraft M4	3,33	1,64	12	4,69	1,52	9
tfz_k Kraft M5	3,55	2,28	12	4,78	1,76	9
tfz_k Kraft M6	3,29	1,61	12	5,43	2,54	9
tfz_k Kraft M7	4,03	2,61	12	5,68	2,50	9
tfz_k Kraft M8	4,00	2,69	12	5,31	2,41	9
tf3_k Kraft M1	2,72	1,38	12	4,36	1,67	9
tf3_k Kraft M2	2,67	1,35	12	4,29	1,51	9
tf3_k Kraft M3	3,06	1,68	12	4,16	1,33	9
tf3_k Kraft M4	3,40	2,25	12	3,73	1,22	9
tf3_k Kraft M5	2,96	1,62	12	3,83	1,26	9
tf3_k Kraft M6	3,02	1,53	12	4,22	1,70	9
tf3_k Kraft M7	3,47	2,02	12	4,67	2,06	9
tf3_k Kraft M8	3,47	1,96	12	4,37	1,86	9
tc3_k Kraft M1	1,03	,43	12	1,20	,45	9
tc3_k Kraft M2	1,09	,58	12	1,24	,46	9
tc3_k Kraft M3	1,07	,56	12	1,29	,50	9
tc3_k Kraft M4	1,13	,71	12	1,21	,40	9
tc3_k Kraft M5	1,13	,82	12	1,21	,34	9
tc3_k Kraft M6	1,12	,55	12	1,31	,48	9
tc3_k Kraft M7	1,24	1,06	12	1,33	,53	9
tc3_k Kraft M8	1,28	1,04	12	1,27	,53	9
tp3_k Kraft M1	1,49	,62	12	1,90	,69	9
tp3_k Kraft M2	1,57	,90	12	1,91	,73	9
tp3_k Kraft M3	1,65	,96	12	1,73	,46	9
tp3_k Kraft M4	1,98	1,61	12	1,68	,50	9
tp3_k Kraft M5	1,64	1,18	12	1,78	,61	9
tp3_k Kraft M6	1,85	1,30	12	2,02	,73	9
tp3_k Kraft M7	2,02	1,77	12	2,10	,74	9
tp3_k Kraft M8	2,00	1,60	12	2,06	,83	9
tpz_k Kraft M1	1,72	,75	12	2,14	,83	9
tpz_k Kraft M2	1,59	1,22	12	2,12	,73	9
tpz_k Kraft M3	1,86	1,05	12	1,97	,72	9
tpz_k Kraft M4	2,02	1,66	12	2,02	,89	9
tpz_k Kraft M5	1,95	1,40	12	1,98	,69	9
tpz_k Kraft M6	2,06	1,66	12	2,18	,91	9
tpz_k Kraft M7	2,19	1,91	12	2,28	,90	9
tpz_k Kraft M8	2,24	2,00	12	2,10	,92	9
tp4_k Kraft M1	1,46	,86	12	1,70	,81	9

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl
tp4_k Kraft M2	1,49	1,13	12	1,66	,57	9
tp4_k Kraft M3	1,60	1,19	12	1,70	,65	9
tp4_k Kraft M4	1,77	1,46	12	1,50	,49	9
tp4_k Kraft M5	1,59	1,44	12	1,68	,54	9
tp4_k Kraft M6	1,67	1,26	12	1,67	,48	9
tp4_k Kraft M7	1,90	1,92	12	1,82	,54	9
tp4_k Kraft M8	2,16	2,23	12	1,80	,54	9
to4_k Kraft M1	1,00	,38	12	1,43	,64	9
to4_k Kraft M2	1,05	,48	12	1,49	,61	9
to4_k Kraft M3	1,07	,53	12	1,52	,60	9
to4_k Kraft M4	1,15	,64	12	1,32	,42	9
to4_k Kraft M5	1,14	,56	12	1,50	,51	9
to4_k Kraft M6	1,13	,58	12	1,46	,46	9
to4_k Kraft M7	1,23	,88	12	1,47	,53	9
to4_k Kraft M8	1,20	,70	12	1,57	,00	9
tf4_k Kraft M1	2,78	1,07	12	5,12	2,36	9
tf4_k Kraft M2	3,00	1,83	12	4,98	2,49	9
tf4_k Kraft M3	3,09	1,58	12	4,44	1,44	9
tf4_k Kraft M4	3,45	2,27	12	4,36	1,49	9
tf4_k Kraft M5	3,22	2,05	12	4,54	1,57	9
tf4_k Kraft M6	3,43	2,40	12	4,84	2,03	9
tf4_k Kraft M7	3,91	2,93	12	5,12	2,11	9
tf4_k Kraft M8	3,72	2,56	12	4,80	1,99	9
tf7_k Kraft M1	3,85	2,02	12	4,67	1,89	9
tf7_k Kraft M2	3,64	1,65	12	4,88	2,21	9
tf7_k Kraft M3	4,08	2,37	12	4,47	2,30	9
tf7_k Kraft M4	4,33	2,97	12	4,19	2,08	9
tf7_k Kraft M5	3,95	2,35	12	4,43	2,18	9
tf7_k Kraft M6	4,29	2,29	12	4,59	2,25	9
tf7_k Kraft M7	4,43	2,38	12	5,41	3,93	9
tf7_k Kraft M8	4,14	2,22	12	4,99	3,13	9
tt3_k Kraft M1	1,81	,75	12	2,38	,85	9
tt3_k Kraft M2	1,95	,78	12	2,43	,89	9
tt3_k Kraft M3	1,91	,82	12	2,52	,92	9
tt3_k Kraft M4	1,99	,86	12	2,19	,68	9
tt3_k Kraft M5	2,33	1,40	12	2,47	,83	9
tt3_k Kraft M6	2,26	1,60	12	2,66	,85	9
tt3_k Kraft M7	2,32	1,50	12	2,57	,93	9
tt3_k Kraft M8	2,19	1,23	12	2,57	,89	9
tt5_k Kraft M1	2,47	,98	12	3,17	1,21	9
tt5_k Kraft M2	2,51	1,17	12	3,19	1,20	9
tt5_k Kraft M3	2,75	1,31	12	3,26	1,03	9
tt5_k Kraft M4	2,88	1,56	12	2,94	,94	9
tt5_k Kraft M5	2,65	1,42	12	3,07	,98	9
tt5_k Kraft M6	3,00	1,77	12	3,32	1,18	9
tt5_k Kraft M7	3,17	2,08	12	3,49	1,31	9
tt5_k Kraft M8	3,17	1,90	12	3,32	1,20	9
to1_k Kraft M1	2,47	1,04	12	3,52	1,22	9
to1_k Kraft M2	2,35	1,14	12	3,61	1,11	9
to1_k Kraft M3	2,58	1,18	12	3,31	1,00	9
to1_k Kraft M4	2,98	1,71	12	3,19	1,07	9

Alpha-1-Frequenzband (17 Elektrodenpositionen x 8 Messzeitpunkte)

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl
to1_k Kraft M5	2,56	1,18	12	3,31	1,09	9
to1_k Kraft M6	2,74	1,36	12	3,46	1,03	9
to1_k Kraft M7	2,87	1,50	12	3,77	1,45	9
to1_k Kraft M8	3,00	1,71	12	3,69	1,52	9
to2_k Kraft M1	2,53	1,00	12	3,43	1,09	9
to2_k Kraft M2	2,46	1,04	12	3,67	,98	9
to2_k Kraft M3	2,69	1,16	12	3,43	,94	9
to2_k Kraft M4	3,06	1,61	12	3,33	,97	9
to2_k Kraft M5	2,70	1,31	12	3,39	1,00	9
to2_k Kraft M6	2,83	1,27	12	3,41	,99	9
to2_k Kraft M7	3,13	1,48	12	3,89	1,27	9
to2_k Kraft M8	3,20	1,84	12	3,73	1,31	9
tt6_k Kraft M1	2,69	1,46	12	2,96	1,02	9
tt6_k Kraft M2	2,75	1,69	12	2,91	,95	9
tt6_k Kraft M3	2,65	1,78	12	2,70	,82	9
tt6_k Kraft M4	3,28	2,20	12	2,68	,86	9
tt6_k Kraft M5	3,05	2,63	12	2,80	,84	9
tt6_k Kraft M6	3,30	2,42	12	2,82	,84	9
tt6_k Kraft M7	3,47	3,31	12	3,06	1,03	9
tt6_k Kraft M8	3,94	3,82	12	2,89	1,06	9
tt4_k Kraft M1	1,83	,69	12	2,17	,91	9
tt4_k Kraft M2	2,08	1,10	12	2,18	1,02	9
tt4_k Kraft M3	2,01	,89	12	2,09	,77	9
tt4_k Kraft M4	2,15	1,35	12	2,03	,91	9
tt4_k Kraft M5	2,29	1,49	12	2,07	,81	9
tt4_k Kraft M6	2,18	1,35	12	2,23	1,02	9
tt4_k Kraft M7	2,45	2,12	12	2,31	1,15	9
tt4_k Kraft M8	2,45	1,93	12	2,12	,93	9
tt8_k Kraft M1	3,68	1,56	12	5,22	1,99	9
tt8_k Kraft M2	3,56	1,54	12	5,43	2,71	9
tt8_k Kraft M3	3,45	1,52	12	4,82	1,92	9
tt8_k Kraft M4	3,76	2,04	12	4,44	1,34	9
tt8_k Kraft M5	3,76	1,97	12	4,92	2,00	9
tt8_k Kraft M6	3,93	2,23	12	5,14	2,15	9
tt8_k Kraft M7	4,18	2,48	12	5,49	2,70	9
tt8_k Kraft M8	3,95	2,26	12	5,26	2,83	9

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab- weichung	Anzahl
at0z_k Kraft M1	3,05	2,76	12	1,99	,83	9
at0z_k Kraft M2	2,90	2,56	12	2,06	,73	9
at0z_k Kraft M3	3,87	4,40	12	2,53	1,34	9
at0z_k Kraft M4	3,62	3,63	12	2,24	,96	9
at0z_k Kraft M5	3,23	2,80	12	2,23	,80	9
at0z_k Kraft M6	4,15	3,82	12	2,33	,92	9
at0z_k Kraft M7	3,80	3,51	12	2,52	1,00	9
at0z_k Kraft M8	4,18	4,36	12	3,01	1,55	9
atfz_k Kraft M1	4,27	4,37	12	3,47	1,28	9
atfz_k Kraft M2	4,38	4,13	12	3,59	1,50	9
atfz_k Kraft M3	5,62	6,46	12	4,04	1,94	9
atfz_k Kraft M4	5,64	6,65	12	3,76	1,64	9
atfz_k Kraft M5	4,92	4,85	12	4,10	1,64	9
atfz_k Kraft M6	6,23	6,60	12	4,18	1,80	9
atfz_k Kraft M7	6,20	7,05	12	4,59	2,03	9
atfz_k Kraft M8	6,80	8,36	12	5,01	2,38	9
atf3_k Kraft M1	4,43	4,43	12	2,99	1,11	9
atf3_k Kraft M2	4,80	5,28	12	3,00	,97	9
atf3_k Kraft M3	6,09	6,76	12	3,41	1,34	9
atf3_k Kraft M4	5,97	7,10	12	2,98	1,36	9
atf3_k Kraft M5	5,42	5,84	12	3,23	1,27	9
atf3_k Kraft M6	6,51	7,42	12	3,46	1,23	9
atf3_k Kraft M7	6,47	7,81	12	3,56	1,34	9
atf3_k Kraft M8	7,20	9,53	12	3,97	1,61	9
atc3_k Kraft M1	2,41	2,43	12	1,27	,74	9
atc3_k Kraft M2	2,71	2,71	12	1,32	,53	9
atc3_k Kraft M3	3,08	3,78	12	1,46	,69	9
atc3_k Kraft M4	2,79	2,98	12	1,38	,74	9
atc3_k Kraft M5	2,73	2,57	12	1,56	,84	9
atc3_k Kraft M6	3,44	3,73	12	1,58	,80	9
atc3_k Kraft M7	3,23	3,36	12	1,72	,90	9
atc3_k Kraft M8	3,64	5,07	12	1,83	1,09	9
atp3_k Kraft M1	6,48	8,30	12	2,02	,98	9
atp3_k Kraft M2	6,59	9,80	12	2,11	,97	9
atp3_k Kraft M3	7,70	9,63	12	2,61	1,47	9
atp3_k Kraft M4	8,98	14,01	12	2,38	1,31	9
atp3_k Kraft M5	7,64	11,93	12	2,60	1,30	9
atp3_k Kraft M6	8,78	12,87	12	2,90	1,73	9
atp3_k Kraft M7	9,32	14,75	12	3,06	1,87	9
atp3_k Kraft M8	9,96	16,73	12	3,24	2,36	9
atpz_k Kraft M1	7,45	10,54	12	2,20	1,14	9
atpz_k Kraft M2	7,31	12,63	12	2,46	1,45	9
atpz_k Kraft M3	8,47	13,04	12	2,61	1,42	9
atpz_k Kraft M4	9,19	16,34	12	2,56	1,61	9
atpz_k Kraft M5	8,59	15,54	12	2,77	1,75	9
atpz_k Kraft M6	9,53	15,72	12	3,31	2,17	9
atpz_k Kraft M7	9,73	17,51	12	3,28	2,70	9
atpz_k Kraft M8	10,35	18,43	12	3,81	3,29	9
atp4_k Kraft M1	6,83	8,80	12	1,78	,92	9

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl
a1p4_k Kraft M2	6,03	8,03	12	2,27	1,66	9
a1p4_k Kraft M3	8,78	12,35	12	2,51	1,49	9
a1p4_k Kraft M4	8,26	11,55	12	2,24	1,51	9
a1p4_k Kraft M5	6,46	9,42	12	2,53	1,73	9
a1p4_k Kraft M6	10,38	13,87	12	2,62	1,70	9
a1p4_k Kraft M7	8,73	12,02	12	2,94	2,50	9
a1p4_k Kraft M8	11,55	17,00	12	3,37	2,73	9
a1o4_k Kraft M1	2,20	1,84	12	1,33	,59	9
a1o4_k Kraft M2	2,32	2,02	12	1,69	,84	9
a1o4_k Kraft M3	2,80	2,92	12	1,79	1,15	9
a1o4_k Kraft M4	2,82	3,04	12	1,58	,77	9
a1o4_k Kraft M5	2,44	2,13	12	1,77	,90	9
a1o4_k Kraft M6	3,17	3,32	12	1,79	,95	9
a1o4_k Kraft M7	2,98	2,78	12	1,99	1,12	9
a1o4_k Kraft M8	3,36	3,79	12	2,19	1,45	9
a1f4_k Kraft M1	4,71	4,61	12	3,08	1,36	9
a1f4_k Kraft M2	4,88	5,77	12	3,24	1,49	9
a1f4_k Kraft M3	5,77	6,03	12	3,60	1,62	9
a1f4_k Kraft M4	6,17	7,71	12	3,37	1,67	9
a1f4_k Kraft M5	5,23	6,45	12	3,67	1,54	9
a1f4_k Kraft M6	6,44	7,42	12	3,88	1,64	9
a1f4_k Kraft M7	6,58	8,61	12	3,83	1,69	9
a1f4_k Kraft M8	7,33	9,96	12	4,17	1,75	9
a1f7_k Kraft M1	4,77	4,15	12	2,93	1,07	9
a1f7_k Kraft M2	5,26	4,71	12	3,24	1,03	9
a1f7_k Kraft M3	6,23	5,90	12	3,41	1,14	9
a1f7_k Kraft M4	6,38	6,98	12	3,07	1,24	9
a1f7_k Kraft M5	5,58	5,37	12	3,13	1,08	9
a1f7_k Kraft M6	6,98	7,36	12	3,48	1,17	9
a1f7_k Kraft M7	6,64	6,98	12	3,63	1,28	9
a1f7_k Kraft M8	7,45	8,98	12	3,69	1,32	9
a1t3_k Kraft M1	3,19	2,54	12	2,11	1,15	9
a1t3_k Kraft M2	3,89	3,35	12	2,40	1,04	9
a1t3_k Kraft M3	4,01	3,55	12	2,66	1,13	9
a1t3_k Kraft M4	3,96	3,75	12	2,38	1,04	9
a1t3_k Kraft M5	4,36	4,44	12	2,61	1,23	9
a1t3_k Kraft M6	4,91	5,26	12	2,66	,93	9
a1t3_k Kraft M7	4,78	5,23	12	2,81	1,15	9
a1t3_k Kraft M8	5,08	6,05	12	2,84	1,21	9
a1t5_k Kraft M1	6,03	5,53	12	3,22	1,67	9
a1t5_k Kraft M2	6,22	5,57	12	3,82	2,34	9
a1t5_k Kraft M3	7,87	9,84	12	5,09	4,71	9
a1t5_k Kraft M4	8,15	9,42	12	4,34	3,07	9
a1t5_k Kraft M5	6,21	5,44	12	4,06	2,67	9
a1t5_k Kraft M6	8,03	8,23	12	5,06	4,53	9
a1t5_k Kraft M7	7,32	6,78	12	5,07	3,88	9
a1t5_k Kraft M8	8,13	8,70	12	5,72	5,01	9
a1o1_k Kraft M1	5,29	4,89	12	3,51	1,61	9
a1o1_k Kraft M2	4,90	4,44	12	3,56	1,60	9
a1o1_k Kraft M3	6,86	8,78	12	4,06	2,16	9
a1o1_k Kraft M4	6,10	6,22	12	3,56	1,75	9

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl
a1o1_k Kraft M5	5,24	4,21	12	3,86	2,03	9
a1o1_k Kraft M6	7,33	6,82	12	4,10	1,85	9
a1o1_k Kraft M7	5,83	4,80	12	4,34	2,27	9
a1o1_k Kraft M8	7,28	7,83	12	4,70	2,65	9
a1o2_k Kraft M1	6,08	7,45	12	3,24	1,62	9
a1o2_k Kraft M2	5,36	5,02	12	3,94	2,27	9
a1o2_k Kraft M3	8,22	10,97	12	4,04	2,26	9
a1o2_k Kraft M4	6,62	7,02	12	3,64	2,00	9
a1o2_k Kraft M5	5,62	4,64	12	3,87	1,93	9
a1o2_k Kraft M6	9,15	9,31	12	3,83	1,80	9
a1o2_k Kraft M7	7,03	5,94	12	4,28	2,51	9
a1o2_k Kraft M8	8,89	11,38	12	4,92	2,95	9
a1t6_k Kraft M1	8,31	13,26	12	2,51	1,26	9
a1t6_k Kraft M2	6,86	7,78	12	2,79	1,38	9
a1t6_k Kraft M3	11,00	19,32	12	3,37	2,03	9
a1t6_k Kraft M4	9,52	13,87	12	3,16	1,96	9
a1t6_k Kraft M5	6,87	7,07	12	3,14	1,54	9
a1t6_k Kraft M6	13,28	17,65	12	3,37	1,84	9
a1t6_k Kraft M7	9,26	10,79	12	3,46	2,18	9
a1t6_k Kraft M8	12,89	19,55	12	4,20	2,88	9
a1t4_k Kraft M1	3,47	2,51	12	1,82	,77	9
a1t4_k Kraft M2	4,05	3,80	12	1,82	,57	9
a1t4_k Kraft M3	4,06	3,41	12	2,02	,74	9
a1t4_k Kraft M4	4,79	5,05	12	1,97	,95	9
a1t4_k Kraft M5	4,46	4,35	12	1,99	,80	9
a1t4_k Kraft M6	4,75	4,75	12	2,13	,88	9
a1t4_k Kraft M7	5,18	5,70	12	2,24	,90	9
a1t4_k Kraft M8	5,13	5,70	12	2,29	1,04	9
a1f8_k Kraft M1	4,90	4,33	12	2,94	,93	9
a1f8_k Kraft M2	5,01	5,11	12	3,01	,97	9
a1f8_k Kraft M3	5,51	5,19	12	3,09	,93	9
a1f8_k Kraft M4	6,27	7,18	12	3,00	1,33	9
a1f8_k Kraft M5	5,34	5,73	12	3,28	,95	9
a1f8_k Kraft M6	6,12	6,28	12	3,48	1,13	9
a1f8_k Kraft M7	6,27	6,76	12	3,53	1,11	9
a1f8_k Kraft M8	7,02	8,83	12	3,60	1,11	9

Alpha-2-Frequenzband (17 Elektrodenpositionen x 8 Messzeitpunkte)

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl
a2cz_k Kraft M1	2,35	1,24	12	1,49	,82	9
a2cz_k Kraft M2	2,42	1,11	12	1,83	1,14	9
a2cz_k Kraft M3	2,86	1,77	12	2,13	1,17	9
a2cz_k Kraft M4	3,00	1,78	12	1,94	1,24	9
a2cz_k Kraft M5	2,36	1,10	12	1,89	1,16	9
a2cz_k Kraft M6	2,94	1,62	12	1,99	1,23	9
a2cz_k Kraft M7	2,60	1,40	12	2,03	1,14	9
a2cz_k Kraft M8	2,78	2,04	12	2,36	1,49	9
a2fz_k Kraft M1	3,60	2,93	12	2,13	1,06	9
a2fz_k Kraft M2	3,65	2,51	12	2,72	1,81	9
a2fz_k Kraft M3	4,36	3,35	12	2,80	1,71	9
a2fz_k Kraft M4	4,34	3,39	12	2,87	1,88	9
a2fz_k Kraft M5	3,63	2,73	12	2,73	1,90	9
a2fz_k Kraft M6	4,45	3,42	12	2,99	1,94	9
a2fz_k Kraft M7	4,23	3,21	12	3,16	2,20	9
a2fz_k Kraft M8	4,62	5,15	12	3,20	1,96	9
a2f3_k Kraft M1	3,62	2,55	12	2,03	1,13	9
a2f3_k Kraft M2	3,60	2,20	12	2,64	1,84	9
a2f3_k Kraft M3	4,15	2,72	12	2,72	1,74	9
a2f3_k Kraft M4	4,23	2,82	12	2,56	1,72	9
a2f3_k Kraft M5	3,60	2,35	12	2,57	1,92	9
a2f3_k Kraft M6	4,26	2,88	12	2,86	2,06	9
a2f3_k Kraft M7	4,07	2,61	12	2,90	2,14	9
a2f3_k Kraft M8	4,47	4,33	12	2,84	1,86	9
a2o3_k Kraft M1	2,68	1,75	12	1,26	,69	9
a2o3_k Kraft M2	2,84	1,51	12	1,79	1,38	9
a2o3_k Kraft M3	2,73	1,70	12	1,74	1,10	9
a2o3_k Kraft M4	2,68	1,45	12	1,69	1,12	9
a2o3_k Kraft M5	2,58	1,50	12	1,67	1,17	9
a2o3_k Kraft M6	3,18	2,02	12	1,99	1,50	9
a2o3_k Kraft M7	2,78	1,68	12	2,11	1,98	9
a2o3_k Kraft M8	3,10	2,50	12	2,22	2,05	9
a2p3_k Kraft M1	7,05	6,17	12	2,79	2,08	9
a2p3_k Kraft M2	7,01	6,36	12	3,24	2,32	9
a2p3_k Kraft M3	7,96	7,77	12	3,83	2,68	9
a2p3_k Kraft M4	7,57	6,15	12	3,54	2,63	9
a2p3_k Kraft M5	6,40	6,08	12	3,33	2,41	9
a2p3_k Kraft M6	7,55	7,26	12	3,79	2,90	9
a2p3_k Kraft M7	7,97	8,02	12	3,87	2,78	9
a2p3_k Kraft M8	8,93	11,41	12	4,33	3,36	9
a2pz_k Kraft M1	6,77	5,30	12	3,04	2,49	9
a2pz_k Kraft M2	6,18	4,53	12	4,00	3,53	9
a2pz_k Kraft M3	7,85	5,54	12	4,80	4,63	9
a2pz_k Kraft M4	7,59	4,62	12	3,54	2,60	9
a2pz_k Kraft M5	6,47	4,11	12	4,47	4,00	9
a2pz_k Kraft M6	7,70	5,03	12	5,00	4,77	9
a2pz_k Kraft M7	7,87	5,10	12	4,72	4,53	9
a2pz_k Kraft M8	7,84	5,58	12	5,61	5,93	9
a2p4_k Kraft M1	7,89	10,34	12	2,57	1,99	9

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl	Mittelwert	Standardab weichung	Anzahl
a2p4_k Kraft M2	7,14	6,19	12	3,84	4,08	9
a2p4_k Kraft M3	7,39	6,96	12	3,57	3,01	9
a2p4_k Kraft M4	7,83	7,65	12	3,31	2,71	9
a2p4_k Kraft M5	5,74	5,40	12	3,56	3,26	9
a2p4_k Kraft M6	8,74	9,44	12	3,98	3,52	9
a2p4_k Kraft M7	7,01	6,44	12	4,00	4,01	9
a2p4_k Kraft M8	12,51	23,06	12	4,58	4,95	9
a2o4_k Kraft M1	2,44	1,56	12	1,44	,80	9
a2o4_k Kraft M2	2,58	1,36	12	1,96	1,57	9
a2o4_k Kraft M3	2,58	1,42	12	1,89	1,21	9
a2o4_k Kraft M4	2,68	1,41	12	1,74	1,05	9
a2o4_k Kraft M5	2,44	1,31	12	1,82	1,50	9
a2o4_k Kraft M6	2,75	1,56	12	2,02	1,58	9
a2o4_k Kraft M7	2,65	1,36	12	2,04	1,88	9
a2o4_k Kraft M8	2,63	1,70	12	2,47	2,30	9
a2f4_k Kraft M1	3,67	2,37	12	2,04	1,17	9
a2f4_k Kraft M2	3,62	2,23	12	2,52	1,77	9
a2f4_k Kraft M3	4,29	2,92	12	2,76	1,79	9
a2f4_k Kraft M4	4,26	2,85	12	2,74	1,93	9
a2f4_k Kraft M5	3,54	2,18	12	2,58	1,88	9
a2f4_k Kraft M6	4,39	2,99	12	2,81	1,90	9
a2f4_k Kraft M7	4,18	2,76	12	2,92	2,06	9
a2f4_k Kraft M8	4,46	4,37	12	3,03	1,99	9
a2f7_k Kraft M1	4,09	3,00	12	2,64	1,36	9
a2f7_k Kraft M2	3,97	2,56	12	3,38	2,04	9
a2f7_k Kraft M3	4,53	2,80	12	3,48	1,94	9
a2f7_k Kraft M4	4,59	3,05	12	3,12	1,80	9
a2f7_k Kraft M5	3,86	2,27	12	3,23	2,11	9
a2f7_k Kraft M6	4,70	3,21	12	3,58	2,15	9
a2f7_k Kraft M7	4,51	3,10	12	3,47	2,08	9
a2f7_k Kraft M8	4,66	3,55	12	3,54	2,04	9
a2t3_k Kraft M1	3,28	2,10	12	2,84	2,10	9
a2t3_k Kraft M2	3,28	1,71	12	3,43	2,55	9
a2t3_k Kraft M3	3,60	2,03	12	3,76	2,69	9
a2t3_k Kraft M4	3,58	1,96	12	3,36	2,49	9
a2t3_k Kraft M5	3,27	1,71	12	3,51	2,71	9
a2t3_k Kraft M6	3,75	2,26	12	3,79	2,69	9
a2t3_k Kraft M7	3,69	2,11	12	3,67	2,99	9
a2t3_k Kraft M8	3,71	2,85	12	3,91	2,65	9
a2t5_k Kraft M1	5,48	2,85	12	3,84	2,90	9
a2t5_k Kraft M2	5,53	2,76	12	4,48	3,23	9
a2t5_k Kraft M3	6,08	3,17	12	5,38	4,03	9
a2t5_k Kraft M4	6,35	3,64	12	4,79	3,98	9
a2t5_k Kraft M5	5,08	2,57	12	4,68	3,70	9
a2t5_k Kraft M6	5,67	2,87	12	5,19	3,79	9
a2t5_k Kraft M7	5,87	2,77	12	5,26	4,11	9
a2t5_k Kraft M8	6,15	3,55	12	5,74	3,75	9
a2o1_k Kraft M1	5,88	3,26	12	3,74	2,50	9
a2o1_k Kraft M2	6,42	4,10	12	4,51	3,64	9
a2o1_k Kraft M3	7,38	5,81	12	4,98	4,00	9
a2o1_k Kraft M4	7,53	5,54	12	5,03	4,70	9

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl
a2o1_k Kraft M5	6,24	4,03	12	4,11	3,20	9
a2o1_k Kraft M6	7,12	4,24	12	4,68	3,02	9
a2o1_k Kraft M7	6,36	4,00	12	4,51	3,17	9
a2o1_k Kraft M8	6,28	3,92	12	4,91	3,11	9
a2o2_k Kraft M1	6,93	4,82	12	4,46	3,68	9
a2o2_k Kraft M2	7,01	6,01	12	6,16	5,39	9
a2o2_k Kraft M3	8,10	6,82	12	5,89	5,23	9
a2o2_k Kraft M4	8,61	8,73	12	6,50	6,41	9
a2o2_k Kraft M5	6,22	3,20	12	5,14	4,09	9
a2o2_k Kraft M6	8,43	6,60	12	4,78	3,27	9
a2o2_k Kraft M7	7,70	6,19	12	5,34	4,30	9
a2o2_k Kraft M8	7,41	6,49	12	5,61	3,56	9
a2t6_k Kraft M1	7,19	5,71	12	3,02	1,70	9
a2t6_k Kraft M2	6,35	3,90	12	3,72	2,43	9
a2t6_k Kraft M3	7,91	6,49	12	3,77	2,26	9
a2t6_k Kraft M4	8,20	6,78	12	3,64	2,60	9
a2t6_k Kraft M5	5,92	3,91	12	3,64	2,29	9
a2t6_k Kraft M6	8,64	6,80	12	3,97	2,67	9
a2t6_k Kraft M7	6,76	3,93	12	4,02	2,64	9
a2t6_k Kraft M8	8,68	10,21	12	4,07	2,10	9
a2t4_k Kraft M1	3,39	1,85	12	2,29	1,39	9
a2t4_k Kraft M2	3,62	2,20	12	2,43	1,40	9
a2t4_k Kraft M3	4,02	2,64	12	2,66	1,65	9
a2t4_k Kraft M4	4,03	2,52	12	2,50	1,62	9
a2t4_k Kraft M5	3,85	2,58	12	2,54	1,89	9
a2t4_k Kraft M6	4,13	2,57	12	2,71	1,86	9
a2t4_k Kraft M7	4,20	2,80	12	2,70	1,85	9
a2t4_k Kraft M8	3,78	2,78	12	2,91	1,64	9
a2t8_k Kraft M1	3,91	2,59	12	2,46	1,23	9
a2t8_k Kraft M2	3,95	2,69	12	2,91	1,74	9
a2t8_k Kraft M3	4,55	3,07	12	3,02	1,82	9
a2t8_k Kraft M4	4,63	3,03	12	2,83	1,87	9
a2t8_k Kraft M5	3,92	2,55	12	2,96	1,94	9
a2t8_k Kraft M6	4,70	3,29	12	3,11	1,87	9
a2t8_k Kraft M7	4,51	3,05	12	3,03	1,81	9
a2t8_k Kraft M8	4,48	3,59	12	3,31	1,89	9

Beta-1-Frequenzband (17 Elektrodenpositionen x 8 Messzeitpunkte)

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl
b1o2_k Kraft M1	1,24	,51	12	1,10	,35	9
b1o2_k Kraft M2	1,20	,44	12	1,21	,40	9
b1o2_k Kraft M3	1,30	,58	12	1,28	,45	9
b1o2_k Kraft M4	1,27	,50	12	1,21	,40	9
b1o2_k Kraft M5	1,26	,52	12	1,31	,47	9
b1o2_k Kraft M6	1,33	,53	12	1,33	,49	9
b1o2_k Kraft M7	1,33	,54	12	1,24	,49	9
b1o2_k Kraft M8	1,40	,59	12	1,31	,48	9
b1f2_k Kraft M1	1,63	,94	12	1,73	,66	9
b1f2_k Kraft M2	1,57	,78	12	1,83	,73	9
b1f2_k Kraft M3	1,73	,93	12	1,80	,61	9
b1f2_k Kraft M4	1,67	,84	12	1,88	,73	9
b1f2_k Kraft M5	1,69	,97	12	1,97	,94	9
b1f2_k Kraft M6	1,73	,83	12	2,02	,78	9
b1f2_k Kraft M7	1,78	,92	12	2,08	,93	9
b1f2_k Kraft M8	1,79	1,00	12	2,19	1,00	9
b1f3_k Kraft M1	1,78	,58	12	1,81	,64	9
b1f3_k Kraft M2	1,83	,62	12	2,00	,77	9
b1f3_k Kraft M3	2,21	,85	12	2,01	,88	9
b1f3_k Kraft M4	1,88	,67	12	1,82	,66	9
b1f3_k Kraft M5	2,06	1,06	12	1,87	,76	9
b1f3_k Kraft M6	1,88	,64	12	2,04	,84	9
b1f3_k Kraft M7	2,07	,84	12	2,07	1,04	9
b1f3_k Kraft M8	1,92	,74	12	2,20	,88	9
b1c3_k Kraft M1	1,18	,51	12	1,22	,56	9
b1c3_k Kraft M2	1,19	,50	12	1,19	,45	9
b1c3_k Kraft M3	1,29	,46	12	1,28	,49	9
b1c3_k Kraft M4	1,18	,47	12	1,22	,53	9
b1c3_k Kraft M5	1,13	,39	12	1,24	,60	9
b1c3_k Kraft M6	1,18	,42	12	1,30	,57	9
b1c3_k Kraft M7	1,24	,47	12	1,23	,66	9
b1c3_k Kraft M8	1,18	,50	12	1,33	,60	9
b1p3_k Kraft M1	1,83	,85	12	1,77	,89	9
b1p3_k Kraft M2	1,78	,78	12	1,74	,87	9
b1p3_k Kraft M3	1,88	,91	12	1,80	,85	9
b1p3_k Kraft M4	1,85	,79	12	1,87	,84	9
b1p3_k Kraft M5	1,88	,78	12	1,84	,74	9
b1p3_k Kraft M6	1,91	,90	12	1,89	,68	9
b1p3_k Kraft M7	1,87	,84	12	1,87	,73	9
b1p3_k Kraft M8	2,08	1,09	12	1,92	,85	9
b1p2_k Kraft M1	1,93	,90	12	1,36	,41	9
b1p2_k Kraft M2	1,83	,76	12	1,48	,42	9
b1p2_k Kraft M3	1,88	,83	12	1,41	,49	9
b1p2_k Kraft M4	1,89	,83	12	1,54	,55	9
b1p2_k Kraft M5	1,96	,83	12	1,53	,53	9
b1p2_k Kraft M6	1,92	,76	12	1,62	,50	9
b1p2_k Kraft M7	1,90	,80	12	1,58	,45	9
b1p2_k Kraft M8	2,03	,86	12	1,57	,66	9
b1p4_k Kraft M1	1,81	1,06	12	1,30	,44	9

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl
b1p4_k Kraft M2	1,64	,76	12	1,37	,50	9
b1p4_k Kraft M3	1,80	,98	12	1,40	,59	9
b1p4_k Kraft M4	1,78	,87	12	1,42	,56	9
b1p4_k Kraft M5	1,71	,66	12	1,46	,58	9
b1p4_k Kraft M6	1,83	1,02	12	1,49	,48	9
b1p4_k Kraft M7	1,81	,85	12	1,48	,50	9
b1p4_k Kraft M8	2,03	1,34	12	1,54	,69	9
b1o4_k Kraft M1	1,33	,61	12	1,13	,29	9
b1o4_k Kraft M2	1,28	,53	12	1,20	,37	9
b1o4_k Kraft M3	1,49	,68	12	1,22	,41	9
b1o4_k Kraft M4	1,43	,72	12	1,26	,45	9
b1o4_k Kraft M5	1,45	,77	12	1,27	,55	9
b1o4_k Kraft M6	1,26	,50	12	1,28	,44	9
b1o4_k Kraft M7	1,42	,56	12	1,30	,46	9
b1o4_k Kraft M8	1,29	,52	12	1,32	,53	9
b1f4_k Kraft M1	1,87	,84	12	1,80	,79	9
b1f4_k Kraft M2	1,77	,73	12	1,89	,69	9
b1f4_k Kraft M3	2,00	,86	12	1,96	,74	9
b1f4_k Kraft M4	1,88	,78	12	1,96	,72	9
b1f4_k Kraft M5	1,85	,85	12	1,92	,79	9
b1f4_k Kraft M6	1,94	,95	12	2,12	1,02	9
b1f4_k Kraft M7	2,02	,84	12	2,40	1,73	9
b1f4_k Kraft M8	1,93	,87	12	2,42	1,14	9
b1f7_k Kraft M1	2,08	,81	12	1,78	,57	9
b1f7_k Kraft M2	2,04	,85	12	1,93	,66	9
b1f7_k Kraft M3	2,29	,88	12	1,91	,69	9
b1f7_k Kraft M4	2,00	,77	12	1,71	,61	9
b1f7_k Kraft M5	2,01	,82	12	1,73	,59	9
b1f7_k Kraft M6	1,95	,77	12	1,86	,64	9
b1f7_k Kraft M7	2,07	,63	12	1,86	,62	9
b1f7_k Kraft M8	2,01	,77	12	1,96	,68	9
b1t3_k Kraft M1	2,45	1,30	12	2,54	1,78	9
b1t3_k Kraft M2	2,92	2,95	12	2,28	1,20	9
b1t3_k Kraft M3	2,43	1,12	12	2,50	1,90	9
b1t3_k Kraft M4	2,37	1,37	12	2,08	,95	9
b1t3_k Kraft M5	2,03	,74	12	2,38	1,59	9
b1t3_k Kraft M6	2,09	,94	12	2,38	1,47	9
b1t3_k Kraft M7	3,23	3,99	12	2,33	,96	9
b1t3_k Kraft M8	2,04	,77	12	2,43	1,57	9
b1t5_k Kraft M1	2,64	1,11	12	2,97	1,78	9
b1t5_k Kraft M2	2,53	1,07	12	2,70	1,30	9
b1t5_k Kraft M3	2,65	1,37	12	2,83	1,25	9
b1t5_k Kraft M4	2,52	1,07	12	2,72	1,29	9
b1t5_k Kraft M5	2,62	1,16	12	2,84	1,30	9
b1t5_k Kraft M6	2,61	1,04	12	2,79	,99	9
b1t5_k Kraft M7	2,73	1,01	12	2,77	1,12	9
b1t5_k Kraft M8	2,77	1,34	12	2,81	1,25	9
b1o1_k Kraft M1	3,22	2,22	12	3,16	1,55	9
b1o1_k Kraft M2	3,71	4,13	12	3,02	1,58	9
b1o1_k Kraft M3	4,04	5,19	12	3,07	1,79	9
b1o1_k Kraft M4	3,69	3,28	12	2,90	1,73	9

	Subgruppierung					
	gesund			verletzt		
	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl
b1o1_k Kraft M5	4,25	5,32	12	2,96	1,13	9
b1o1_k Kraft M6	3,69	2,60	12	3,29	1,25	9
b1o1_k Kraft M7	3,28	2,10	12	2,83	1,00	9
b1o1_k Kraft M8	3,36	2,40	12	2,86	1,08	9
b1o2_k Kraft M1	3,53	3,27	12	2,80	1,22	9
b1o2_k Kraft M2	3,16	3,69	12	3,23	1,73	9
b1o2_k Kraft M3	3,48	2,81	12	2,70	1,17	9
b1o2_k Kraft M4	3,08	2,56	12	2,60	1,04	9
b1o2_k Kraft M5	3,23	2,69	12	2,71	,96	9
b1o2_k Kraft M6	2,87	1,55	12	2,62	,75	9
b1o2_k Kraft M7	3,58	2,11	12	2,80	1,41	9
b1o2_k Kraft M8	2,93	1,91	12	2,96	1,62	9
b1t5_k Kraft M1	2,86	1,57	12	2,72	1,46	9
b1t5_k Kraft M2	2,55	1,07	12	2,48	1,12	9
b1t5_k Kraft M3	2,03	1,43	12	2,41	1,20	9
b1t5_k Kraft M4	2,82	1,24	12	2,48	1,24	9
b1t5_k Kraft M5	2,58	,82	12	2,42	1,09	9
b1t5_k Kraft M6	2,65	1,22	12	2,52	1,22	9
b1t5_k Kraft M7	2,57	1,04	12	2,47	1,15	9
b1t5_k Kraft M8	2,92	1,62	12	2,74	1,63	9
b1t4_k Kraft M1	2,78	1,98	12	2,54	1,13	9
b1t4_k Kraft M2	2,83	1,89	12	2,16	,85	9
b1t4_k Kraft M3	2,92	1,96	12	2,43	1,47	9
b1t4_k Kraft M4	2,77	1,70	12	2,18	,95	9
b1t4_k Kraft M5	2,64	1,62	12	2,42	1,58	9
b1t4_k Kraft M6	2,12	,86	12	2,20	1,03	9
b1t4_k Kraft M7	3,43	4,24	12	2,31	,89	9
b1t4_k Kraft M8	2,10	,91	12	2,27	1,11	9
b1f8_k Kraft M1	2,15	,80	12	1,93	,58	9
b1f8_k Kraft M2	2,11	,89	12	2,00	,64	9
b1f8_k Kraft M3	2,47	1,13	12	2,11	1,02	9
b1f8_k Kraft M4	2,26	,77	12	2,01	,76	9
b1f8_k Kraft M5	2,13	,72	12	2,10	1,05	9
b1f8_k Kraft M6	2,09	,81	12	2,13	,89	9
b1f8_k Kraft M7	2,18	,52	12	2,06	,85	9
b1f8_k Kraft M8	2,16	,74	12	2,18	,91	9

11.4 Ergebnisse Prüfstatistik

Winkelreproduktion

Zwischensubjekt Winkelreproduktion

Parameter	PAR: GLM Meßwiederholung				PAR: unabhängiger t-Test / NPAR: Mann-Whitney-U			
	MZ ¹	df	F	Signifikanz	MZ	df	T / Z	Signifikanz
tats. Fehler	5 - 8				5		-2.440	.015
					7		-2.308	.021
					8		-2.506	.012
IEMG VL normiert	1 - 4	1, 20	4,757	.041	3		2.562	.019
IEMG VM absolut	5 - 8				6		-2.110	.036
IEMG VL anteilig	5 - 8				7		-2.440	.014
					5		-2.176	.030
Theta F3	1 - 4				6		-2.308	.021
					1		-2.642	.008
Theta F3	5 - 8				2		-2.678	.007
					3		-2.180	.030
Theta F4	1 - 4				4		-2.343	.019
					5		-2.673	.008
Theta F4	5 - 8				6		-2.279	.023
					7		-1.947	.050
Theta F8	1 - 4				8		-2.606	.009
					1		-2.704	.007
Theta F8	5 - 8				2		-2.835	.005
					3		-2.607	.009
Theta O1	1 - 4				4		-3.004	.019
					5		-2.939	.003
Theta O2	1 - 4				6		-2.408	.016
					7		-2.377	.017
Alpha2 P3	5 - 8				8		-3.038	.002
					1		-2.345	.017
Alpha2 P4	5 - 8				2		-2.845	.003
					3		-2.215	.025
Alpha 2 T6	5 - 8	1,20	5,118	.035	4		-2.869	.003
					5		-2.410	.016
Alpha 2 T6	5 - 8				6		-2.638	.008
					7		-2.177	.029
Alpha 2 T6	5 - 8				8		-2.573	.010
					1		-2.641	.008
Alpha 2 T6	5 - 8				2		-3.003	.003
					3		-2.244	.025
Alpha 2 T6	5 - 8				4		-2.547	.011
					1		-3.108	.002
Alpha 2 T6	5 - 8				2		-3.336	.001
					3		-2.409	.016
Alpha 2 T6	5 - 8				4		-2.411	.016
					5		-2.544	.011
Alpha 2 T6	5 - 8				6		-2.279	.023
					7		-2.343	.019
Alpha 2 T6	5 - 8				8		-2.318	.020
					7		-2.012	.044
Alpha 2 T6	5 - 8				8		-2.608	.009
					5		-2.210	.027
Alpha 2 T6	5 - 8				7		-2.243	.025
					8		-2.642	.008
Alpha 2 T6	5 - 8	1,20	5,118	.035	8	20	2.267	.035

Innersubjekt Winkelreproduktion

Parameter	GLM mit Meßwiederholung / NPAR Friedman				PAR: abhängiger t-Test / NPAR: Wolcoxon-Test			
	MZ	df	F / Chi2	Signifikanz	MZ	df	T / Z	Signifikanz
tats. Fehler	1 – 4	3, 60	3.028	.036	1-2 (control)	11	2.653	.022
					1-3 (control)	11	2.482	.030
					1-4 (control)	11	2.948	.012
	5 – 8	3	8.891	.031	5-8 (ACL)		-2.293	.022
Latenz Winkel	1 – 4	3, 60	6.365	.001	1-2 (control)	11	2.508	.029
					1-3 (control)	11	2.648	.023
					1-4 (control)	11	3.663	.004
					1-2 (ACL)	9	2.952	.016
IEMG VL absolut	1 – 4	3,60	3.104	.033	3-4 (ACL)	9	-2.546	.031
					2-4 (ACL)	9	-3.332	.009
					2-4 (control)	11	-2.566	.026
Theta Fz	1 – 4	3, 60	3.196	.030	2-3 (ACL)	9	2.711	.024
					1-4 (ACL)	9	-2.755	.022
Theta F3	5 – 8	3	7.867	.049	5-7 (control)		-2.044	.041
Theta C3	1 – 4	3,60	3.697	.016	1-2 (control)	11	3.546	.005
					2-3 (control)	11	-2.514	.025
					2-4 (control)	11	-2.334	.039
Theta C4	1 – 4	2.268,60	3.196	.030	1-4 (control)	11	-2.615	.024
Theta T6	1 – 4	2.430, 60	3.044	.046	3-4 (ACL)	9	-2.292	.048
					1-3 (control)	11	2.214	.049
					1-4 (control)	11	-2.460	.032
Theta O1	1 – 4	3	12.188	.007	1-2 (ACL)		-2.316	.021
					1-4 (ACL)		-2.295	.022
					1-4 (control)		-1.965	.049
	5 – 8				5-8 (ACL)		-2.654	.008
Theta O2	5 – 8	3	8.829	.032	5-7 (ACL)		-2.041	.041
	1 – 4				5-8 (ACL)		-2.549	.011
					2-3 (control)		-2.249	.025
					1-3 (control)		-2.033	.042
Alpha 1 global	1 – 4	3,60	5.768	.002	1-2 (control)	11	-2.220	.048
					2-3 (control)	11	-2.567	.026
					1-4 (control)	11	-2.734	.019
					3-4 (ACL)	9	-2.689	.025
					1-4 (ACL)	9	-4.362	.002
					2-4 (ACL)	9	-3.370	.008
Alpha1 F3	1 – 4	3, 60	3.843	.014	2-3 (control)	11	-2.330	.040
					1-3 (control)	11	-3.007	.012
					1-4 (control)	11	-2.538	.028
					1-4 (ACL)	9	-2.547	.031
					2-4 (ACL)	9	-2.414	.039
Alpha1 F4	1 – 4	3, 60	4.442	.007	1-2 (control)	11	-3.174	.009
					1-3 (control)	11	-2.429	.033
					1-4 (control)	11	-2.894	.015
					3-4 (ACL)	9	-2.277	.049
Alpha1 F7	1 – 4	2.188,60	3.385	.024	1-3 (control)	11	-2.412	.034
					1-4 (ACL)	9	-3.497	.007
					2-4 (ACL)	9	-2.681	.025
Alpha1 F8	1 – 4	3,60	5.528	.002	2-3 (control)	11	-2.610	.024
					1-3 (control)	11	-2.808	.017
					1-4 (control)	11	-2.522	.028
					2-4 (control)	11	-2.683	.021
					1-4 (ACL)	9	-3.000	.015
					2-4 (ACL)	9	-2.543	.032
Alpha1 Cz	1 – 4	3,60	3.871	.013	2-3 (control)	11	-2.721	.020
					1-2 (ACL)	9	-2.486	.035
					3-4 (ACL)	9	-3.549	.006
					1-4 (ACL)	9	-2.487	.035
					2-4 (ACL)	9	-4.085	.003
Alpha1 P3	1 – 4	3,60	5.776	.015	1-2 (control)	11	-2.482	.030
					2-3 (control)	11	-2.273	.044
					1-3 (control)	11	-2.756	.019
					1-4 (control)	11	-2.294	.042
					2-4 (ACL)	9	-2.342	.044
Alpha1 T4	1 – 4	3, 60	5.150	.003	2-3 (control)	11	-3.072	.011
					1-3 (control)	11	-3.505	.005
					1-4 (control)	11	-2.690	.042
					1-4 (ACL)	9	-2.954	.016
Alpha1 T5	1 – 4	2.411, 60		.004	2-3 (control)	11	-2.876	.015
					1-3 (control)	11	-3.761	.003

Alpha1 T6	1 – 4	3, 60	4.844	.004	1-4 (control)	11	-3.215	.008
					2-4 (control)	11	-2.522	.028
					1-4 (ACL)	9	-2.698	.024
					2-4 (ACL)	9	-2.339	.044
					2-3 (control)	11	-2.778	.018
Alpha1 O1	1 – 4	2.565, 60	7.367	.001	1-3 (control)	11	-2.827	.016
					1-4 (ACL)	9	-3.535	.006
					2-4 (ACL)	9	-3.223	.010
					2-3 (control)	11	-3.791	.003
					1-3 (control)	11	-3.569	.004
Alpha1 O2	1 – 4	3, 60	3.390	.049	1-4 (control)	11	-2.280	.044
					2-4 (control)	11	-3.186	.009
					3-4 (ACL)	9	-2.705	.024
					2-4 (ACL)	9	-2.322	.045
					2-3 (control)	11	-3.584	.004
Alpha2 F8	5 – 8	3, 60	4.938	.004	1-3 (control)	11	-2.707	.020
					2-4 (control)	11	-2.320	.041
					3-4 (ACL)	9	-2.889	.018
					1-4 (ACL)	9	-2.919	.017
					2-4 (ACL)	9	-3.065	.013
Alpha2 P3	5 – 8	3	14.958	.002	6-7 (control)	11	-2.225	.042
					5-7 (control)	11	-3.369	.006
					5-8 (ACL)	9	-2.187	.021
					5-6 (control)	11	-2.049	.040
					5-8 (ACL)	9	-2.552	.011
Alpha2 T4	1 – 4	3, 60	4.579	.006	5-6 (control)	11	-2.209	.049
					1-2 (ACL)	9	-2.928	.017
					1-3 (ACL)	9	-2.415	.039
					6-7 (control)	11	-2.808	.017
					5-7 (control)	11	-4.360	.001
Alpha2 T5	5 – 8	3, 60	2.370	.044	5-8 (ACL)	9	-3.101	.010
					5-8 (ACL)	9	-3.401	.008
					2-4 (ACL)	9	-2.325	.045
Alpha2 T6	1 – 4	3, 60	2.783	.003				

Parameter	MZ	df	F	Signifikanz	MZ	df	T / Z	Signifikanz
THETA								
keine								
ALPHA 1								
keine								
ALPHA 2								
Alpha 2 O2	0	1,21	6,178	.021	Augen zu		-2,522	.020
BETA 1								
keine								

Zwischensubjekt M9-M10: Winkelreproduktion

PAR: GLM Meßwiederholung					PAR: unabhängiger t-Test / NPAR: Mann-Whitney-U			
Parameter	MZ	df	F	Signifikanz	MZ	df	T / Z	Signifikanz
THETA								
keine								
ALPHA 1								
keine								
ALPHA 2								
Alpha 2 O1	M9-M10	1,19	5,086	.036				
Alpha 2 O2	M9-M10	1,19	6,501	.020				
BETA 1								
keine								

Innersubjekt M9-M10: Winkelreproduktion

GLM mit Meßwiederholung / NPAR Friedman					PAR: abhängiger t-Test / NPAR: Wolcoxon-Test			
Parameter	MZ	df	F / Chi2	Signifikanz	MZ	df	T / Z	Signifikanz
THETA								
keine								
ALPHA 1								
Alpha 1 O2	M9-M10	1,19	4,746	.042	keine			
ALPHA 2								
Alpha 2 Pz	M9-M10	1,19	4,951	.038	M9-M10 (ACL)		2,777	.022
BETA 1								
Beta 1 F3	M9-M10	1,19	8,024	.011	M9-M10 (ACL)		-2,661	.026
Beta 1 Cz	M9-M10	1,19	9,810	.005	M9-M10 (ACL)		-3,262	.010
Beta 1 C4	M9-M10	1,19	6,445	.020	M9-M10 (ACL)		-2,483	.035
Beta 1 T5	M9-M10	1,19	4,724	.043	M9-M10 (ACL)		-2,661	.026

Kraftreproduktion

Zwischensubjekt								
PAR: GLM Meßwiederholung					PAR: unabhängiger t-Test / NPAR: Mann-Whitney-U			
Parameter	MZ ¹	df	F	Signifikanz	MZ	df	T / Z	Signifikanz
STAI momentan		1,19	7.391	.014	post		-2.792	.012
Theta Fz	1 – 4				1		-2.846	.004
					2		-2.593	.009
					3		-1.956	.049
					6		-2.046	.041
Theta F3	1 – 4				1		-2.046	.039
					2		-2.418	.016
Theta F4	1 – 4	1, 19	4.756	.042	1		-3.062	.006
Theta O2	1 – 4				2		-2.106	.049
					2		-2.488	.013

Innersubjekt								
GLM mit Meßwiederholung / NPAR Friedman					PAR: abhängiger t-Test / NPAR: Wilcoxon-Test			
Parameter	MZ	df	F / Chi2	Signifikanz	MZ	df	T / Z	Signifikanz
EMG RF absolut	5 – 8	3, 57	3.050	.036	5-6 (ACL)	8	3.041	.016
EMG RF normiert	5 – 8	2.463	5.023	.007	5-7 (ACL)	8	3.464	.009
					5-8 (ACL)	8	4.046	.004
					5-7 (ACL)	8	3.879	.005
					5-8 (ACL)	8	2.330	.048
Theta F3	5 – 8	3	9.768	.021	5-7 (control)	11	-2.002	.045
Theta P3	5 – 8	2.246, 42.677	4.458	.014	5-7 (ACL)	8	-1.963	.050
Theta P4	5 – 8	3, 57	3.267	.028	6-7 (ACL)	8	nicht signifikant	.049
Theta T5	5 – 8	3, 57	3.471	.022	6-7 (control)	11	nicht signifikant	.044
Theta O1	5 – 8	3, 57	4.012	.012			nicht signifikant	
Theta O2	5 – 8	2.316, 44.009	6.042	.003			nicht signifikant	
Alpha1 T3	1 – 4	3, 57	4.000	.012	6-7 (control)	11	-2.275	.013
					5-7 (control)	11	-2.949	.026
					5-8 (control)	11	-2.574	.026
					1-4 (ACL)	8	-2.334	.048
					2-3 (control)	11	-2.244	.046
Alpha2 F4	1 – 4	3, 57	3.196	.031	2-3 (control)	11	-2.149	.034
Alpha2 F8	1 – 4	33, 57	3.586	.019	1-4 (ACL)	8	-2.548	.034
Alpha2 Cz	1 – 4	3, 57	5.112	.008	2-3 (control)	11	-2.332	.040
Alpha2 Pz	1 – 4	3, 57	3.076	.047	1-2 (ACL)	8	-2.577	.033
Alpha2 P3	1 – 4	3, 57	2.910	.042	1-3 (ACL)	8	-3.908	.004
Alpha2 T3	1 – 4	2.386, 45.326	3.022	.037	2-3 (ACL)	8	-3.105	.015
Alpha2 T4	1 – 4	3, 57	3.661	.017	1-4 (ACL)	8	-2.645	.029
					1-4 (control)	11	-2.813	.017
					1-2 (ACL)	8	-2.840	.022
Alpha2 T5	1 – 4	3, 57	5.967	.001	1-2 (ACL)	8	nicht signifikant	.021
Alpha2 O1	1 – 4	2.182, 41.466	3.115	.033			nicht signifikant	
Beta1 Cz	1 – 4	2.421, 46.002	3.163	.031	1-2 (ACL)	8	-2.857	.021
					1-3 (ACL)	8	-3.600	.007

Zwischensubjekt Ruhe M0: Kraftreproduktion								
PAR: GLM Meßwiederholung					PAR: unabhängiger t-Test / NPAR: Mann-Whitney-U			
Parameter	MZ	df	F	Signifikanz	MZ	df	T / Z	Signifikanz
THETA								
keine								
ALPHA 1								
keine								
ALPHA 2								
keine								
BETA 1								
keine								

Zwischensubjekt M9-M10: Kraftreproduktion

PAR: GLM Meßwiederholung				PAR: unabhängiger t-Test / NPAR: Mann-Whitney-U				
Parameter	MZ	df	F	Signifikanz	MZ	df	T / Z	Signifikanz
THETA								
keine								
ALPHA 1								
keine								
ALPHA 2								
keine								
BETA 1								
keine								

Innersubjekt M9-M10: Kraftreproduktion

GLM mit Meßwiederholung / NPAR Friedman				PAR: abhängiger t-Test / NPAR: Wolcoxon-Test				
Parameter	MZ	df	F / Chi2	Signifikanz	MZ	df	T / Z	Signifikanz
THETA								
Theta P4	M9-M10	1,19	5,508	.030				
ALPHA 1								
keine								
ALPHA 2								
keine								
BETA 1								
Beta 1 Cz	M9-M10	1,19	5,106	.036				
Beta 1 C3	M9-M10	1,19	4,448	.048				
Beta 1 C4	M9-M10	1,19	5,746	.027				
Beta 1 Pz	M9-M10	1,19	4,918	.039				
Beta 1 O2	M9-M10	1,19	5,064	.036				

Publikationen

Aus dem Inhalt der vorgelegten Arbeit wurden bislang Daten in Abhandlungen folgender Quellen publiziert:

1) Originalarbeiten

Baumeister J, Reinecke K, Weiss M: Changed cortical activity after anterior cruciate ligament reconstruction in a joint position paradigm: an EEG study. *Scand J Med Sci Sports* 2007 (in press)

Baumeister J, Ries C, Liesen H, Weiss M: Influence of lateral leg dominance on a functional muscle balance ratio after ACL reconstruction. 2007 (submitted to *J Athl Training* – ID:JAT 0184-06)

Baumeister J, Herbarth B, Liesen H, Weiss M: Neurophysiological strategies in a golf putting task. 2007 (submitted to *Int J Sports Med* – ID: ISJM-11-2006-0356-bs)

2) Abstracts / Kongressbeiträge

Baumeister J, Ries C, Weiß M: Influence of limb dominance on knee flexor:extensor ratio of ACL reconstructed patients. *Isokin Exerc Sci* 12 (1) (2004), 59-60

Baumeister J, Ries C, Weiß M: Einfluß der Seitigkeit auf die funktionelle Kraftbalance bei Patienten mit rekonstruiertem vorderen Kreuzband. *Dt Z Sportmed* 56, 8 (2005), 284

Baumeister J, Barthel T, Reinecke K, Koplin S, Weiss M: Zentrale Aktivierung während einfachen motorischen, motorisch-mental und kognitiven Aufgabenstellungen. Gibt es charakteristische Merkmale ? *Dt Z Sportmed* 56, 8 (2005), 300

Baumeister J, Reinecke K, Liesen H, Weiss M: Changes in brain activity patterns during a sensorimotor task due to ACL-reconstruction. Med Sci Sport Exerc 39 (5), (Suppl), 2007 (presentation at the 54th Annual Meeting - American Congress of Sports Medicine, New Orleans, USA 30.5.-1.6. 2007)

Herbarth B, Baumeister J, Herwegen H, Liesen H, Weiss M: Complex Neuromonitoring in a Golf Putting Task. Med Sci Sport Exerc 39 (5), (Suppl), 2007 (poster presentation at the 54th Annual Meeting - American Congress of Sports Medicine, New Orleans, USA 30.5.-1.6. 2007)

Baumeister J, Reinecke K, Weiss M: Different cortical activation patterns due to two different proprioceptive modalities in ACL reconstructed patients. In: Beek P, van de Langenberg R (Ed.): European Workshop On Movement Science – Mechanics, Physiology, Psychology. Sportverlag Strauß, Köln 2007 (poster presentation at the 3. European Workshop of Movement Science in Amsterdam, Niederlande 31.5.-1.6.2007)

Herbarth B, Baumeister J, Herwegen H, Liesen H, Weiss M: Neuromonitoring in a Golf Putting Task: Discrimination of skill level due to different conditions. In: Beek P, van de Langenberg R (Ed.): European Workshop On Movement Science – Mechanics, Physiology, Psychology. Sportverlag Strauß, Köln 2007 (poster presentation at the 3. European Workshop of Movement Science in Amsterdam, Niederlande 31.5.-1.6.2007)

Baumeister J, Reinecke K, Weiss M: Classification of proprioceptive modalities after ACL reconstruction: an EEG study. (oral presentation at the 12th Annual Congress of the European College of Sports Science, Jyväskylä, Finnland 11.7.-14.7. 2007)

Baumeister J, Reinecke K, Weiss M: Kortikale Veränderungen bei sensomotorischen Aufgaben nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes. (Vortrag beim 40. Deutschen Sportärztekongress, Köln, 27.9.-29.9. 2007)

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die dem Department Sport & Gesundheit der Universität Paderborn vorgelegte Dissertation mit dem Titel

**„Zentralnervöse und motorische Auswirkungen einer Verletzung und
Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes bei sensomotorischen
Aufgaben“**

selbständig verfasst und keine anderen als die in der Dissertation angegebenen Hilfsmittel verwendet habe. Die geltende Promotionsordnung der Fakultät für Naturwissenschaften der Universität Paderborn ist mir bekannt.

Paderborn, Weihnachten 2006

.....

(Jochen Baumeister)