universität wien

Diplomarbeit

Titel der Arbeit

„Neurofeedback am Motorkortex“

Verfasser

Martin Galehr

Angestrebter akademischer Grad

Magister der Naturwissenschaften (Mag. rer. nat.)

Wien, 2013

Studienkennzahl:	298
Studienrichtung:	Psychologie
Betreuerin:	Dr. Uta Sailer

„Aber vergessen wir eines nicht: Wenn ‘ich meinen Arm hebe‘, hebt sich mein Arm. Und das Problem entsteht: was ist das, was übrigbleibt, wenn ich von der Tatsache, dass ich meinen Arm hebe, die abziehe, dass mein Arm sich hebt?“

(Wittgenstein, 1975: 254, § 621)

Danksagung

Ohne die tatkräftige moralische und fachliche Unterstützung folgender Menschen wäre vorliegende Arbeit nicht zustande gekommen.

Danken möchte zuallererst meiner Betreuerin Dr. Uta Sailer für ihre nicht enden wollende Geduld und für ihre vielen, wichtigen fachlichen Ratschläge, ebenso Dr. Herbert Bauer und Dr. Avni Pllana für die zahlreichen interessanten und erhellenden Gespräche.

Dank gebührt meinen 3 Versuchspersonen sowie auch den anderen ehemaligen Diplomanden, die mir bei den Ableitungen tatkräftig zur Seite standen: Christian, Felix, Livia, Kathrin und Sarah.

Schließlich gilt ein besonderer Dank meinen beiden Schwestern, Julia und Patrizia, für ihre immens wichtige moralische Unterstützung und ihre Zusprüche. Dank gilt auch meinem Vater Josef und seiner Frau Gabriele für wertvolle Tipps und ihre bedingungslose Unterstützung.

Mein größter Dank gilt allerdings meiner Süßen, Theresa, die mich in diesen schwierigen Zeiten nicht nur ausgehalten hat, sondern auch nie die Hoffnung aufgegeben hat und mich so manches Mal vor der Verzweiflung bewahrt hat.

Danke euch allen!

Inhaltsverzeichnis

EINLEITUNG: - 1 -

BEWEGUNGSVORSTELLUNG - 2 -

Mentale Bilder: - 2 -

Neuronale Simulationstheorie: - 3 -

Funktionale Äquivalenz - 8 -

Hemmung von Bewegungsausführung während der Repräsentation von Bewegungen: - 9 -

Anwendungsbereiche : - 10 -

Mentales Training in der Rehabilitation: - 10 -

Mentales Training im Sport: - 12 -

NEUROFEEDBACK - 13 -

ELEKTROENZEPHALOGRAFIE (*EEG*) - 15 -

QUELLENLOKALISATION (*SOURCE IMAGING*) - 17 -

sLORETA (standardized low resolution brain electromagnetic tomography-software, Pascual-Marqui, 2002) - 17 -

SMS (Simultaneous Multiple Sources)-LORETA (Bauer & Pllana, 2008) : - 20 -

BEM-based SMS-LORETA (Bauer & Pllana, 2010) - 22 -

EEG-based Local brain Activity-Neurofeedback (Bauer & Pllana, 2010) - 23 -

HYPOTHESEN UND ZIELE DER UNTERSUCHUNG - 25 -

VORBEREITUNG - 27 -

Zeitlicher Ablauf - 27 -

Versuchspersonen - 27 -

Probandeninformation - 28 -

VMIQ-2 (vividness of movement imagery questionnaire-2, Roberts, R. et al., 2008): - 29 -

Versuchsinstruktion - 30 -

Elektrodenanordnung und -montage - 31 -

3D-Elektrodenkoordinaten: - 33 -

Elektrodenapplikation - 34 -

Datenaufzeichnung - 35 -

DURCHFÜHRUNG - 36 -

Artefaktprävention - 37 -

Referenzelektroden - 37 -

EOG-Eichung - 38 -

Das Neurofeedbackprogramm - 39 -

Ende einer Trainingssitzung - 42 -

Angewandte Strategien: - 42 -

DATENAUSWERTUNG ..... - 44 -
Kreuztabellen ..... *- 45 -*
Test auf Normalverteilung der Daten ..... *- 47 -*
Varianzanalyse mit Messwiederholungsdesign ..... *- 47 -*
Friedman-Tests ..... *- 47 -*
ERGEBNISÜBERSICHT ..... - 49 -
VMIQ-2 ..... *- 49 -*
Deskriptive grafische Darstellungen ..... *- 50 -*
Test auf Normalverteilung der Daten ..... *- 58 -*
Varianzanalyse mit Messwiederholung ..... *- 58 -*
Friedman-Tests: ..... *- 60 -*
Wilcoxon-Signed –Rank-Tests für post-hoc Vergleiche ..... *- 61 -*
ERGEBNISINTERPRETATION UND DISKUSSION ..... - 63 -
ZUSAMMENFASSUNG ..... - 73 -
ABSTRACT ..... - 75 -
ANHANG ..... - 76 -
Literaturverzeichnis ..... *- 76 -*
Abbildungsverzeichnis ..... *- 84 -*
Tabellenverzeichnis ..... *- 84 -*

Theoretischer Teil

Einleitung:

Bevor auf die der Studie zugrundeliegende Fragestellung eingegangen wird, werden im Kapitel Bewegungsvorstellung die basalen Funktionsweisen des Gehirns bei Vorstellung einer Bewegung beleuchtet, die Gemeinsamkeiten und Unterschiede von tatsächlich ausgeführter und vorgestellter Bewegung, daran beteiligten kortikalen und subkortikalen Areale sowie damit in Zusammenhang stehende neueste Studienerkenntnisse werden detailliert beschrieben, während andererseits auf eine genaue Beschreibung des motorischen Systems aus Gründen der Übersichtlichkeit verzichtet wird. Anwendungsbereiche werden dabei ebenso behandelt wie die zugrundeliegenden theoretischen Annahmen.

Im nächsten Kapitel wird die Elektroenzephalographie und deren technische Besonderheiten vorgestellt, daran anschließend wird der Fokus auf die Methode des Neurofeedback gelegt. Dabei werden die verschiedenen Arten, die Funktionsweise sowie die Anwendungsbereiche kurz erläutert, bevor auf das dieser Arbeit immanente Kernthema, nämlich die Rückmeldung von lokal begrenztem neuronalen Feedback eingegangen wird. Zusätzlich wird eingehend das Problem der kortikalen Quellenlokalisation diskutiert. Hierzu werden die Arbeiten und eigens dafür entwickelten Methoden von Dr. Bauer & Dr. Pllana zur Realisierung ebendieses Vorhabens genau beschrieben.

Der Methodenteil beinhaltet eine detaillierte Beschreibung des chronologischen und inhaltlichen Ablaufs einer Ableitung, die für die Durchführung notwendigen Programme, Utensilien und Hardware, die Beschreibung der statistischen Analyse sowie die Darstellung und kritische Interpretation der Ergebnisse hinsichtlich der Hypothesen und der Ergebnisse anderer Arbeiten auf diesem Gebiet.

Im Anhang findet sich ein Literaturverzeichnis aller zitierten Arbeiten sowie ein Verzeichnis der verwendeten Tabellen und bildlichen Darstellungen sowie die verwendeten Materialien. Zuletzt ist noch ein Curriculum vitae des Autors der Arbeit beigefügt.

Bewegungsvorstellung

William James zufolge wird jede Vorstellung einer Bewegung bis zu einem gewissen Grad von nachfolgenden Aktivitäten der in der Vorstellung involvierten Muskeln begleitet (zit. n. Brass et al., 2001a). Jede Bewegungsvorstellung hat also unweigerlich muskuläre Aktivität zur Folge. In den 30er Jahren des vorangegangenen Jahrhunderts beschäftigte sich Jacobson (zit. n. Mayer & Hermann, 2011) erstmals intensiv mit dem sogenannten Carpenter-Effekt, welcher besagt, dass das Vorstellen sowie das Sehen einer Bewegung äquivalente Muskelaktivitäten ähnlich dem praktischen Ausführen dieser Bewegung zur Folge hat. Allerdings werden dabei nur jene Muskeln innerviert, die auch bei der Bewegungsvorstellung involviert sind. Jacobson führte daraufhin eine Studie durch, in deren Rahmen die Probanden angehalten waren, sich bestimmte Bewegungen vorzustellen bzw. diese tatsächlich auszuführen. Die Ergebnisse dieser Studie belegten eindrucksvoll diese Annahme. So konnte gezeigt werden, dass die in der Vorstellung involvierten Muskeln tatsächlich innerviert wurden, einzig: beim Vergleich von realen und vorgestellten Bewegungen konnte ein deutlicher Spannungsunterschied zugunsten der realen Bewegungen ausgemacht werden.

Mentale Bilder:

Einer einflussreichen Theorie von Martha Farah (1984) über mentale Bilder, also Vorstellungsinhalte, zufolge entstehen selbige durch den Transfer von Inhalten des Langzeitgedächtnisses ins Arbeitsgedächtnis, wo sie beibehalten und beliebig transformiert sowie inspiziert werden können. Basis dieser visuellen Vorstellungsinhalte sind folglich frühere Erlebnisse in Form von gespeicherten Repräsentationen. Die Repräsentationen sind dabei nicht als unveränderliche Bilder anzusehen, vielmehr lassen sie sich im Detail einer genaueren Inspektion unterziehen, sind in beliebiger Weise modulierbar und erweiterbar sowie mit

anderen gespeicherten Gedächtnisinhalten kombinierbar. (Kosslyn et al., 2001a). Kosslyn definiert den Begriff der Vorstellung folgendermaßen: *„mental imagery occurs when perceptual info is accsessed from memory, giving rise to the experience of „seeing with the mind`s eye“*. (Kosslyn et al., 2001, S.635). Interessant hierbei ist die Tatsache, dass auch bei vorgestellten visuellen Bildern jene Areale aktiv sind, denen bei der visuellen Wahrnehmung eine wichtige Rolle zukommt, also Teile des primären visuellen Kortex im Okzipitallappen.

Neuronale Simulationstheorie:

Die neuronale Simulationstheorie beruht auf der Annahme, dass es verschiedene Stadien von Bewegung entlang eines Kontinuums gibt, angefangen von verdeckter, nicht beobachtbarer bis hin zu ausgeführter, beobachtbarer Bewegung, die sich zudem auch hinsichtlich ihrer bewussten Erlebbarkeit unterscheiden. Der Begriff der „s-states“, also Simulationsstadien, wurde von Marc Jeannerod, einem Pionier auf dem Gebiet der *Motor Imagery*, also Bewegungsvorstellung, geprägt und wurde von ihm folgendermaßen beschrieben:“*...those mental states which involve an action content and where brain activity can be shown to simulate that observed during the same, executed action.“* (Jeannerod, M., 2000, S.103) Sie umfassen folglich auch verdeckte, nicht sichtbare Anteile der Bewegungsausführung wie etwa Bewegungsselektion, Planung, Vorbereitung sowie die Vorstellung von Bewegung. Nicht zuletzt wird auch das Beobachten von Bewegungen von Dritten hinzugezählt, welches gleichzeitig eine grundlegende Voraussetzung für motorisches Lernen darstellt und eng mit dem von Rizzolatti vorgestellten Spiegelneuronenkonzept (1995) in Zusammenhang steht. Bewegung ist also nicht nur das ausgeführte, direkt beobachtbare Verhalten, sondern sie umfasst auch jene Anteile, welche sich dem Blick eines äußeren Beobachters entziehen. Grundlage dieser Theorie ist dabei die Annahme, dass allen diesen *s-States* ein gemeinsames neuronales Korrelat zugrunde liegt. Das heißt allerdings nicht, dass die Aktivierungsmuster der jeweiligen neuronalen Korrelate der einzelnen Simulationsstadien völlig ident sind, vielmehr gibt es große Überschneidungen, die all diesen Stadien gemein sind, aber andererseits auch Anteile der einzelnen Aktivierungsmuster, die als charakteristisch für

einzelne Zustände zu erachten sind und folglich nur während dieser aktiv sind. Zusätzlich unterscheiden sich die beiden Bedingungen insofern, als bei Bewegungsvorstellungen die somatosensorischen Rückmeldungen fehlen, da die Bewegung ja nur mental repräsentiert wird. Folglich ist auch eine wesentlich geringere Beteiligung des postzentralen Gyrus beobachtbar, dem ja die Verarbeitung von somatischen Reizen zukommt.

Der Grundgedanke dieser Theorie wurde nun auch versucht, auf motorische Vorstellungsinhalte zu übertragen. Demnach weisen auch vorgestellte Bewegungen gleiche bzw. ähnliche Aktivierungsmuster der motorischen Areale auf wie dies bei einer tatsächlich ausgeführten Bewegung der Fall wäre. „*Namely, it has the same functional relationship to the represented action, the same causal role in the generation of that action and shares common mechanisms with motor executio.*“ (Jeannerod, 1995, S.727) Gemäß dieser Annahme müssten kortikale Areale wie der primäre motorische Kortex, supplementärmotorische Areale, prämotorische Areale, das Cerebellum, die Basalganglien, parietale sowie frontale Assoziationsareale und schließlich Teile des cingulären Kortex, die während der Ausführung von willkürlichen Bewegungen aktiv sind auch während der Vorstellung von motorischen Inhalten aktiv sein. In den letzten 20 Jahren wurden zahlreiche Studien durchgeführt, mit dem Ziel, empirische Belege für diese Annahme zu liefern. Mittlerweile existieren unzählige solcher Belege für eine aktive Beteiligung motorischer Areale während der Bewegungsvorstellung. So konnten beispielsweise Stippich et al. (2002) sowie Ehrsson et al. (2003) in *fMRI*-basierten Studien eindeutige Belege für eine Beteiligung des primären motorischen Kortex bei Bewegungsvorstellung liefern. Stippich et al. (2002) untersuchten die somatotope neuronale Organisation des primären motorischen Kortex von Probanden mittels *fMRI* bei Bewegungsvorstellung, speziell von Zungen-, Finger- und Zehenbewegungen, und verglichen diese mit jener von real ausgeführten Bewegungen. Dabei konnten sie feststellen, dass praktische Ausführung und Vorstellung von Bewegungen über sehr ähnliche funktionelle Netzwerke verfügen und dieselben neuronalen Areale bei beiden Aufgaben involviert waren. Nicht weiter verwunderlich war die Erkenntnis, wonach während Bewegungsvorstellung der anteriore Teil des präzentralen Gyrus vermehrte Aktivität aufwies, im Gegensatz zum posterioren Teil von *M1*. Schon

aufgrund seiner Nähe zum somatosensorischen Kortex, auf dem postzentralen Gyrus gelegen, dem ja die Verarbeitung somatischer Reize zuzuschreiben ist, kann davon ausgegangen werden, dass der posteriore Teil von *M1* eher an tatsächlicher Bewegungsausführung beteiligt ist. Jedoch waren die gemessenen *BOLD*-Signale bei Vorstellungsaufgaben schwächer als bei Bewegungsausführung. Auch die bei normaler Bewegungsausführung typische Lateralisierung der Aktivität konnte bei Bewegungsvorstellung beobachtet werden, allerdings nicht in demselben Umfang wie bei ausgeführter Bewegung. Auch Ehrsson et al. (2003) konnten in einer *fMRI*-basierten Replik des Versuchs von Stippich et al. eine somatotope Aktivierung von kontralateralen prämotorischen, supplementär-motorischen und primär-motorischen Arealen bei Bewegungsvorstellungsaufgaben, sowie bei echter Bewegung in Form von Dehnungs- und Beugungsbewegungen von Fingern und Zehen bzw. Horizontalbewegungen der Zunge, nachweisen. Dabei wurden die beiden Versuchsbedingungen mit einer Ruhebedingung verglichen und zusätzlich wurden die beiden Versuchsbedingungen auch untereinander verglichen. Den Forschern war es dadurch möglich, eine bewegungsspezifische Aktivierung der motorischen Areale während der unterschiedlichen Bedingungen nachzuweisen. Weitere Unterstützung erfährt die Simulationstheorie durch die Ergebnisse der Studie von Porro et al. (1996), bei der die Probanden aufgefordert waren, eine sogenannte *finger-to-thumb opposition*-Aufgabe sowohl mental als auch real auszuführen. Dabei sollten sie spezielle Fingerbewegungssequenzen vollführen bzw. sich die Ausführung dieser vorstellen. Die Aktivierungsmuster der jeweiligen Bedingungen wurden miteinander verglichen und zusätzlich denen einer visuellen Kontrollaufgabe gegenüber gestellt. Auch hier konnten weitestgehende Überschneidungen der aktivierten motorisch-kortikalen Areale beobachtet werden, sowohl des präzentralen motorischen Gyrus als auch des postzentralen somatosensorischen Gyrus, und auch in dieser Studie war die Aktivierung während der Vorstellung deutlich vermindert im Vergleich zur realen Bewegungsausführung. Die Aktivierung letzteren Areals ist vermutlich auf die Eigenheit der Instruktion zurückzuführen, da die Probanden aufgefordert waren, sich genau auf die sensorischen Empfindungen der Bewegung zu konzentrieren. In einer von Ganis et al. (2000) durchgeführten *TMS*-Studie wurde den Versuchsteilnehmern für kurze Zeit während der Aufgabe, mentale Rotationen an

Bildern von Händen und Füssen vorzunehmen, magnetische Impulse über dem motorischen Handareal unilateral verabreicht. Wie erwartet kam es bei Verabreichung der Impulse zu zeitlichen Verzögerungen bei Bewältigung dieser Aufgabe, wobei interessanterweise die mentale Rotation von Bildern mit Händen einer größeren Beeinträchtigung unterlag als dies bei Bildern von Füßen der Fall war. Allerdings finden sich in der Literatur auch zahlreiche Beispiele von Studien, die keine Aktivität von *M1* bei Bewegungsvorstellung nachweisen konnten (Decety et al., 1994; Stephan et al., 1995). Lotze und Halsband (2006) geben in ihrer Übersichtsarbeit allerdings zu bedenken, dass dies auf methodische Eigenheiten und die verwendeten Verfahren zurückzuführen sein könnte. Da die Positronenemissionstomographie über eine relativ schlechte zeitliche Auflösung verfügt, könnte die bereits früh einsetzende und nur kurze Zeit währende Aktivierung von *M1* schlicht „übersehen" worden sein. Zudem geben sie zu bedenken, dass nicht nur die Wahl des Verfahrens von Bedeutung ist, sondern auch die verwendeten Schwellenwerte für das Aufzeigen von kortikaler Aktivität. So könnte ein zu hoch angesetzter Schwellenwert eine kortikale Aktivierung unkenntlich machen. Dies ist vor allem in der Hinsicht ein wichtiger Punkt als übereinstimmend eine im Vergleich zu echter Bewegung um etwa 30-50% schwächere Aktivierung feststellbar war. Hingegen nicht auszuschließen ist andererseits aber auch, dass bei Studien mit nachweislicher *M1*-Aktivierung ohne Kontrolle der elektromyographischen Aktivität der Muskeln, die Aktivierung von tatsächlichen, nicht erfassten Bewegungen herrühren könnte. Ein letzter äußerst wichtiger Punkt ist die Art der Instruktion beziehungsweise, wie die Vorstellungen vollzogen werden. Bewegungsvorstellung lässt sich nämlich einerseits als rein visuelle Erfahrung machen, quasi aus der Perspektive eines Beobachters, andererseits kann die Bewegung auch aus der Sicht des Durchführenden erfahren werden, letzteres ist auch als kinästhetische Bewegungsvorstellung bekannt. Während bei Anwendung ersterer meist keine Aktivierung motorischer Areale nachweisbar ist, so sind bei Anwendung kinästhetischer Bilder sehr wohl motorische Areale aktiv. Besonders bei mentalen Rotationsaufgaben sind diese Unterschiede ersichtlich. Die zahllosen Studien, die mentale Rotationsaufgaben beinhalteten, wiesen oftmals recht unterschiedliche Ergebnisse hinsichtlich der Beteiligung motorischer Areale bei der Bewältigung solcher Aufgaben auf, vgl. Cohen et al. (1996). Kosslyn folgerte aus diesen teils

widersprüchlichen Ergebnissen, dass die Ursache möglicherweise in der Anwendung von unterschiedlichen Strategien zu finden sei, nämlich einerseits: Die Probanden rotierten die Bilder selbst im Zuge der Vorstellung, andererseits: Die Probanden rotierten die Bilder in der Art, als ob sie passiv bewegt würden. Während erstere Strategie zumeist eine Aktivität des motorischen Systems nach sich zieht, lässt sich dies bei Anwendung der 2. passiven Strategie nicht nachweisen. Folglich führte er eine Studie (Kosslyn et al., 2001b) durch, bei der den Probanden vor Durchführung der jeweiligen selben wie oben beschriebenen Rotationsaufgaben entweder gezeigt wurde, wie ein hölzerner ähnlicher Stimulus automatisch rotiert wurde oder sie sollten den Stimulus mit ihren Händen rotieren. Im Anschluss waren sie aufgefordert, sich das ganze so vorzustellen, wie sie es zuvor beobachtet hatten, also entweder automatisch oder manuell. Im Gegensatz zur Kontrollbedingung konnte in der Versuchsbedingung eine erhöhte Aktivität von M1 nachgewiesen werden. Ein entscheidendes Kriterium für eine messbare Aktivität von primär motorischen Arealen bei der Bewegungsvorstellung scheint also die Art der Instruktion und damit einhergehend die verwendete Strategie zu sein. Für eine ausführliche Auflistung von Studien mit gemessener *M1*-Aktivität sei auf Munzert, Lorey & Zentgraf (2009) verwiesen.

Die Rolle der prämotorischen sowie der supplementär-motorischen Areale, zusammengefasst auch als *BA6* bezeichnet, bei der Generierung von Bewegungsvorstellungen scheint unbestritten. Das *supplementär-motorische Areal* stellt den medialen Anteil des *BA6* dar und lässt sich in funktioneller Hinsicht in einen prä-*SMA* und einen posterioren *SMA* unterteilen. Das *SMA* ist insbesondere mit der Sequenzierung von Bewegungen betraut und ist vor allem bei komplexeren Bewegungsabläufen aktiv. Der prä-*SMA* spielt bei der Vorbereitung von Bewegungen eine wichtige Rolle, ebenso zeugen etliche Studienergebnisse von seiner unerlässlichen Rolle bei der Generierung von motorischen Vorstellungsinhalten. (Lotze, M., 2011) Studienergebnissen zufolge weisen sowohl der prä-*SMA* als auch der posteriore Teil des *SMA* Aktivität bei Bewegungsvorstellung auf, während der kaudoventrale Teil des *SMA* eher bei Bewegungsausführung aktiv ist.

Der prämotorische Kortex gliedert sich in einen dorsalen und einen ventralen Teil, wobei der dorsale Teil zusammen mit dem supplementär-motorischen Areal

wesentlich an der Planung, der Bewegungsgenerierung und der Koordination von komplexen Bewegungssequenzen beteiligt ist. Der ventrale Teil des prämotorischen Kortex scheint eher an objektbezogener Bewegung, sei es nun real ausgeführte, beobachtete oder vorgestellte Bewegung, beteiligt zu sein und dessen Aktivität bei Bewegungsvorstellung ist durch zahlreiche Studien belegt (Lotze, M., 2001). Aber auch der dorsale Teil des *PMK* scheint bei der Bewegungsvorstellung aktiv zu sein (Stephan et al., 1995). Gerardin et al. (2000) konnten Aktivität sowohl des ventralen als auch des dorsalen *PMK* feststellen.

Funktionale Äquivalenz

In einer Studie von Decety & Jeannerod (1995) wurde untersucht, ob es zeitliche Äquivalenzen zwischen vorgestellten Bewegungen und tatsächlich ausgeführten Bewegungen gibt. Denn, sollte die neuronale Simulationstheorie richtig sein, so dürften sich die Bearbeitungszeiten nicht signifikant unterscheiden. Sie hielten die Versuchspersonen an, je nach Versuchsbedingung verschiedene Distanzen (5, 10 und 15 Meter) zu gehen und sich dasselbe vorzustellen, dabei wurde jeweils mittels eines Chronometers die zeitliche Dauer zur Vollendung der Aufgaben festgehalten. Die Zeiten der verschiedenen Bedingungen unterschieden sich kaum voneinander, wohl jedoch jene zwischen den verschiedenen Distanzen. Diese Ergebnisse könnten jedoch darauf zurückzuführen sein, dass sich die Probanden einfach ihrer Erinnerungen bedienten. Folglich wurde eine Erweiterung der Aufgabe entwickelt, in deren Rahmen sollten die Probanden sich vorstellen, dieselben Distanzen zurückzulegen, aber sich zusätzlich vorstellen, einen 25 kg schweren Rucksack zu tragen. Hierbei konnte festgestellt werden, dass die Probanden zu einer Überschätzung der zeitlichen Dauer bei Vorstellung dieser Aufgabe tendierten, was der Annahme widersprach, sie würden sich einfach ihres Gedächtnisinhaltes bedienen. In einer sogenannten *Finger-tapping*-Studie sollten die Probanden entsprechend der vorgegebenen Frequenz eines Metronoms mit den Fingern klopfen bzw. sich dies vorzustellen. Das Entscheidende dieser Aufgabe war, dass die Frequenz stetig zunahm. So sollten sie ein mündliches Zeichen geben, wenn es ihnen nicht mehr möglich war, die vorgegebene Frequenz nachzuahmen. Auch hier konnten sehr ähnliche Zeitpunkte in beiden

Versuchsblöcken nachgewiesen werden, was die Annahme gemeinsamer neuronaler Mechanismen von Bewegung und Vorstellen einer Bewegung zusätzlich untermauert. Dieses Ergebnis belegt zudem eindrucksvoll die Gültigkeit von Fitt`s Gesetz (1954), wonach die zeitliche Dauer zur Bearbeitung einer Aufgabe mit zunehmender Komplexität derselben Aufgabe zunimmt, auch im Rahmen von Bewegungsvorstellungen. Als äußerst bemerkenswert und als zusätzlichen Beleg für die neuronale Simulationstheorie sind auch jene Studienergebnisse anzusehen, wo gezeigt werden konnte, dass die Vorstellung von verschiedenen sportlichen Tätigkeiten autonome metabolische Veränderungen zur Folge hatte. So konnte unter anderem ein veränderter Hautleitwert, erhöhte *EMG*-Aktivität, erhöhte Erregbarkeit von spinalen Motoneuronen, Zunahme des Atemvolumens, Anstieg der Puls- sowie Herzschlagfrequenz gemessen werden, ohne dass die Probanden irgendwelche Bewegungen tatsächlich ausgeführt hätten. Dies deutet daraufhin, dass diese Veränderungen zentralen Prozessen unterworfen sind, die dem Körper suggerieren, er führe tatsächlich eine Bewegung aus und denen folglich auch dieselben mentalen Repräsentationen zugrunde liegen.

Hemmung von Bewegungsausführung während der Repräsentation von Bewegungen:

Eine wichtige Frage, die trotz intensiver Untersuchungen noch nicht vollständig beantwortet werden konnte, betrifft die Hemmung von Bewegungsausführung während der Bewegungsvorstellung. Aufgrund der Tatsache, dass des Öfteren eine Aktivierung präfrontaler Areale während Bewegungsvorstellung beobachtet werden konnte, vermuten einige Forscher, dass präfrontale Areale, speziell frontopolare und dorsolaterale Anteile, diesen hemmenden Einfluss auf das motorische System ausüben. Die Studienergebnisse von Brass et al. (2001b) untersuchten diese Annahme. Probanden sollten eine bestimmte Abfolge von Fingerbewegungen durchführen, gleichzeitig bekamen sie Videoaufnahmen von sowohl kongruenten als auch inkongruenten Fingerbewegungen zu sehen. Im

Falle von mit dem eigenen Bewegungsbild inkongruenten Videos kam es zu einer verstärkten Aktivierung von dorsolateralen und frontopolaren präfrontalen Arealen. Die Autoren interpretierten die Rolle der präfrontalen sowie parietalen Areale als eine inhibitorische, deren Aufgabe es ist, die endogene Repräsentation ungeachtet äußerer inkongruenter Reize weiterzuverfolgen und beizubehalten. Jeannerod (2006) hingegen bezweifelt die inhibitorische Rolle dorsolateraler, präfrontaler Kortexareale, er interpretiert die Rolle des präfrontalen Kortex eher als die eines selektierenden Organs, welches für die Auswahl und Beibehaltung der endogenen Repräsentationen bei Vorhandensein ablenkender externer Stimuli zuständig ist. Seine Ansicht deckt sich auch mit den Studienergebnissen von Prut & Fetz (1999), die eher von einer globalen Hemmung ausgehen. Dabei existieren zu den motorischen kortiko-spinalen Bahnen parallel hemmende Bahnen, die auf spinaler Ebene ihren hemmenden Einfluss auf die muskuläre Aktivität ausüben. Lotze (1999) zufolge könnte auch das posteriore Cerebellum einen hemmenden Einfluss auf das motorische System ausüben. Die oftmals nachgewiesene erhöhte Erregbarkeit spinaler motorischer Bahnen während Bewegungsvorstellung sowie die meist messbare elektromyographische Aktivität von dabei involvierten Muskeln deuten auf eine unvollständige Hemmung der motorischen Efferenzen hin.

Anwendungsbereiche :

Mentales Training in der Rehabilitation:

Da das Vorstellungstraining ohne fremde Hilfe und ohne Hilfsmittel problemlos zuhause durchgeführt werden kann, eignet es sich vorzüglich als eine kostengünstige, einfache und unterstützende Therapiemaßnahme zur

Wiedererlangung motorischer Fertigkeiten, die beispielsweise nach einem Schlaganfall wieder erlernt werden müssen. Aber mentales motorisches Training wird beispielsweise auch zur Behandlung bei Parkinsonerkrankung, Chorea Huntington oder Querschnittslähmungen angewandt. Große Fortschritte konnte eine Arbeitsgruppe auch bei der Behandlung von sogenannten Phantomschmerzen erzielen, unter denen Menschen mit Amputationen oftmals leiden. Grund für diese chronischen Schmerzen und unangenehmen Empfindungen in den amputierten Gliedmaßen scheint die dem Gehirn typische neuronale Reorganisation zu sein. Hirnareale, welche aufgrund der Amputation keine Aktivität mehr erfahren, werden zunehmend von benachbarten Hirnarealen, deren Effektoren und Sensoren noch intakt sind, vereinnahmt. Maclver et al (2008) konnten diese kortikale Reorganisation bei einer Versuchsgruppe bestehend aus 13 Patienten mit Amputationen durch mentales Training rückgängig machen. Die Probanden sollten während eines sechs Wochen andauernden Trainings mittels Bewegungsvorstellung versuchen, mental die amputierten Gliedmaßen zu bewegen. Dadurch sollte das den amputierten Gliedmaßen zuzurechnende Hirnareal wieder seine ursprüngliche Funktion wiedererlangen. Einhergehend mit dieser Verhinderung der kortikalen Reorganisation berichteten die Patienten übereinstimmend von einer signifikanten Abnahme der Intensität der Schmerzen und der unangenehmen Empfindungen. Generell lässt sich also sagen, dass mentales Training im Hinblick auf eine Vielzahl an Krankheitsbildern eine vielversprechende unterstützende Therapiemaßnahme zu sein scheint. Hinzu kommt, dass Bewegungsvorstellung an sich als völlig ungefährlich einzustufen ist, relativ schnell erlernt werden kann und schon vor dem eigentlichen exekutiven Rehabilitationstraining nach einer Verletzung ausgeübt werden kann. Zudem kann mentales Training zu jeder Zeit und überall angewendet werden und eignet sich somit vorzüglich als zusätzliches, unterstützendes Hilfsmittel von beispielsweise exekutiven Therapien. Aber mentales Training eignet sich nicht nur hinsichtlich klinischer Therapiemaßnahmen. Auch im Sport gewinnt mentales Training zunehmend an Bedeutung, und dabei nicht nur auf emotional- motivationaler Ebene, sondern auch hinsichtlich der Leistungssteigerung.

Mentales Training im Sport:

Mentales Training ist gemäß Definition zu unterscheiden von einfacher Bewegungsvorstellung. Während Bewegungsvorstellung sich lediglich auf das sich Vorstellen von Bewegungen bezieht, eine Handlung, die jeder Mensch des Öfteren in seinem Leben anwendet, vergleichbar etwa mit einem Tagtraum, bedeutet mentales Training das gezielte, systematische mentale Üben von speziellen Bewegungsabläufen mit dem Ziel, diese zu optimieren vor allem im Hinblick auf sportliche Wettkämpfe. Dabei findet diese Taktik vor allem in Sportarten Anwendung, die mit einem gewissen Verletzungsrisiko verbunden sind, wie etwa Turmspringen, Skirennlauf oder Basejumping. Doch auch in anderen, weniger gefährlichen Sportarten hat sich diese Technik zunehmend etabliert. Als erfolgsentscheidende Faktoren von mentalem Training werden von Hermann & Mayer (2011) unter anderem das spezifische Skill-Niveau (wobei gilt: je umfassender die Expertise, umso eher sind Trainingserfolge erzielbar), die spezifischen Aufgabencharakteristika, die Selbstwirksamkeitserwartung, die Intensität der vorgestellten Bilder und die Art der mentalen Vorstellung, ob visuell oder kinästhetische Perspektive und schlussendlich die generelle Fähigkeit zur Bewegungsvorstellung gehandelt. Zahlreiche Studien konnten hierbei die positiven Effekte und die Wirksamkeit des mentalen Trainings verifizieren, beispielsweise hinsichtlich der optimierten Harmonisierung von Bewegungssequenzen, der Genauigkeit und Geschwindigkeit von Bewegungen und dem verbesserten Timing. Yue & Cole (1992) konnten sogar eine Zunahme der maximalen isometrischen Kraft bei Abduktionsbewegungen des kleinen Fingers um 22% rein durch mentales Training beobachten. Interessanterweise erfuhr auch der kontralaterale Finger einen isometrischen Kraftzuwachs von ungefähr 10%. Dabei kann ausgeschlossen werden, dass diese Kraftzunahme einem Zuwachs an Muskelmasse zuzurechnen ist. Die Autoren führen dies auf adaptive Veränderungen von zentralen Prozessen zurück. Diese Befunde erhielten durch Ergebnisse von Wiederholungsstudien weitere Unterstützung. Auch Ranganathan (2002) konnte einen signifikanten isometrischen Kraftzuwachs bei Vorstellung von Ellbogenbeugebewegungen feststellen. Zudem konnte gezeigt

werden, dass die Anwendung kinästhetischer Repräsentationen im Vergleich zu visuellen Vorstellungsinhalten wesentlich effektiver waren. Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass sich mit mentalem Training sehr wohl positive Trainingseffekte erzielen lassen, jedoch sind diese Effekte schwächer ausgeprägt als bei praktischem Training. Mentales Training ist also nicht als Ersatz von praktischem Training anzusehen, sondern vielmehr stellt es eine sinnvolle Ergänzung zu praktischem Training dar, insbesondere zu Beginn von Trainingsmaßnahmen. Die Annahme, wonach kinästhetische Repräsentationen wirkungsvoller sind als rein visuelle Bilder, erfährt weitere Zustimmung. Im Kapitel „*EEG*“ wird die Frage erörtert, wie diese kortikale Aktivität überhaupt zustande kommt und wie diese gemessen werden kann. Im nachfolgenden Kapitel wird das Thema Neurofeedback einer genaueren Betrachtung unterzogen.

Neurofeedback

Neurofeedback stellt eine Spezialform der schon länger bekannten und mittlerweile gut etablierten Biofeedback-Verfahren dar. Während Biofeedback das Rückmelden und die willentliche Veränderung von bestimmten physiologischen Parametern wie Hautleitwert, Körpertemperatur, Muskelspannung, Puls- oder Herzschlagfrequenz zum Ziel hat, umfasst das Neurofeedbacktraining speziell die Rückmeldung und Beeinflussung hirnphysiologischer Parameter. Im Rahmen eines Neurofeedbacktrainings erhält der Proband Rückmeldung in visueller, auditiver oder taktiler Form (auch Computerspiele werden bei Behandlung von Kindern verwendet) über hirnphysiologische Vorgänge, die sich üblicherweise seiner bewussten Wahrnehmung und willentlichen Beeinflussung entziehen. Auf dem Kopf angebrachte Elektroden erfassen dabei die Hirnaktivität, diese wird *online* nach erfolgtem Preprocessing analysiert, die interessierenden Parameter isoliert, der erfasste Ist-Wert der neuronalen Aktivität mit einem festgelegten Soll-Wert verglichen und schließlich via einem Computer rückgemeldet. Sinn und Zweck dieses Verfahrens in der klinischen Praxis besteht darin, den störungsbedingt

anormalen Ist-Zustand bestimmter hirnphysiologischer Parameter in Richtung eines wünschenswerten Soll-Zustand zu verändern. Gelingt dem Probanden dies, so wird ihm dies in entsprechender Weise rückgemeldet. So lernt er allmählich, seine kortikale Aktivität willentlich in die gewünschte Richtung zu lenken. Grundlage dieses Lernprozesses ist die operante Konditionierung. Gemäß dieser in den 50er Jahren von B.F. Skinner formulierten Theorie zeigt Verhalten, das durch Belohnung verstärkt wird, eine zunehmende Auftrittsfrequenz, hingegen nimmt die Häufigkeit von Verhalten, welches Bestrafung mittels aversiver Stimuli erfährt, zunehmend ab. Welche Parameter dabei durch das entsprechende Neurofeedbackprotokoll rückgemeldet werden, hängt letztlich von der Art des zu behandelnden Krankheitsbildes ab, wobei üblicherweise Protokolle für Frequenzbandtrainings, zur Beeinflussung langsamer kortikaler Potentiale oder der Amplitude genutzt werden. Zwei Arbeitsgruppen rund um Niels Birbaumer und Gert Pfurtscheller entwickelten schließlich auch sogenannte *Brain-Computer-Interfaces*, mit deren Hilfe es Menschen, die beispielsweise an *ALS* (Amyotrophe Lateralsklerose) oder dem *Locked-In*-Syndrom leiden, ermöglicht wurde, mit ihrer Umwelt zu kommunizieren. Dieses System verwendet die Selbstregulation der speziellen hirnphysiologischen Parameter dazu, verschiedene Ausgabegeräte zu bedienen. So gelingt es diesen Menschen, denen aufgrund ihrer Erkrankung ein kommunikativer Ausdruck jeglicher Art unmöglich ist, wieder in Kontakt mit ihrer Umwelt zu treten, eine sensationelle Entwicklung. Mittlerweile arbeiten unter anderem Gert Pfurtscheller und Christa Neuper in Graz an sogenannten Neuroprothesen, die unmittelbar mit dem Gehirn in Verbindung stehen und mittels kortikaler Aktivität gesteuert werden können, ebenfalls eine sehr vielversprechende Anwendungsmöglichkeit. In den letzten zehn Jahren hat jedoch auch eine neue Art des Neurofeedback für einiges Aufsehen gesorgt. Die Rückmeldung und Beeinflussung lokal begrenzter Hirnaktivität mittels *real-time-fMRI*. DeCharms und Kollegen (2004) waren unter den Ersten, die diese neue Art des Neurofeedbacks erforschten. In ihrer vielseits beachteten *realtime-fMRI*-Studie erhielten die Probanden Rückmeldung über die Aktivität eines anatomisch beschränkten Hirnareals, nämlich somatomotorische Areale. Das Ziel bestand darin, die Aktivität in dieser Zielregion, *region of interest,* durch bestimmte Bewegungsvorstellungen zu erhöhen. Rückgemeldet wurde ihnen der Erfolg ihrer Bemühungen in visueller Form. Zu beachten ist, dass diese Veränderungen nicht

durch Bewegungsausführung verursacht wurden, sondern durch rein mentale motorische Repräsentationen erzeugt wurden. Dies gelang den Probanden auch, sogar dann, als die Probanden keinerlei Rückmeldung mehr erhielten. Mittlerweile konnten diese Ergebnisse in anderen Studien mehrfach wiederholt werden. So führten Caria et al. (2006) ebenfalls eine *realtime-fMRI* Studie durch, mit dem Ziel, dass die Probanden lernen, die Aktivität der rechten anterioren Insula in einer Versuchsbedingung zu verstärken, in der anderen Versuchsbedingung diese wiederum zu minimieren. Dies sollte ihnen gelingen, indem durch bewusstes Erinnern Emotionen induziert werden. Anhand von zwei Kontrollbedingungen wurde untersucht, ob die Ergebnisse durch unspezifische Aktivierungen oder andere kognitive Strategien zustande kamen. Auch in dieser Studie gelang es den Probanden die Aktivität der rechten anterioren Insula mittels der instruierten Strategie und dem Neurofeedback selbst zu regulieren. Diese neu gewonnenen Erkenntnisse ermöglichen es, lokal kortikal- bedingte Krankheitsbilder zu behandeln. Diese angeführten Studien machten sich allesamt die Technik des *real-time-fMRI* zunutze, einer neuen Weiterentwicklung des funktionellen *MRI*, das beinahe in Echtzeit Inwieweit eine solche Rückmeldung lokal begrenzter kortikaler Aktivität auch mittels *EEG* möglich ist, wird in den nachfolgenden Kapiteln einer genaueren Betrachtung unterzogen.

Elektroenzephalografie (*EEG*)

Das Elektroenzephalogramm ist ein seit Beginn des vorigen Jahrhunderts weit verbreitetes Messgerät zur Registrierung und Analyse der hirnelektrischen Aktivität. In Forschung und klinischer Praxis erwies sich das *EEG* als wertvolles Instrumentarium zur Analyse von kortikaler Aktivität und zur Diagnose hirnphysiologischer Störungen. Es besticht vor allem durch seine im Vergleich relativ kostengünstige Anschaffung und die hohe zeitliche Auflösung. In den letzten Jahrzehnten erfuhr das *EEG* jedoch zunehmend Konkurrenz durch neue bildgebende Verfahren, denen zwar allesamt eine schlechtere zeitliche Auflösung gemein ist und wesentlich teurer in ihrer Anschaffung sind, jedoch mit einer

hervorragenden räumlichen Auflösung beeindrucken. Im Anschluss wird kurz die Funktionsweise des *EEG* erläutert.

Das Gehirn besteht bekanntlich aus Nervenzellen, die über sogenannte Synapsen vielfach miteinander verbunden sind und auf diesem Weg miteinander kommunizieren und Informationen weiterleiten. Diese elektrischen Signale wiederum verursachen Potentialschwankungen, welche mittels Elektroden auf der Kopfoberfläche registriert werden können. Messbare Potentialschwankungen entstehen in Form von postsynaptischen Potentialen, die zweierlei Konsequenzen nach sich ziehen können: Einerseits gibt es hemmende, inhibitorische Potentiale, die eine Hyperpolarisation, eine weitere Negativierung also, der Nachfolgezelle bewirken, andererseits verursachen erregende, exzitatorische Potentiale eine Depolarisation der Nachfolgezelle, die in Form eines Aktionspotentials zellintern zur nächsten Zelle weitergeleitet wird. Die Ursache für diese zwei unterschiedlichen Konsequenzen findet sich in den spezifischen Neurotransmittern und den nachgeschalteten Rezeptoren. Einzelpotentiale von einzelnen Nervenzellen sind in ihrer Amplitude allerdings zu klein, um von Elektroden erfasst werden zu können. Folglich benötigt es die synchrone Aktivität von mehreren tausend bis hunderttausend Neuronen, damit eine solche Potentialdifferenz gemessen werden kann. Diese bis zu mehrere hundert Millisekunden anhaltenden Potentiale lassen sich nun an der Kopfoberfläche registrieren, wobei Skalppotentialänderungen in der Größenordnung von 50 bis 100 Mikrovolt auftreten. Als Ursprung solcher Potentiale zeichnen sich hauptsächlich große Pyramidenzellen verantwortlich, die mit ihren weitreichenden apikalen, dendritischen Verästelungen und den langgezogenen Axonen weite Teile des 6-schichtigen Kortex durchziehen. Die apikalen Dendriten befinden sich in den oberflächennahen Kortexschichten, während die Axone bis in die untersten kortikalen Schichten ziehen, das Soma befindet sich meist in Schicht 5. Diese Pyramidenzellen sind in ihrer zueinander parallelen Ausrichtung senkrecht zur Kortexoberfläche angeordnet und stellen somit den idealen Ort für einen elektrischen Dipol dar, der als Quelle einer elektromagnetischen Potentialverteilung angesehen werden kann. Doch die Frage nach dem räumlichen Ursprung solcher Potentialverteilungen lässt sich mit dem *EEG* nur schwer beantworten. Dieser Frage wird im Kapitel Quellenlokalisation nachgegangen.

Quellenlokalisation (*source Imaging*)

EEG und *MEG* verfügen zwar, wie bereits erwähnt, über exzellente temporale Auflösung, jedoch lässt sich, ausgehend von mittels Oberflächenelektroden am Skalp gemessenen Potentialverteilungen, keine exakte Lokalisation der für die gemessene Verteilung verantwortlichen kortikalen Quellen erzielen. Lokal gemessene Maxima deuten folglich nicht automatisch darauf hin, dass die maximale neuronale Aktivität auch dort lokalisiert ist. Theoretisch können unzählige Quellenkonstellationen die gemessene Oberflächenpotentialverteilung verursacht haben. Dieses Problem wurde 1853 erstmals beschrieben (Helmholtz, 1853, zit. n. Michel et al., 2004) und ist landläufig als „Inverses Problem“ bekannt. Folglich geht es darum, ausgehend von einer mittels Elektroden am Skalp gemessenen Potentialverteilung auf die kortikale Stromdichteverteilung zu schließen und in weiterer Folge die Quellen, also die Voxel mit maximaler Stromdichte, richtig zu lokalisieren. Um diesem Problem adäquat zu begegnen und eine korrekte Lokalisation zu gewährleisten, ist es unerlässlich, gewisse a priori Beschränkungen festzulegen. Die Qualität der Ergebnisse hängt folglich maßgeblich von der Güte dieser im Vorhinein festgelegten Beschränkungen ab. Es wurden in den vergangenen Jahrzehnten zahlreiche Methoden zur Lösung dieses Problems entwickelt, wobei diese sich hinsichtlich ihrer mathematischen, anatomischen, statistischen und biophysikalischen a priori Beschränkungen teils wesentlich unterscheiden. Im Anschluss werden einige Verfahren kurz erläutert, wobei aus Gründen der Übersichtlichkeit lediglich die auch verwendeten Methoden eine genauere Beschreibung erfahren.

sLORETA (standardized low resolution brain electromagnetic tomography-software, Pascual-Marqui, 2002)

sLORETA stellt eine standardisierte, linear-diskrete, dreidimensionale, *Minimum-Norm*- Methode zur Lösung des inversen Problems dar und ist folglich in der Lage,

ausgehend von einer auf der Kopfhaut gemessenen elektrischen Potentialverteilung, die entsprechende kortikale Stromdichteverteilung innerhalb eines gegebenen dreidimensionalen Lösungsraumes ohne Lokalisationsfehler darzustellen. *sLORETA* ist die standardisierte Neuversion der 1994 veröffentlichten Software *LORETA*. Wies letztere noch einen Lokalisationsfehler von ungefähr einem Voxel auf, so liefert *sLORETA* unter idealen Bedingungen tomographische Bilder, zwar mit einer nur schwachen räumlichen Auflösung, allerdings ohne Lokalisationsfehler. Der dreidimensionale kortikale Lösungsraum (*solution space*) besteht aus insgesamt 6239 kubischen Voxel mit einer Auflösung von je 5mm Achsenlänge und beschränkt sich in seiner Abbildung auf die graue kortikale Schicht inklusive des Hippocampus, determiniert anhand des digitalisierten probabilistischen *Talairach*-Atlas, entwickelt vom *Brain Imaging Centre* des *Montreal Neurological Institute*, *MNI*, welches auf dessen Homepage auf Anfrage gratis zur Verfügung gestellt wird. Für die Berechnung der Stromdichteverteilung wendet die Software dabei ein realistisches Kopfmodell an, basierend auf dem Template *MNI152* des *BIC.*

Die Software *sLORETA* liefert tomografische Bilder der standardisierten elektrischen Aktivität berechnet für jedes Voxel im neuroanatomisch beschränkten Lösungsraum, repräsentiert als die Größe der geschätzten Stromdichte und ermöglicht so eine exakte Lokalisation von lokalen Maxima neuronaler Aktivität. Aufgrund der mathematischen Besonderheit des *inversen Problems,* sprich der numerischen Unterdeterminiertheit*,* lassen sich nur sehr exakte Schätzungen berechnen, jedoch keine perfekte Lösung. Die numerische Unterdeterminiertheit ist hierbei als die relativ kleine Anzahl an Sensoren (Elektroden), welche einer weitaus größeren Zahl an möglichen Dipolquellen (den einzelnen Voxel) gegenübersteht. Hieraus resultiert die numerische Unterdeterminiertheit.

Ausgehend von der Annahme, wonach benachbarte Zellen in die gleichen Aufgaben involviert sind, über ähnliche Aktivitätswerte verfügen und abrupte Änderungen der Stromdichte zwischen benachbarten Neuronen ergo unwahrscheinlich sind, sucht *sLORETA* die glatteste kortikale Verteilung der Stromdichte, das heißt die maximal ähnliche zur am Skalp gemessenen

Potentialverteilung. Dabei soll *sLORETA* dem Autor Pascual-Marqui zufolge sogar bei Vorhandensein von biologischem und exogen verursachtem Rauschen, sogenanntem "*noise",* einen Lokalisationsfehler von 0 aufweisen. Aus Gründen der Linearität und Superposition ist es möglich, jede beliebige Stromdichteverteilung korrekt (*zero localization error)* zu lokalisieren. Jedoch liefert die Software nur leicht verschwommen-ungenaue Bilder der wahren Verteilung. Aber im Gegensatz zum *Minimum-Norm*-Ansatz von Hämäläinen & Ilmoniemi (1984), der tieferliegende Quellen neuronaler Aktivität konsequent auf der Kortexoberfläche mislokalisiert und somit einen Lokalisierungs-Bias aufweist, lassen sich mit *sLORETA* dank der integrierten *Laplacian*-Gewichtung auch tieferliegende kortikale Quellen, wie etwa der anteriore cinguläre Kortex korrekt lokalisieren. Zahlreiche *fMRI/EEG*- und Epilepsiestudien (vgl. etwa Rullmann et al., 2009 sowie Olbrich et al., 2009) haben mittlerweile die Validität von *sLORETA* belegt. Dies gilt auch für die Vorgängerversion *LORETA*, deren Validität anhand von *PET*-Studien (Mulert et al., 2005) und *fMRI*-Studien (Pizzagalli et al., 2004) nachgewiesen werden konnte. In den letzten 10 Jahren gab es auch einige Pilotstudien, die versuchten, tomographisches Neurofeedback lokalisierter Hirnaktivität mittels *EEG* und *sLORETA* anzuwenden. Rex Cannon et al. (2007) untersuchten in ihrer Studie, inwieweit es den Probanden gelingt, ihre mittels *EEG* und *sLORETA* analysierte und entsprechend rückgemeldete kortikale, lokal fokussierte Aktivität willentlich zu verändern. Dabei sollten die Versuchspersonen mittels des Feedback lernen, die Aktivität der kognitiven Division des anterioren Gyrus Cingulums selbst zu regulieren, nämlich Frequenzen im Alpha-Bereich (8-10Hz) zu unterdrücken und gleichzeitig höherfrequente Beta-Anteile (16-20Hz) verstärkt zu erzeugen. Den Autoren zufolge war die Untersuchung von Erfolg gekrönt, ebenso wie eine Folgestudie (Congedo et al., 2009), bei der Probanden lernen sollten, in drei verschiedenen Hirnarealen (Voxelcluster im limbischen Areal und im rechten und linken dorsolateralen präfrontalen Kortex) Frequenzen zwischen 14 und 18Hz vermehrt zu erzeugen. 2008 wurde eine *EEG*-basierte Neurofeedbackstudie an der Universität Wien durchgeführt. Ziel dieser Studie war es, die lokale Aktivität einer mittels *LORETA* definierten kortikalen Region, namentlich der anteriore Gyrus Cinguli, visuell rückzumelden, sodass die Probanden im Laufe des Trainings dank des Feedbacks über ihre Leistung die Aktivität dieser Hirnregion

gezielt verändern und somit willentlich steigern können. Rückgemeldet wurde dabei der Mittelwert der Voxel-Aktivierung von *BA24* und *BA32.* Auch in dieser Studie konnte eine zunehmende Aktivierung der *ROI* im Laufe des Trainings nachgewiesen werden. (Raduscheva, N., 2008, unveröffentlichte Arbeit) Allerdings wurden in den Studien von Congedo et al. mit nur 19 Elektroden gearbeitet, was angesichts der Notwendigkeit einer richtigen Lokalisierung kortikaler Aktivität doch fragwürdig erscheint. Ebenso fragwürdig bleibt, inwieweit *LORETA* und *sLORETA* tatsächlich geeignet sind, effektives Feedback zu generieren, da bei Vorhandensein mehrerer simultaner Quellen die Lokalisierungsgenauigkeit drastisch eingeschränkt ist. Folglich wurde von Professor Bauer und Dr. Plana der Versuch unternommen, eine Software zu entwickeln, die diese Nachteile überwindet.

SMS (*Simultaneous Multiple Sources*)-LORETA (Bauer & Pllana, 2008) :

Diese in *MATLAB* 7.9 (*R2009b*)® von MathWorks® (Ismaning, Deutschland) implementierte Software ist gemäß den Autoren in der Lage, multiple, simultan aktive, kortikale Generatoren korrekt zu lokalisieren. Dabei basiert die Methode der Analyse von elektrischen Dipolen auf der iterativen Anwendung des *sLORETA*-Algorithmus. Diese Software stellt somit eine Möglichkeit dar, dem Problem von *sLORETA* bei der Erkennung von zwei und mehreren gleichzeitig aktiven kotikalen Quellen beizukommen. Ausgehend von einer am Skalp gemessenen Potentialverteilung wendet die Software den bereits im vorigen Kapitel beschriebenen *sLORETA*-Algorithmus an als erste Schätzung der Quelle maximaler Stromdichte. Die Vorwärtsgleichung von *sLORETA* ergibt sich folgendermaßen:

$$\mathbf{\Phi} = \mathbf{KJ} + c\mathbf{1}$$

$\Phi \in R^N$ gegen eine Referenz gemessene Skalppotentialdifferenz gemessen an N Elektroden

$K \in^{Nx3M}$ stellt die sogenannte *lead-field*-Martrix dar. Das Lead-Field ist eine Matrix, bestehend aus Nx3M Einträgen wobei M die Anzahl der a priori definierten Voxel und N eben die Anzahl an Sensoren, also den Elektroden darstellt. 3M stellt den dreidimensionalen Lösungsraum dar. Das Lead-Field verbindet dabei die vorwärtsgerichtete mit der inversen Lösung.

C Die Konstante c ist ein Skalar des elektrischen Potentials

$\mathbf{1} \in R^{N}$ stellt einen Vektor desselben dar

$\mathbf{J} \in R^{3M}$ definiert den Vektor der elektrischen Dipolmomente

Ausgehend von **Φ** gilt es nun, auf die Stromdichteverteilung **J** zu schließen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wird auf eine weitere Darstellung der mathematischen Operationen verzichtet, stattdessen sei auf Bauer & Pllana (2008) verwiesen zwecks genauer Darstellung der Berechnungen. Wie zuvor schon erwähnt; lässt sich keine exakte, eindeutige Lösung erzielen aufgrund der numerischen Unterdeterminiertheit. Die Unterdeterminiertheit ergibt sich, wie bereits weiter oben ausgeführt, aus der Unterzahl an Sensoren gegenüber der großen Überzahl an möglichen Dipolen, also den Voxeln des kortikalen Lösungsraums. Folglich lässt sich nur eine *minimum norm*-Schätzung eruieren, nämlich **J.** Schließlich wird J standardisiert anhand der Varianz der geschätzten Stromdichte. Dieser standardisierte Schätzwert stellt den Ausgangspunkt für *SMS-LORETA* dar. Dabei wird der Beitrag des geschätzten Dipols maximaler Stärke von der gemessenen Skalppotentialverteilung abgezogen. Dies geschieht in iterativer Weise, solange bis die Norm des dadurch dezimierten Potentials größer als 5% der Norm der gemessenen Potentialverteilung beträgt. Nach Abschluss erhält man einen Vektor von Voxel-Indizes der geschätzten kortikalen Dipole. Schließlich werden die Voxel-Indizes gemäß ihrer Anzahl in absteigender Reihenfolge dargestellt, wobei die stärksten Dipole an den obersten Stellen zu finden sind.

In einer Simulationsstudie, die 1000 rauschfreien Durchgänge umfasste, wurde die Software auf ihre Tauglichkeit hin getestet. Bei jeder Simulation galt es mittels 91

Sensoren zwei Dipole zufälliger Lokalisation und zufälliger Stärke im Lösungsraum (812 Gitterpunkte, dv= 1cm) korrekt zu lokalisieren. Das Kopfmodell umfasste zwei Hemisphären verschiedener Radien, für die Leitfähigkeit wurden verschiedene Werte determiniert, wobei davon ausgegangen wurde, dass Skalp und Gehirn über gleiche Leitfähigkeitswerte, der Schädelknochen hingegen über einen geringfügig größeren Widerstandswert verfügt. In mehr als der Hälfte der Simulationen war *SMS-LORETA* in der Lage, die beiden Dipole korrekt zu lokalisieren, im Vergleich zu *sLORETA*, welches nur in knapp 2% der Fälle beide Orte maximaler Stromdichte korrekt zu lokalisieren vermochte. Inzwischen erfuhr diese Lokalisierungsmethode eine Verbesserung, indem ein realistisches Kopfmodell und die sogenannte „boundary element"-Methode (deutsch: Randelement-Methode) implementiert wurden.

***BEM*-based *SMS-LORETA* (Bauer & Pllana, 2010)**

Basierend auf den Gleichungen der Vorgängerversion implementiert die neue Software ein realistisches Kopfmodell, erhalten durch das T1-gewichtete *MR*-Bild des Montreal Neurological Institute, kurz *MNI*, dem Template *MNI152*. Das von Bauer & Pllana vorgestellte Modell *BEM*-basiertes *SMS-LORETA* übernimmt dabei das 3-Schichten Kopfmodell des sogenannten „*Boundary Element Model*", zu Deutsch Randelement-Modell. Das Modell geht von einem drei Schichten umfassenden realistischen kubischen Kopfmodell aus, indem wie zuvor im Rahmen von *SMS-LORETA* die besonderen elektrischen Leiteigenschaften der zwischen auf der Kopfhaut aufliegender Elektroden und kortikaler Stromquellen befindlichen Gewebeschichten wie Schädelknochen, Gehirn und Skalp adäquat berücksichtigt werden. Diese unterschiedlichen Leitcharakteristika zeichnen auch für die schlechte, verschwommene räumliche Auflösung des *EEG* verantwortlich. Im Unterschied zu vorherigen Simulationsstudien besteht der Lösungsraum aus insgesamt 2712 Voxeln mit 8mm Achsenlänge, die Zahl der Sensoren betrug in einer Bedingung 59 und in einer zweiten Bedingung 36 Elektroden. Im Rahmen von insgesamt drei Simulationsstudien wurde die Software auf ihre Tauglichkeit

hin untersucht. Dabei wurde die Leistung desselben unter verschiedenen Bedingungen untersucht (eins bis drei zufällige Generatoren, verschiedene Anzahl an Sensoren und rauschfrei/verrauschte-Bedingungen). Das neue Verfahren ist in der Lage, bei Vorhandensein von zwei zufälligen Quellen diese korrekt zu lokalisieren, und das mit einer Wahrscheinlichkeit von ca. 65. Bei Berechnung von drei unabhängigen Quellen sinkt die Wahrscheinlichkeit, alle korrekt zu lokalisieren auf ca. 38% (Bauer & Pllana, 2010). Dieses Ergebnis bezieht sich auf die realistische Bedingung von mit Hintergrundlärm (mittels Einspielen von Spontanaktivität von Viel-Kanal-*EEG*) kontaminiertem Signal. In der rauschfreien Bedingung erzielte das Programm sogar 88% richtig lokalisierte Quellen (drei an der Zahl). Somit eignet sich dieses Verfahren bestens für *EEG*-basiertes *Local brain Activity-Neurofeedback,* dessen Beschreibung im nachgestellten Kapitel erfolgt.

EEG-based Local brain Activity-Neurofeedback (Bauer & Pllana, 2010)

Diese Art von Neurofeedback unterscheidet sich von den eingangs erwähnten (vgl. dazu Kapitel Neurofeedback) Methoden und Algorithmen in der unterschiedlichen Art der rückgemeldeten Parameter. Dabei wird über eine möglichst große Anzahl an Elektroden die neuronale Aktivität erfasst und online in den dreidimensionalen Lösungsraum umgewandelt. Zuvor wird ein automatisches Preprocessing durchgeführt, um interferierende Artefakte verursacht beispielsweise durch Augenbewegungen (siehe *EOG*) zu eliminieren. Im Zuge dieser Feedback-Methode erhält der Proband nur dann ein Feedback, wenn ein oder mehrere genügend starke Quellen in einem a priori festgelegten räumlich begrenzten Hirnareal mittels *BEM-based SMS-LORETA* lokalisiert werden. Das Programm berechnet alle 72 msec. die kortikale Stromdichteverteilung. und extrahiert nacheinander die Quellen mit den stärksten Dipolmomenten. Befindet sich eine oder mehrere dieser Quellen in der *ROI*, der „*region of interest*“, also den in dieser Studie festgelegten zu trainierenden Hirnarealen, genauer den für die Körpermotorik verantwortlichen Brodmannarealen *BA4* sowie *BA6*, so wird dies

der Versuchsperson anhand des grün werdenden Rechtecks visuell signalisiert, wobei es erst ab einem Aktivierungsgrad von 50 % der entsprechenden Voxel der *ROI* zu entsprechendem positivem Feedback kommt. Gewinnt die Aktivierung an Intensität, so beginnt das anfangs dunkle Grün sich in ein grell-giftiges Grün zu wandeln. Laut den Autoren (Bauer & Pllana, 2010) ist es hierbei von größter Wichtigkeit, nicht nur den stärksten Generator, sondern auch andere weniger starke Quellen zu lokalisieren und entsprechend rückzumelden. Dies ist deshalb so wichtig, weil zu Beginn eines solchen Feedback-Trainings die spontane Aktivität und somit deren Auftrittswahrscheinlichkeit für ein begrenztes Hirnareal relativ gering ist. Schon die visuelle Rückmeldung verursacht Aktivierungen außerhalb der *region of interest.* Auch die spontane Hintergrundaktivität erschwert die überschwellige Aktivierung eines umgrenzten Areals zusätzlich. Darum empfiehlt sich hierbei das *BEM*-based *SMS-LORETA* mit seiner Fähigkeit, mehrere gleichzeitig aktive kortikale Stromdichtemaxima zu lokalisieren und folglich dieser Herausforderung adäquat zu begegnen.

Aufgrund der weiter oben beschriebenen mangelhaften Ergebnisse der Quellenlokalisation von *LORETA* bei Vorhandensein von mehr als einem Potentialgenerator wurde in der vorliegenden Studie ein anderer Weg gewählt. Deshalb wurde das von Bauer & Pllana (2010) entwickelte Programm zur Analyse der kortikalen Aktivität verwendet, da dieses im Vergleich zu *LORETA* in der Lage ist, auch mehrere simultan aktive Quellen richtig zu lokalisieren. Als *region of interest* wurden dabei die motorischen Areale *BA4* und *BA6* gewählt, in der Annahme, dass die Aktivität dieser Areale mittels der Vorstellung von motorischen Inhalten leichter zu beeinflussen sind.

Methodenteil

Hypothesen und Ziele der Untersuchung

Ziel dieser Studie war es, zu prüfen, ob es mit der oben beschriebenen Software gelingt, die verursachenden Potentialgeneratoren richtig zu lokalisieren und regional auf motorische Areale (*BA4* und *BA6*) beschränkte kortikale, überschwellige Aktivierung entsprechend der Intensität in visueller Form rückzumelden. Voraussetzung dafür ist, dass die instruierten Strategien auch die Aktivierung entsprechender motorischer Areale nach sich ziehen. Aufgrund der eingangs beschriebenen Studienergebnisse wurde eine kinästhetische Perspektive zur Aktivierung der motorischen Areale gewählt. Die Probanden sollten versuchen, sich beliebige Bewegungen vorzustellen und diese aus der Sicht der Ausführenden wahrzunehmen und die Bewegungen dabei möglichst intensiv erleben, also etwa die taktilen Erlebnisse, die Bewegung im räumlichen Bezug oder die erlebte Körperspannung. Dadurch sollte eine überschwellige Aktivierung der *region of interest* erreicht werden, die dann nach erfolgter *online*-Analyse in visueller Form rückgemeldet wurde. Mittels der visuellen Rückmeldung sollten die Probanden im Laufe des Trainings lernen, Kontrolle über ihre Hirnaktivität zu erlangen und sie in die gewünschte Richtung zu verändern.

In der Deaktivierungsphase sollten die Probanden wiederum versuchen, möglichst keine Aktivierung der *ROI* zu erreichen, indem sie nicht mit Bewegung in Zusammenhang stehende Gedanken verfolgen. Die Probanden wurden instruiert, beispielsweise basale Rechenoperationen durchzuführen, ihre Aufmerksamkeit auf emotionale Inhalte, soziale Interaktionen etc. zu lenken, um eine Aktivierung außerhalb der *ROI* zu erreichen. Den Versuchspersonen stand es dabei frei, welche Strategien sie anwenden. Dabei sollte eine signifikante zeitliche Zunahme der Aktivierung der *ROI* während der Aktivierungsphase und im Gegensatz dazu eine signifikante Abnahme der Aktivierung der *ROI* während der Deaktivierungsphase im Verlauf des Trainings nachweisbar sein. Die Hypothesen lauten demgemäß wie folgt:

- Mit zunehmender Anzahl an absolvierten Trainingseinheiten steigt die überschwellige Aktivierung in der *region of interest,* sprich der bilateralen motorischen Areale *BA4* sowie *BA6*, während der Aktivierungsphasen.

- Mit steigender Anzahl der Sitzungen sinkt die Aktivierung in der Deaktivierungsbedingung in der *region of interest*, also der motorischen Hirnareale *BA4* sowie *BA6.* Gleichzeitig steigt die neuronale Aktivität außerhalb der *region of interest* während der Deaktivierungsphasen, wobei hier irrelevant ist, welche Hirnareale außerhalb der *region of interest* aktiv sind.

- Zusätzlich wurde der Frage nachgegangen, ob es zwischen den beiden Sitzungsteilen hinsichtlich der Aktivierung bzw. der Deaktivierung zu systematischen Unterschieden kommt. Diese Analyse diente der explorativen Frage, ob die Trainingsdauer angemessen war, oder ob es infolge von Übermüdung oder Konzentrationsverlust zu unterschiedlichen Aktivierungswerten in den beiden Sitzungsteilen kommt.

- Gemäß oben angeführten Hypothesen sollte es auch zu einem nachweisbaren Unterschied zwischen den beiden Versuchsbedingungen hinsichtlich der Aktivierung der *ROI* kommen, auch dies wurde untersucht.

Vorbereitung

Zeitlicher Ablauf

Alle Neurofeedback-Sitzungen fanden im Zeitraum zwischen dem 11.6.2010 und dem 4.8.2010 in den Räumlichkeiten des *Brain Research Lab,* genauer: im Labor im Hocherdgeschoss des Instituts für Biologische Psychologie in der Liebiggasse 5 in Wien statt. Die Untersuchung wurde mit insgesamt drei Versuchspersonen durchgeführt, wobei jede Versuchsperson insgesamt zehn solcher Sitzungen absolvierte. Eine solche Sitzung war dabei in 2 Trainingsteile à 10 Minuten aufgeteilt, die durch eine 5-minütige Pause unterbrochen werden. Zwischen zwei Sitzungen lagen in der Regel zwei bis drei Tage, damit sich das neu Erlernte „setzen" konnte. Bei zehn Sitzungen bedeutet das, dass die Versuchspersonen ungefähr vier Wochen lang alle zwei bis drei Tage Sitzungen im Ausmaß von ungefähr 2 Stunden absolvierten. Die Sitzungen wurden nach Möglichkeit vormittags abgehalten, in der Annahme, dass vormittags die menschliche Aufmerksamkeit und Leistungsfähigkeit am größten ist. Alle Versuchspersonen absolvierten das komplette Training, also 10 Sitzungen pro Person.

Versuchspersonen:

Die Versuchspersonen wurden aus dem Bekannten- und Studentenkreis rekrutiert und nahmen an der Untersuchung auf freiwilliger Basis teil. Die Versuchspersonen waren ausschließlich weiblich. Die insgesamt 3 Probandinnen (25-27 Jahre) erhielten nach erfolgreichem Abschluss aller 10 Sitzungen (20 Trainingseinheiten) für die Teilnahme eine finanzielle Aufwandsentschädigung in der Höhe von jeweils 150 Euro.

Es wurden im Vorfeld folgende Kriterien abgeklärt, die zu einem Ausschluss aus dem Experiment führen:

- Verletzungen im Bereich der Schädeloberfläche (Frakturen, Schnittverletzungen..)
- psychische und neurologische Erkrankungen und eventuell damit einhergehende psychopharmakologische Medikation
- aktueller Drogenkonsum
- frische Tätowierungen
- Linkshändigkeit
- Angst vor Nadeln
- Generelle Vorerfahrung mit Neurofeedback

Probandeninformation

Den Versuchspersonen wurden beim Eintreffen ein Datenblatt, eine Einverständniserklärung, und anschließend die deutsche Version des Edinburgh Händigkeitsinventars (Oldfield, R.C., 1971) zur Erfassung der Ausprägung der Händigkeit bei verschiedenen Tätigkeiten zur Bearbeitung vorgelegt. Sie wurden mündlich über den geplanten Ablauf und den Zweck und die Ziele der Untersuchung aufgeklärt und auftretende Fragen werden beantwortet. Zusätzlich bearbeiteten die Probandinnen jeweils einmal vor Beginn der ersten Trainingseinheit und nach Abschluss der letzten Sitzung die auf Deutsch übersetzte Version des *VMIQ-2* (*vividness of movement imagery questionnaire 2,* Roberts et al., 2008) zur Erfassung des individuellen Vorstellungsvermögens von motorischen Inhalten. Dieser Test wird im Anschluss genauer beschrieben.

VMIQ-2 (vividness of movement imagery questionnaire-2, Roberts, R. et al., 2008):

Um der individuellen Variabilität der Fähigkeit der Vorstellung von Bewegungen genügend Aufmerksamkeit einzuräumen, wurde den Probanden vor Beginn der Neurofeedback-Untersuchung die zuvor vom Autor dieser Arbeit ins Deutsche übersetzte Version des *VMIQ-2* (*vividness of mental imagery questionnaire-2)* zur Bearbeitung vorgelegt. Dieser Fragebogen soll die individuelle Fähigkeit zur mentalen Vorstellung von Bewegungen erfassen. Mentale Vorstellung von Bewegungen lässt sich in zwei Dimensionen teilen, nämlich die visuelle einerseits und die kinästhetische Vorstellung andererseits. Gemeint sind damit die Perspektiven, aus denen die vollführte Bewegung wahrgenommen bzw. erlebt wird. Die visuelle Perspektive besteht wiederum aus der internen und der externen visuellen Vorstellung. Bei der internen Sicht sieht man die Bewegung aus der eigenen Sicht, die externe visuelle Perspektive umfasst das Vorstellen einer Bewegung aus Sicht eines Beobachters, wobei es keine Rolle spielt, ob man selbst der Durchführende ist oder eine andere Person. Diese externe Perspektive kann aus jedem beliebigem Winkel eingenommen werden und ermöglicht so eine jeweils andere Betrachtungsweise ein und derselben Bewegung. Die kinästhetische Vorstellungsperspektive nimmt dieselbe Perspektive wie die interne visuelle Vorstellung ein, die Bewegung soll aber zusätzlich auch gefühlt werden. Im Hinblick auf die Vielfalt der verschiedenen Sportarten scheinen diese zwei Perspektiven für jeweils andere Sportarten effektiver zu sein. Während die interne Sicht vor allem bei Sportarten, deren Zweck die Verfolgung einer Bewegungslinie entlang einer bestimmten Bahn darstellt, wie etwa Skifahren, Bobfahren oder Hürdenlaufen, angewandt wird, so kommt die externe bevorzugt bei jenen Sportarten zum Einsatz, im Rahmen derer es hauptsächlich um die äußere Form der Bewegung geht. Dies ist insofern naheliegend, als die externe Sicht eine Betrachtung der vorgestellten Bewegung aus jedem beliebigen Winkel ermöglicht und die Bewegung von allen Seiten inspiziert werden kann. Die kinästhetische Vorstellungsdimension beinhaltet die körperlichen Empfindungen, die Tiefenwahrnehmung der Gelenke und die Wahrnehmung der Extremitäten während der imaginierten Ausführung der Bewegung im Raum. Die kinästhetische Vorstellung ist erfahrungsgemäß die am Schwierigsten zu

erlernende und es nimmt in der Regel einige Zeit in Anspruch, bis diese effektiv eingesetzt werden kann. Sie wird meist in Kombination mit der internen visuellen Perspektive angewandt. Die verschiedenen Perspektiven können auch in beliebiger Reihenfolge und Kombination zum Einsatz kommen, sofern dies zur erhöhten Effektivität des Trainings beiträgt. Man denke etwa an Sportarten, bei denen ein Kurs verfolgt wird, es jedoch auch auf die Form der Bewegung ankommt, vgl. etwa Sportarten wie Halfpipe fahren oder Freeriding. Der Test besteht aus 12 Items, die die Vorstellung von Bewegungen aus den 3 angeführten Perspektiven, namentlich die interne visuelle, die externe visuelle und schließlich die kinästhetische Perspektive betreffen. Jedes der insgesamt 12 Items behandelt jeweils eigene zum Teil alltägliche Bewegungen. Dabei soll der Grad der eigenen Fähigkeit zur Vorstellung der entsprechenden Bewegung aus allen 3 Perspektiven eingeschätzt werden. Die Versuchspersonen bewerteten ihre individuelle Fähigkeit hinsichtlich der jeweiligen Vorstellungsperspektive auf einer Likert-Skala von 1 (Vorstellung ist völlig klar und lebhaft) bis 5 (überhaupt kein Bild der Vorstellung). Gemäß den Autoren ist eine Fähigkeit zur Übernahme der jeweiligen Vorstellungsdimension dann als erfolgsversprechend zu beurteilen, wenn ein Gesamtscore von unter 36 erzielt wird. Dies entspricht in etwa einer durchschnittlich ausgeprägten Fähigkeit zur Vorstellung von motorischen Inhalten.

Versuchsinstruktion

Den Probandinnen wurde zu Beginn der ersten Ableitung das Ziel und die Durchführung des Experiments genau erklärt. Jede Sitzung startete mit einer 30 Sekunden anhaltenden Vorbereitungsphase, während der die Versuchspersonen ganz entspannt bleiben sollten, ohne konkrete kognitive Bemühungen. Nach der Vorbereitungsphase erschien das Rechteck mit einer grünen Umrandung. Dies markierte den eigentlichen Beginn der Versuchsbedingungen. Die Versuchspersonen waren nun gefordert, mittels der Anwendung von bewegungsrelevanten Vorstellungen, den motorischen Kortex zu aktivieren. Die Rückmeldung über das Gelingen ihrer Bemühungen erhielten die Versuchsperon

in Form des Rechtecks, welches die überschwellige Aktivierung der *region of interest* signalisierte. Überschwellige Aktivierung bedeutet in diesem Kontext, dass die Stromdichte eines beteiligten Voxels über 50 Prozent beträgt. Verändert sich die Farbe des Rechtecks von Grau zu Grün, so deutete dies auf eine überschwellige Aktivierung der *ROI* hin, wobei anzumerken ist, dass je heller das Grün erschien, umso stärker war die Aktivität der *ROI*. Nach 25 Sekunden folgte ein Deaktivierungsblock, während der die Versuchsperson nun das Gegenteil erreichen sollte: nämlich eine Deaktivierung der *ROI*. So wurde ihr mitgeteilt, dass das Ziel während der Deaktivierungsphasen darin besteht, keine Aktivität in den *ROI* hervorzurufen und somit das Grün werden des Rechtecks zu vermeiden. Dies sollten die Probanden erreichen, indem sie kognitive Operationen anwenden, die in keinerlei Zusammenhang mit Bewegung stehen sollten, also z.B. Rechenoperationen, oder diverse Gedächtnisinhalte. Die jeweiligen Phasen hatten allesamt eine Länge von 25 Sekunden und wechselten sich innerhalb einer Sitzung immer ab. Nach 10 Minuten endete der 1.Sitzungsteil und es folgte eine ca. 5-10 minütige Pause, während der es den Versuchspersonen möglich war, sich zu bewegen oder etwas zu trinken. Nach der Pause begann der 2. Teil der Sitzung, der nach exakt demselben Schema verlief wie Teil 1.

Der ***strukturelle*** und ***chronologische Ablauf*** einer solchen Sitzung soll im Anschluss exemplarisch dargestellt werden:

Elektrodenanordnung und -montage

Zu Beginn der ersten Sitzung wird für die Versuchsperson eine geeignete Elektrodenhaube ausgewählt, wobei der gemessene Kopfumfang die Wahl der Haubengröße bestimmt. Die Elektrodenhauben verschiedener Größe stammen allesamt von der Firma *Easycap GmbH*, und sind der *M10* Montage entsprechend angeordnet. Die integrierten Elektrodenadaptoren zur Befestigung der Elektroden sind auf der dreidimensionalen Kopfoberfläche äquidistant (Elektrodenabstand ca.

37mm) triangulär angeordnet, ausgehend von Cz und sind insgesamt 61 an der Zahl. Die Abstände der Elektrodenpositionen auf der Linie zwischen Nasion und Inion entsprechen dem international gebräuchlichen 10%-System, die Elektrodenpositionen links und rechts dieser Linie sind symmetrisch angeordnet. Ab der 2. Sitzung werden die passenden Hauben vor Eintreffen der Versuchsperson fertig präpariert, sprich die Elektroden werden laut Vorgabe in die entsprechenden Adaptoren eingeklemmt. Die Haube samt Elektroden und Adaptoren sollte nach jeder Ableitung gründlich gereinigt und desinfiziert werden. Dann wird der Abstand zwischen Nasion und Inion sowie zwischen den präurikulären Punkten auf beiden Seiten ermittelt, wobei der Kreuzungspunkt Cz mit einem Kajalstift markiert wird. Hat man Cz markiert, wird die Haube von Cz aus vorsichtig über den Kopf gespannt und die Straps können am Oberkörpergürtel fixiert werden. Die 3 frontalen Stirnelektroden (L1, L0 und R1) werden mit Washern an der zuvor mit Äthylalkohol desinfizierten Stirn festgeklebt. Dies dient der höheren Ortsfestigkeit der Haube und soll ein Verrutschen verhindern. Sieben externe Elektroden werden zusätzlich noch angebracht:

- Vier Elektroden für *VEOG* und *HEOG*
- Eine Masseelektrode (auf der Stirn angebracht)
- Zwei Referenzelektroden

Alle sieben externen Elektroden werden mit Elektrodenpatches auf die Haut geklebt und erfahren dieselbe Prozedur wie die restlichen Elektroden. Die beiden präaurikulären Elektroden der Hauben werden aufgrund ihres mangelhaften Kontakts zur Kopfoberfläche und dem oftmals daher rührenden schlechten Signals von den weiteren Berechnungen ausgeschlossen.

3D-Elektrodenkoordinaten:

Der *Photogrammetric-Head-Digitizer* (*PHD*, Bauer et al., 2000) wurde von Dr. Bauer et al. in Eigenregie entwickelt und ermittelt die individuellen dreidimensionalen Elektrodenpositionen innert kürzester Zeit, zudem hat es den Vorteil, dass es unabhängig von Untersucher und Versuchsperson ein sehr genaues dreidimensionales Bild (im Durchschnitt nur ~0.2mm Abweichung) der Elektrodenpositionen liefert. 17 Stöpsel mit Leuchtmarkern werden in bestimmte Elektrodenpositionen der Haube gesteckt. Schließlich wird die Versuchsperson in einer aufrecht sitzenden Haltung unter einem kugelförmigen, hölzernen Konstrukt (*Dome*-Haube) platziert. Diese Haube ist höhenverstellbar und wird über den Kopf der Versuchsperson gefahren, sodass die Haube leicht auf den Schultern aufliegt. Über die gesamte Innenfläche dieses Konstrukts gleichmäßig verteilt befinden sich zwölf kalibrierte, handelsübliche Digitalkameras (Auflösung 1024x768), die zeitgleich ein Bild der Markerpositionen aus verschiedenen Perspektiven schießen. Die fluoreszierenden Marker werden durch ebenfalls im Inneren des Gehäuses installierte Schwarzlichtröhren zum Leuchten gebracht und somit für die Kameras sichtbar. Man erhält also zwölf Bilder der Leuchtmarker aus verschiedenen Positionen. Die 3D-Elektrodenkoordinaten werden in Form von kartesischen und sphärischen Daten ausgegeben. Findet das Programm alle 17 Positionen, werden die Elektrodenpositionen in einer bestimmten Reihenfolge manuell nachgezeichnet, und anschließend werden die Daten abgespeichert. Die Koordinaten der restlichen Elektroden werden mittels Interpolation ermittelt. Diese Informationen betreffend genauer 3D-Elektrodenpositionen werden später vom Biofeedbackprogramm in eine Koordinatenmatrix integriert, um eine möglichst exakte Quellenlokalisierung der kortikalen Dipole anhand der individuell ermittelten Elektrodenkoordinaten zu erhalten. Nachfolgend werden die Leuchtmarker wieder entfernt und die Elektrodenpositionen werden weiter präpariert.

Elektrodenapplikation

Für die Ableitung wurden Ringelektroden bestehend aus Silber/Silberchlorid (*Ag/AgCl*) verwendet. Erst wurden die Haare unter jeder Elektrodenposition mit dem spitzen Ende eines abgeschnittenen Wattestäbchens zur Seite geschoben, weiters wurden die Stellen mit der in Äthylalkohol getränkten Watteseite desinfiziert. Anschließend wurden sie mit einer spitzen Nadel vorsichtig angeritzt, um leitungsmindernde Hautschuppen zu entfernen. Während der gesamten Prozedur wurde natürlich mit Latexhandschuhen gearbeitet, um den Hygienestandards zu genügen und Infektionen zu vermeiden. Dann wurden die Elektroden mit dem zuvor per Wasserunterdruck entlüfteten Elektrodenleitgel gleichmäßig befüllt. Dies geschah mit zwei Spritzen. Es ist auf ein gleichmäßiges Befüllen in kreisenden Bewegungen zu achten, da andernfalls störende Luftblasen entstehen können. Hat man alle Elektroden appliziert, werden sie an ein Elektrodenimpedanzmessgerät, ebenfalls aus dem Hause *Zickler*, angeschlossen und die einzelnen Elektroden auf ihre Überleitwiderstände hin überprüft. Im Idealfall weisen die Elektroden Überleitungswiderstandswerte von unter zwei *kOhm* auf, allerdings liegen auch Werte bis sieben *kOhm* im Bereich des Annehmbaren. Überschreitet eine Elektrode sieben *kOhm*, so wird mittels Nadel und Elektrodengel versucht, den Wert zu verbessern. Erweist sich diese Maßnahme jedoch als unfruchtbar, so liegt es meist an der Elektrode selbst (eventuell beschädigter Chloridüberguss), sodass diese ausgetauscht werden muss, um optimale Werte für die Impedanzen zu erhalten. Erst wenn alle Elektroden optimale Werte liefern, wird mit der Prozedur fortgefahren, da dies eine grundlegende Voraussetzung für artefaktfreie Messdaten darstellt.

Datenaufzeichnung

Zur Aufzeichnung der Daten wurde ein 64-Kanal Gleichspannungs-Verstärker der Firma *Zickler GmbH* verwendet, der mit einer Samplingrate von 250 *Hz* arbeitet. Das heißt, der Verstärker ist in der Lage, aufgrund der Besonderheiten des *Nyquist-Theorems,* welches besagt, dass nur Frequenzen, die der Hälfte der Abtastfrequenz des Verstärkers entsprechen, korrekt wiedergegeben werden können, Signale bis zu einer Frequenz von 125 *Hz* korrekt digital abzubilden. Um dem sogenannten Netzbrumm vorzubeugen, verfügt der Verstärker über einen 50 *Hz Notch*-Filter, der Frequenzkomponenten um den 50 *Hz* Bereich, welche in die Aufzeichnungen einstreuen, herausfiltert. Diese Wechselspannungsstörungen werden typischerweise von nahe gelegenen Stromnetzen verursacht.

Durchführung

Dann wird die Versuchsperson in den ungefähr acht m^2 kleinen abgedunkelten und schallisolierten Versuchsraum geführt, in dessen Mitte sich ein kleiner Schreibtisch samt Stuhl befand. Auf dem Schreibtisch standen eine Webcam und ein Monitor, vor dem die Person gebeten wurde, Platz zu nehmen. Der Abstand zwischen Kopf und Bildschirm sollte im Idealfall ungefähr. 80 cm betragen, die Unterarme lagen auf dem Schreibtisch und die Versuchsperson saß in einer für sie angenehmen, aufrechten Position, um späteren Verfälschungen der Daten durch Bewegungsartefakte vorzubeugen. Dann wurden die einzelnen Elektrodenkabel auf beiden Seiten der Haube in die jeweiligen Buchsen der linken und rechten Elektrodenbrause gesteckt, wobei die richtige Zuordnung unerlässlich war. Begonnen wurde mit *VEOG* und *HEOG*. Das *VEOG* wurde nicht gegen die Referenzen abgeleitet, sondern als Differenz der beiden *VEOG*-Elektroden oberhalb und unterhalb des linken Auges, selbiges galt für das *HEOG*, wobei hier die Differenz zwischen rechter und linker *HEOG*-Elektrode abgeleitet wurde. Als nächstes wurden die beiden Referenzen eingesteckt und schließlich wurden auch die restlichen Elektroden der Nummerierung gemäß eingesteckt. Ein konzentriertes Arbeiten war hier unerlässlich, da einmal falsch eingesteckte Elektroden kaum erkannt werden und fatale Auswirkungen auf die Registrierung haben konnten. War die Versuchsperson vollständig verkabelt und wurden alle Unklarheiten seitens der Teilnehmerin beseitigt, wurde das Programm zum Aufzeichnen der Daten gestartet. Zudem wurde nochmals betont, wie wichtig eine artefaktfreie Ableitung sei und dass folglich während der Versuchsphase Bewegungen zu vermeiden sind und bei etwaigen Unannehmlichkeiten oder dem Wunsch nach Abbruch des Experiments seitens der Versuchsperson dies via Webcam dem Versuchsleiter kommuniziert werden sollte. Nach Wunsch wurde ein Wasserglas serviert. Waren alle Elektroden richtig verbunden, wurde das Programm zum Aufzeichnen der Daten hochgefahren.

Artefaktprävention

Hier wurden nochmals die Signale jeder Elektrode einer visuellen Inspektion unterzogen. Rauschende oder driftende Kanäle wurden dadurch sichtbar, bei denen gegebenenfalls die artefaktbehafteten Elektrodenpositionen nochmals nachgebessert wurden oder die Elektrode ausgetauscht werden musste. Ebenso ließen sich die störenden Einflüsse des *EKG* identifizieren und gegebenenfalls regulieren. Strahlte das großamplitudige *EKG* (Elektrokardiogramm) in die Referenzkanäle ein, so ließ sich die Gewichtung des Mittels zwischen diesen beiden Kanälen problemlos mithilfe des in der Elektrodenbrause integrierten Motorpotentiometers verändern, dadurch konnte der Einfluss des *EKG* auf das *EEG* deutlich verringert bzw. fast vollständig ausgemerzt werden. Zu beachten waren auch zu hohe Bestandspotentiale ($> 8000mV$), die im Verstärkerfenster abgelesen werden konnten. Schwitzt eine Versuchsperson stark, was im Sommer, also zum fraglichen Untersuchungszeitraum, nicht auszuschließen war, so kann dies oftmals zu Artefakten führen, dies erkennt man etwa an langen monotonen Anstiegen und Abfällen des Signals der Kanäle. In der Regel wurde der Versuchsraum vorher gekühlt, um derartige Artefakte im Vorfeld zu vermeiden.

Sobald alle Kanäle optimale Werte lieferten, wurde auf dem zweiten Computer, welcher mit dem Monitor im Versuchsraum verbunden war, das *EOG*-Programm gestartet, zuvor wurde jedoch der zweite Bildschirm eingerichtet und *MATLAB* 7.9 (*R2009b*)® von MathWorks® (Ismaning, Deutschland), das als Basis für das Biofeedbackprogramm dient, wurde gestartet.

Referenzelektroden

Die beiden Referenzkanäle ließen sich ebenso visuell überprüfen. Kommt es an den Referenzen zu Potentialveränderungen, so strahlen diese in alle Kanäle ein und verfälschen somit die Messungen jeder einzelnen Elektrode. Somit sind die an den Elektroden gemessenen Potentialwerte nicht als absolute Werte zu

interpretieren, sondern stellen die Differenz des Signals gemessen an einer Elektrode und des an den Referenzen gemessenen balancierten Aktivierungswertes dar. Dabei hängt die Höhe der Amplituden sehr stark von der Wahl der Referenzen ab. Deshalb ist es wichtig, möglichst inaktive Orte für die Platzierung der Referenzen zu finden. Dabei stellen die Ohrläppchen, die Mastoiden beidseitig des Kopfes (hinter den Ohren) sowie der fühlbare Punkt nahe des Sternoklavikulargelenks (markanter Punkt des Schlüsselbeines) vorne einerseits und der ebenfalls markante Dornfortsatz (Vertebra prominens) des siebten Halswirbelknochens hinten andererseits die gebräuchlichsten Referenzpunkte dar. In dieser Untersuchung wurden die Elektroden gegen balancierte Referenzen nahe dem Sternoklavikulargelenk sowie am Dornfortsatz des siebten Halswirbelknochens abgeleitet (Stephenson, W.A: & Gibbs, F.A:, 1951).

EOG-Eichung

Das Auge agiert bekanntlich als Dipol mit einer Ausrichtung gemäß der Augenachse, wobei der negative Pol auf der Netzhaut liegt, also Richtung Hirn, der positive Pol ist in der Kornea gelegen. Die Potentialdifferenz zwischen Netzhaut und Kornea beträgt ungefähr 10mV. Bei Augenbewegungen verändert sich nun die Ausrichtung dieses Dipols und es kommt in weiterer Folge zu unerwünschten, messbaren Veränderungen der Potentialdifferenz vor allem an frontal positionierten Elektroden in Form von großamplitudigen Artefakten (Bulbusartefakte) (Zschocke, S., 2002). Mithilfe des *EOG* (Elektrookulogramm) wurden die Potentialauslenkungen der Augenbewegungen in horizontaler und vertikaler Richtung über binokulare Elektroden an den Augenwinkeln sowie monokulare oberhalb und unterhalb des linken Auges elektrisch erfasst und konnten nachfolgend herausgefiltert werden. Die Versuchspersonen verfolgten dabei 45 Sekunden lang mit den Augen einen in vertikaler sowie anschließend horizontaler Richtung von Bildrand zu Bildrand springenden roten Punkt, ohne den Kopf zu bewegen. Dann wurden die Werte für die Koeffizienten der

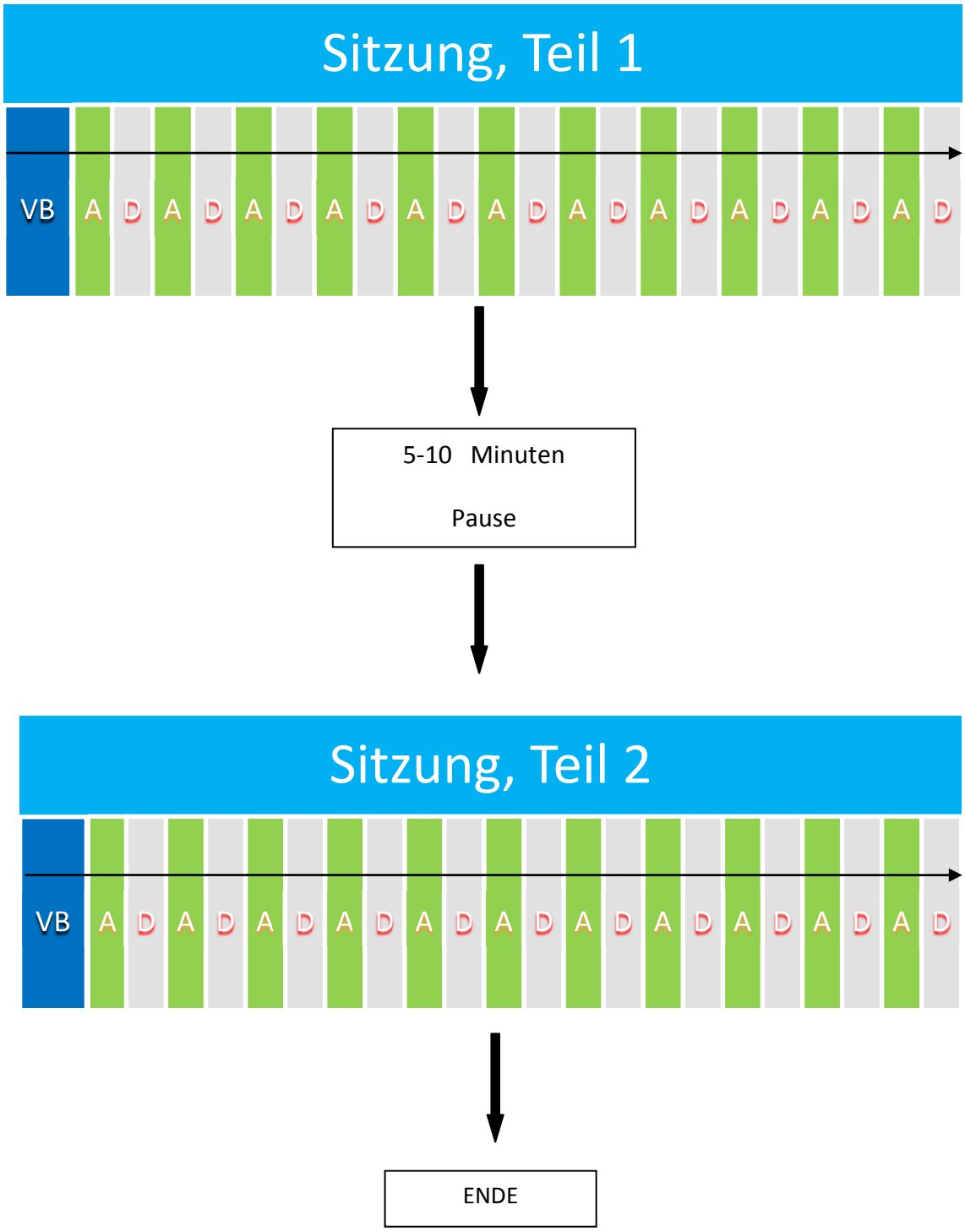
Augenbewegungen berechnet. Anhand einer Grafik wurden die Korrekturkoeffizienten (beim *VEOG* darf der Wert für den Korrekturkoeffizienten 1 nicht überschreiten, beim *HEOG* darf der Wert -0,2 nicht überschritten werden) dargestellt und somit waren etwaige Abweichungen leicht zu erkennen. Überschritten die Korrekturkoeffizienten das *VEOG* sowie das *HEOG* die festgesetzten Grenzwerte, die in einem gesonderten *File* nachlesbar waren, nicht, so wurden die *EOG*-Daten abgespeichert, andernfalls wurden die Daten gelöscht und eine neuerliche *EOG*-Eichung war erforderlich. Das *EOG* wurde für jede Versuchsperson bei jeder Sitzung vor Beginn der eigentlichen Versuchsbedingung durchgeführt. Die Koeffizienten wurden vom Neurofeedback-Programm benutzt, um eine *online*-Artefaktkorrektur durchzuführen.

Das Neurofeedbackprogramm

Nach erfolgreicher *EOG*-Eichung wurde das Feedback-Programm gestartet. Es erschien eine Maske, vermittels derer sich die gewünschten Parameter einstellen ließen. Während der Untersuchungen wurden standardmäßig die Trainingsteilzeiten auf zehn Minuten und die Feedbackintervallzeiten auf 25 Sekunden gesetzt. Des Weiteren ließ sich einstellen, ob es sich bei der Sitzung um eine Feedback- oder eine Transfer-Sitzung, also ohne visuelles Feedback handelte. Jedoch war lediglich der 2.Teil der letzten Sitzung ein sogenannter *Transfer*-Trial. Die Versuchsperson erhielt das Feedback visuell dargeboten in Form eines grauen Rechtecks, das die signifikante Aktivierung der *region of interest* widerspiegelte, also *BA4* und *BA6* bilateral, wobei ab einer überschwelligen Aktivierung von 50 % der jeweils gegebenen gesamten Stromdichte das Rechteck grün wurde und eine stärker werdende Aktivierung der *region of interest* durch ein greller werdendes Grün signalisiert wurde. Jedoch wie zuvor erwähnt, nur während der Feedbacktrials. Somit hatten die Versuchspersonen eine unmittelbare visuelle Rückmeldung über ihre Bemühungen. Das heißt also, genauer beschrieben, während der Aktivierungsphasen sollte sie versuchen die *ROI* zu aktivieren, sprich das graue Quadrat grün werden zu lassen, während der Deaktivierungsphasen das

genaue Gegenteil. Einer jeder Sitzung vorausgehenden 30 Sekunden langen Vorbereitungsphase, während der die Versuchspersonen noch kein Feedback erhielten und auch noch nichts machen sollten, folgte die erste 25 Sekunden andauernde Phase, während der die Versuchsteilnehmer erhöhte Aktivierung der *region of interest* herbeiführen sollten, gefolgt von einer ebenso langen Deaktivierungsphase, während der die Probanden gefordert waren, die *ROI* zu deaktivieren, usw. Die Phasen gleicher Länge wechselten sich ab bis die zehn Minuten um waren, dann stoppte das Programm automatisch. Es folgte eine fünf-minütige Pause, während der das Programm unterbrochen wurde und die Versuchsperson gegebenenfalls etwas trinken konnte oder ihre Sitzposition verändern konnte. Nach Ablauf der Pause folgte der 2.Teil der Trainingseinheit mit demselben strukturellen Inhalt wie im ersten Teil. Hatte die Versuchsperson auch den zweiten Teil erfolgreich beendet, wurden die Daten abgespeichert und die Elektroden von der Elektrodenbrause entfernt. Die durchschnittliche Dauer einer Sitzung mitsamt der Zeit für die Vor- und Nachbereitung betrug ungefähr zwei Stunden. Eine grafische Darstellung einer Trainingssitzung ist in Abbildung 1 auf der nächsten Seite ersichtlich.

Abbildung 1: Darstellung eines Sitzungsverlaufs



- VB ……..Vorbereitungsphase (30 Sek.)
- A……..Aktivierungsphase (25 Sek.)
- D……..Deaktivierungsphase (25 Sek.)

Ende einer Trainingssitzung

Die Haube sowie die zusätzlichen Elektroden wurden behutsam entfernt, und die Versuchsperson hatte die Möglichkeit, sich im Anschluss den Kopf und die Haare zu reinigen und das Elektrodengel auszuwaschen. Die externen Elektroden und jene der Haube wurden aus den Adaptoren genommen und dann fein säuberlich gereinigt und für die Dauer von rund 15 Minuten in einer Desinfektionslösung gebadet. Zuletzt wurden sie nochmals mit Wasser abgewaschen und zum Trocknen aufgehängt. Das Labor wurde wieder in seinem ursprünglichen Zustand verlassen.

Angewandte Strategien:

Zu Beginn der Untersuchung wurde den Versuchspersonen jeweils mitgeteilt, dass sie im Anschluss an jede Sitzung ihre angewandten Strategien zur Aktvierung bzw. Nicht-Aktivierung kurz verschriftlichen sollten, ebenso sollten sie kurz ihre aktuelle Befindlichkeit beschreiben. Nach Auswertung der Notizen lässt sich festhalten, dass zur Steigerung der Grünphasen zwei unterschiedliche Strategien zur Anwendung kamen, nämlich einerseits die intendierte der Bewegungsvorstellung, wobei die Bandbreite der vorgestellten Bewegungen von Klettern, Tanzen, Laufen, Fußballspielen bis hin zu Bewegungen einzelner Finger reichte. Alle drei Versuchspersonen empfanden den Erfolg der angewandten Strategien dabei sehr unterschiedlich. So berichteten sie übereinstimmend, dass sie Strategien einmal erfolgreich, ein andermal vergeblich benutzten, ohne die gewünschte Aktivierung der *ROI* herbeizuführen. So wechselten sie teils zwischen

verschiedenen motorischen Vorstellungsinhalten, um den Erfolg zu erhöhen. Die zweite Strategie, die allerdings viel seltener zur Anwendung kam, bestand darin, sich vorzustellen, wie das Rechteck quasi vermittels reiner Gedankenkraft grün wird. Auch diese Strategie wurde mit wechselndem Erfolg eingesetzt. Den Notizen zufolge gelang es den Versuchspersonen des Öfteren, intensive kinästhetische Bewegungsvorstellungen zu generieren, die sich dann auch in einer gesteigerten Aktivierung niederschlugen. Allerdings hatten die Versuchspersonen öfters das Gefühl, dass trotz intensiver Vorstellung und Anstrengung keine Rückmeldung über eine gesteigerte Aktivierung erfolgte, ihr Bemühen vom Programm sozusagen nicht erkannt wurde. Die jeweilige Befindlichkeit der Versuchspersonen hatte den Aufzeichnungen und der Analyse der Verhaltensdaten zufolge keinen Einfluss auf den Erfolg des Neurofeedback-Trainings.

Datenauswertung

Die Datenauswertung erfolgte mithilfe von ***IBM®SPSS®-Statistics Version 19*** Eine erste Datentransformation und visuelle Inspektion erfolgte mit der von Plana & Bauer entworfenen Software ***Biofb2sloreta*** und ***Biovis***. Mithilfe ersterer Software konnten die abgespeicherten Daten einer Sitzung umgewandelt werden. Nach erfolgreichem Abschluss dieser Umwandlung erhielt man daraus 5 Files mit spezifischen Informationen hinsichtlich der rückgemeldeten Parameter und der Zeitpunkte mit Aktivität der *ROI*. ***Biovis*** ist eine Software, die nur der visuellen Inspektion der Aktivierungen im Laufe des Trainings diente und mittels derer man entlang einer Zeitachse scrollen konnte und gleichzeitig für jeden Zeitpunkt die Orte überschwelliger Aktivierung, dargestellt in einem Kopfmodell durch rote Markierungen, inspizieren konnte. Um zu überprüfen, ob sich im zeitlichen Verlauf, also mit zunehmender Anzahl an absolvierten Trainingseinheiten, einerseits während der Aktivierungsphasen eine gesteigerte überschwellige Aktivierung der *region of interest*, *BA4* & *BA6*, nachweisen lässt und andererseits, ob es im Verlauf des Trainings während der Deaktivierungsphasen zu einer Abnahme der Aktivität der *region of interest* und somit gleichzeitig zu einer vermehrten Aktivierung außerhalb der *ROI* gekommen ist, wurden mittels einer Anova mit Messwiederholungsdesign Unterschiede zwischen den Gruppenmittelwerten berechnet. Dazu wurden die Rohdaten also die jeweiligen *.car*-files der einzelnen Trainingseinheiten der Versuchspersonen im Anschluss an jede Sitzung mit der Software ***Biofb2sloreta*** umgewandelt. Nach dieser ersten erfolgten Datentransformation erhielt man 5 Dateien. 2 Dateien beinhalteten die gemittelten Werte der Stromdichte während der Aktivierungs-Phasen und der Deaktivierungs-Phasen, gemessen an den 59 Elektroden. Eine weitere Datei enthielt die Werte der Stromdichte gemessen an jeder Elektrode während jedes der ungefähr 11850 Messzeitpunkte (alle 72 msec wurde die topographische Verteilung errechnet), sie war aber für die weitere Analyse nicht relevant. Eine weitere Datei lieferte die xyz-Koordinaten der Elektroden und schließlich die letzte Datei enthielt pro Versuchsperson pro Sitzungsteil Angaben hinsichtlich einer überschwelligen Aktivierung der *region of interest* pro

Messzeitpunkt, mit 0 und 1 kodiert, wobei die jeweiligen Phasen (Vorbereitungs-, Aktivierungsphase/Deaktivierungsphase) mit -1, 1 und 0 gekennzeichnet waren. Die Daten von 3 Messzeitpunkten konnten nicht analysiert werden. Das Problem bestand darin, dass die zur Analyse notwendigen Programme nicht mehr einwandfrei funktionierten und folglich die car-Files nicht mehr in die Einzeldateien mit den interessierenden Parametern umgewandelt werden konnten. Alle Versuche, die Daten mittels der Programme umzuwandeln, scheiterten und so wurde ein anderer Weg gewählt. Diese in der Analyse fehlenden Werte wurden in *SPSS 19* durch Schätzer anhand benachbarter Werte ersetzt. Die wahren Werte können natürlich massiv von den geschätzten Werten abweichen und so sind die Ergebnisse denn auch mit Vorsicht zu genießen.

Kreuztabellen

In einem ersten Schritt wurden nun die prozentualen Häufigkeiten der Zeitpunkte mit Aktivierung der *ROI* je Phase (Aktivierungsphase/Deaktivierungsphase) errechnet. Dazu wurden für jede Versuchsperson zu jedem der insgesamt 20 Sitzungsteile Kreuztabellen entworfen. Die Variable Phase umfasst hierbei die einzelnen zeitlichen Untersuchungsbedingungen, während die Variable Aktivierung die Zeitpunkte mit überschwelliger Aktivierung mit 1 kodiert. Somit ließen sich die prozentualen Häufigkeiten der überschwelligen Aktivierung der *ROI* während der Aktivierungsphase als auch während der Deaktivierungsphase ermitteln. Dabei sind die Häufigkeiten auf die jeweiligen Phasen bezogen, nicht auf die Gesamtanzahl der Messzeitpunkte. Zur Veranschaulichung wurde die errechnete Kreuztabelle von Versuchsperson 1 im zweiten Teil der Sitzung 5 in Tabelle 1 weiter unten dargestellt. Während der Aktivierungsphasen belief sich der prozentuale Anteil an überschwelliger Aktivierung der *ROI* auf 18,9%. Die prozentuale Beteiligung der Deaktivierung während der Deaktivierungsphasen betrug 81% von insgesamt 11829 Zeitpunkten. Phase -1 entspricht der Vorbereitungsphase, 0 der Deaktivierungsbedingung und 1 kodiert der Aktivierungsbedingung in der unten angeführten Tabelle 1. Die Unterteilung der

zweiten Variable Aktivierung in 0 und 1 entspricht hierbei einer überschwelligen Aktivierung der *ROI* (1) beziehungsweise einer Aktivierung außerhalb der *ROI* (0) zu jedem erfassten Zeitpunkt. Der Begriff „Anzahl“ in Tabelle 1 entspricht der absoluten Anzahl an Messzeitpunkten aufgeteilt auf die einzelnen Phasen, mit entweder überschwelliger Aktivierung in den *ROI* oder einer Aktivierung außerhalb der *ROI.* „% innerhalb V1“ entspricht hierbei der relativen prozentualen Anteile von Aktivierung der *ROI* oder außerhalb der *ROI*, wobei sich das Gesamt nicht auf alle sondern nur auf die jeweilige Phase bezog. Die Gesamtanzahl von Messzeitpunkten variierte bei einigen der Datenfiles. Allerdings handelte es sich um nur sehr geringe Unterschiede, betrachtet man die Gesamtanzahl gemessener Zeitpunkte von ungefähr 11800.

Tabelle 1: Kreuztabelle zur Analyse der Zeitpunkte mit Aktivierung der *ROI* in den einzelnen Phasen

Versuchsbedingung * ROI-Aktivierung Kreuztabelle					
			Aktivierung		Gesamt
			0	1	
Phasen	-1	Anzahl	562	38	600
		% innerhalb von V1	93,7%	6,3%	100,0%
	0	Anzahl	4642	1089	5731
		% innerhalb von V1	81,0%	19,0%	100,0%
	1	Anzahl	4472	1039	5511
		% innerhalb von V1	81,1%	18,9%	100,0%
Gesamt		Anzahl	9676	2166	11842
		% innerhalb von V1	81,7%	18,3%	100,0%

Test auf Normalverteilung der Daten

Vor der Durchführung der Varianzanalyse mit Messwiederholung wurden Kolmogorov-Smirnov-Tests bei einer Stichprobe durchgeführt. Diese dienten dazu, die Daten auf Normalverteilung zu untersuchen, was wiederum eine grundlegende Voraussetzung für die Anwendung von parametrischen Verfahren darstellt. Da die Datenmenge von nur drei Messpunkten je Gruppe zu klein war, um einen Test auf Normalverteilung durch zu führen, wurden die die folgenden Teilstichproben auf Normalverteilung untersucht: Aktivierungsphase Teil 1, Aktivierungsphase Teil 2 sowie Deaktivierungsphase Teil 1 und Deaktivierungsphase Teil 2.

Varianzanalyse mit Messwiederholungsdesign

Die prozentualen Häufigkeiten wurden weiter verwendet und mittels einer Varianzanalyse mit Messwiederholungsdesign einer weiteren Analyse unterzogen. Die abhängige Variable bildete dabei die Aktivierung. Die Innersubjektfaktoren bildeten einerseits die einzelnen Sitzungen mit insgesamt zehn Faktorstufen und andererseits die beiden Sitzungsteile, Teil 1 und Teil 2, sowie die beiden Versuchsphasen, Aktivierungsphase sowie Deaktivierungsphase, mit je zwei Faktorstufen.

Friedman-Tests

Aufgrund der Tatsache, dass weder eine Prüfung auf Normalverteilung je Sitzung unternommen werden konnte und der Mauchley-Test auf Sphärizität auch nicht durchgeführt werden konnte aufgrund der zu geringen Anzahl an Versuchspersonen, wurden zudem nichtparametrische Verfahren angewandt, um

zu untersuchen, ob es Unterschiede zwischen den einzelnen Sitzungen gegeben hat. Der Vorteil der nichtparametrischen Verfahren besteht darin, dass ihre Anwendung keine Voraussetzungen bedingt.

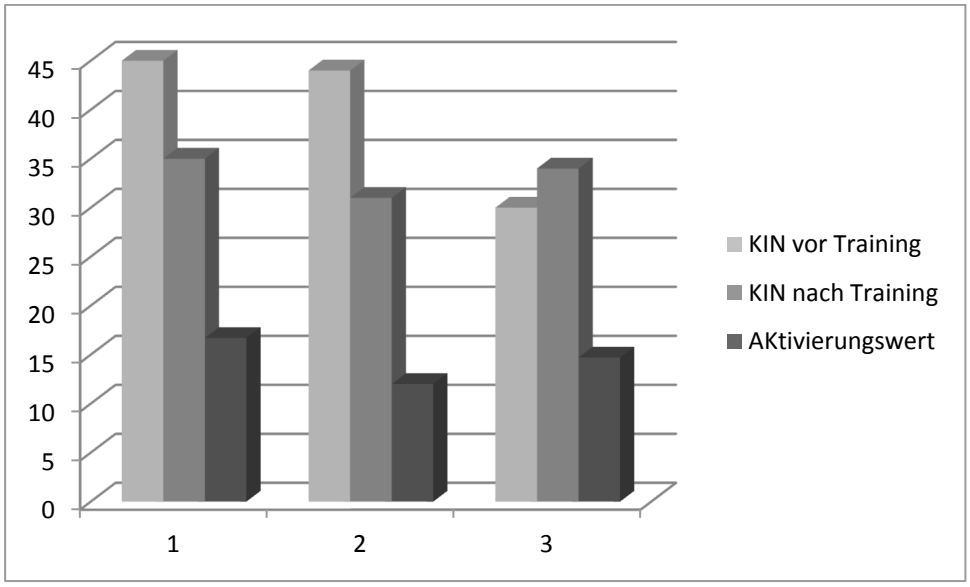
Ergebnisübersicht

VMIQ-2

Abbildung 2 gibt die erreichten Testwerte der drei Versuchspersonen in der Subskala „Kinästhetische Vorstellungsfähigkeit“ (*KIN*) des *VMIQ-2* zu den zwei Testzeitpunkten wieder. Wie in der theoretischen Einleitung bereits beschrieben, sollte lediglich eine kinästhetische Vorstellung zu einer überschwelligen Aktivierung der motorischen Areale führen. Zur genaueren Betrachtung in Zusammenhang mit der erbrachten Trainingsleistung wurde deshalb nur der Testwert der Subskala *KIN* herangezogen, da niedrige Werte in dieser Skala ein höheres Maß der Selbsteinschätzung hinsichtlich der eigenen Fähigkeit zur kinästhetischen Bewegungsvorstellung bedeuten und folglich mit höheren Aktivierungswerten im Training korrelieren sollten. Ein erreichter Testwert von 36 ist dabei als Selbsteinschätzung einer durchschnittlich guten Vorstellungsfähigkeit anzusehen. Auf der x-Achse sind die drei Versuchspersonen eingetragen, der rote Balken stellt den erreichten Testwert *KIN* vor dem Training dar, der grüne Balken stellt die *KIN*-Testwerte nach Abschluss des Trainings dar. Der violette Balken repräsentiert den Gesamtmittelwert der Aktivierung in den Aktivierungsbedingungen der einzelnen Versuchspersonen über alle zehn Sitzungen hinweg. Versuchsperson 1, welche zwar über den höchsten gesamtdurchschnittlichen Aktivierungswert (16,7 %) verfügte, bewertete ihre Fähigkeit zur kinästhetischen Bewegungsvorstellung als sehr niedrig (45 Punkte). Zum zweiten Testzeitpunkt bewertete Versuchsperson 1 ihre kinästhetische Vorstellungsfähigkeit deutlich höher (34 Punkte). Auch Versuchsperson 2 schätzte ihre Fähigkeit zur kinästhetischen Bewegungsvorstellung vor Beginn des Neurofeedbacktrainings relativ niedrig ein, was sich in einem großen Testwert bemerkbar machte (44 Punkte), und auch sie schätzte ihre kinästhetisch-imaginative Fähigkeit nach Abschluss des Trainings als wesentlich ausgeprägter ein. Allerdings erzielte sie im Training den niedrigsten Gesamtaktivierungswert (12 %). Sie erreichte zum zweiten Testzeitpunkt ein Testwert von 31, was im durchschnittlichen Bereich liegt. Einzig Versuchsperson 3 schätzte ihre Fähigkeit zur kinästhetischen Bewegungsvorstellung vor Beginn des Trainings als gut

ein (30 Punkte), nach Abschluss des Trainings jedoch stufte sie ihre Vorstellungsfähigkeit niedriger ein (34 Punkte). Es ist demzufolge kein wirklicher Zusammenhang zwischen den Selbsteinschätzungen hinsichtlich der eigenen kinästhetischen Bewegungsvorstellungsfähigkeit und der tatsächlichen Trainingsleistung ersichtlich. Freilich stellen die *KIN*-Testwerte lediglich Selbsteinschätzungen hinsichtlich der kinästhetischen Bewegungsvorstellungsfähigkeit dar und können natürlich von der tatsächlichen Fähigkeit zur kinästhetischen Vorstellung dementsprechend abweichen. Dieser Test ist denn auch nur bedingt aussagekräftig, letztlich auch aufgrund der eher geringen Anzahl an Versuchspersonen, was die Vergleichsmöglichkeiten dementsprechend verringerte.

Abbildung 2: Ergebnisse der drei Versuchspersonen nach Bearbeitung des *VMIQ-2* (Subskala *KIN*) vor Beginn des Trainings sowie nach Abschluss des Trainings (N=3)



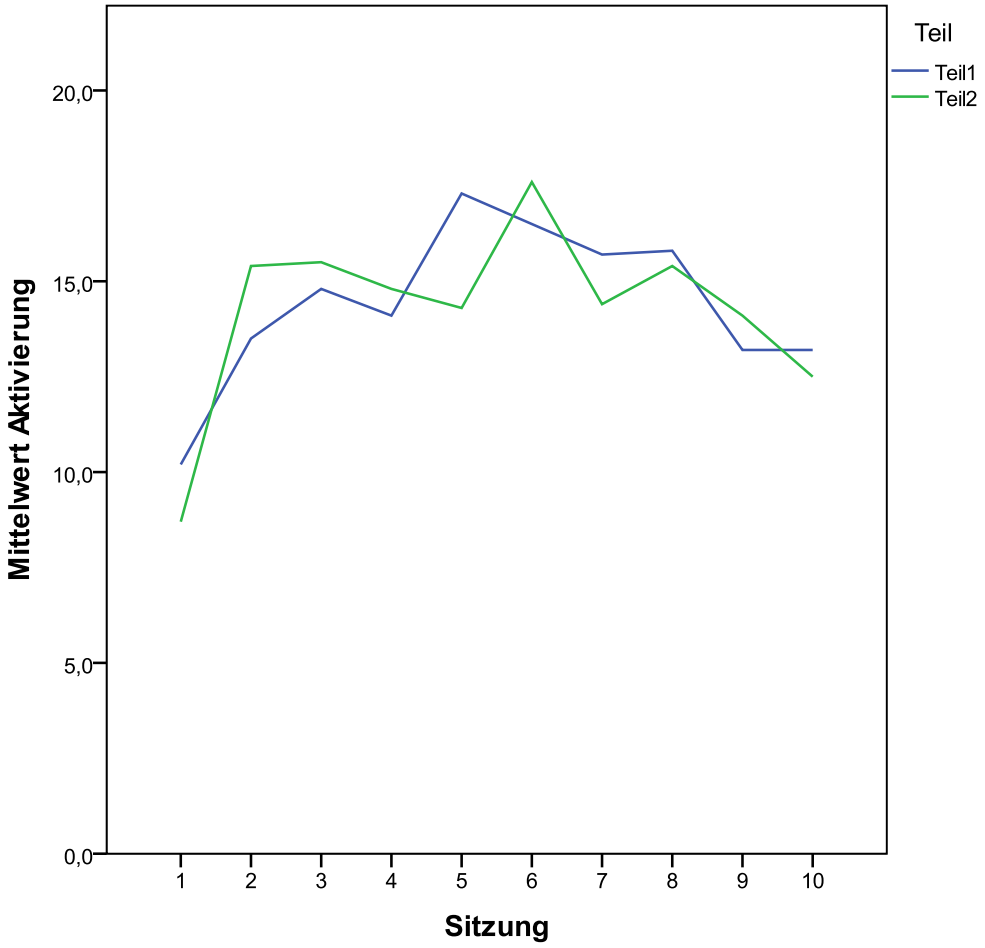
Deskriptive grafische Darstellungen

Im folgenden Abschnitt sind nun verschiedene deskriptive Grafiken dargestellt, auf die im Text jeweils genauer eingegangen wird.

Betrachtet man Abbildung 3 weiter unten, so lässt sich ein charakteristischer Verlauf über die zehn Sitzungen hinweg beobachten. Es sind die über die drei Versuchspersonen gemittelten Aktivierungswerte jeder Sitzung sowohl für Teil 1 als auch für Teil 2 ersichtlich. Auf der x-Achse werden die einzelnen Sitzungen aufgelistet, die y-Achse

entspricht den prozentuellen Anteilen der überschwelligen Aktivität der *ROI* während der Aktivierungsphasen. Die blaue Linie entspricht den durchschnittlichen Aktivierungswerten über die drei Versuchspersonen während des ersten Teils der Sitzungen, die grüne Linie stellt die Mittelwerte der Aktivierung der *ROI* während der Aktivierungsphasen im 2.Teil der Sitzungen dar. Bis einschließlich zur 6. Sitzung nahm die Aktivierung der motorischen Areale *BA4* & *BA6* während der Aktivierungsphasen fast stetig zu, von der 7. Sitzung weg verhielt es sich jedoch umgekehrt und es war ein abnehmender Trend beobachtbar. Im ersten Teil der Sitzungen, als blaue Linie dargestellt, wurde das Maximum der durchschnittlichen Aktivierung in Sitzung 5 (17,3 %) erreicht, in den Folgesitzungen nahm die Aktivierung beinahe wieder stetig ab. Das Maximum der Aktivierung im 2. Teil der Sitzungen wurde in der 6. Sitzung (17,6 %) erreicht, danach war auch hier ein beinahe stetig abnehmender Verlauf zu beobachten.

Abbildung 3: Verlauf Aktivierung in Aktivierungsbedingung getrennt für beide Sitzungsteile (N=3)



In Abbildung 4 wurden die Mittelwerte der Aktivierung über die 3 Versuchspersonen gemittelt und für Teil 1 und Teil 2 der Deaktivierungsbedingung dargestellt. Auf der x-Achse sind die einzelnen Sitzungen eingetragen, während die y-Achse die mittlere Aktivierung markiert. Die blaue Linie kennzeichnet die mittleren Werte der Aktivierung während der Deaktivierungsphase in Teil 1, während die grüne Linie die mittleren Werte der Aktivierung während der Deaktivierungsphasen in Teil 2 widerspiegelt. Auch hier ließen sich für beide Sitzungsteile beinahe übereinstimmende charakteristische Verläufe beobachten. In beiden Teilen nahm die Aktivierung während der Deaktivierungsphase bis einschließlich zur 6. Sitzung fast stetig zu, erreichte in beiden Teilen in der 6. Sitzung den höchsten Wert (erster Teil: 17,2 bzw. 18,96 % für den zweiten Teil) und nahm schließlich fast kontinuierlich wieder ab. Der kleinste mittlere Aktivierungswert sowohl des ersten Teils als auch des 2.Teils fand sich in Sitzung 1.

Abbildung 4: Verlauf Aktivierung in Deaktivierungsbedingung getrennt für beide Sitzungsteile (N=3)

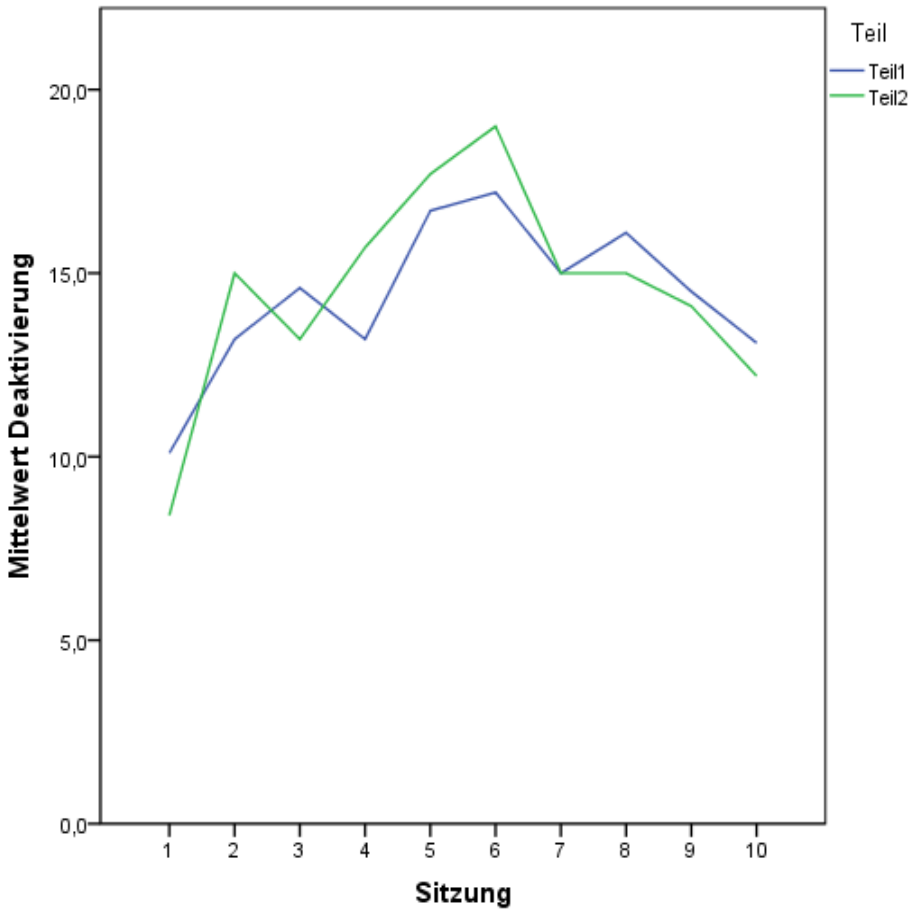
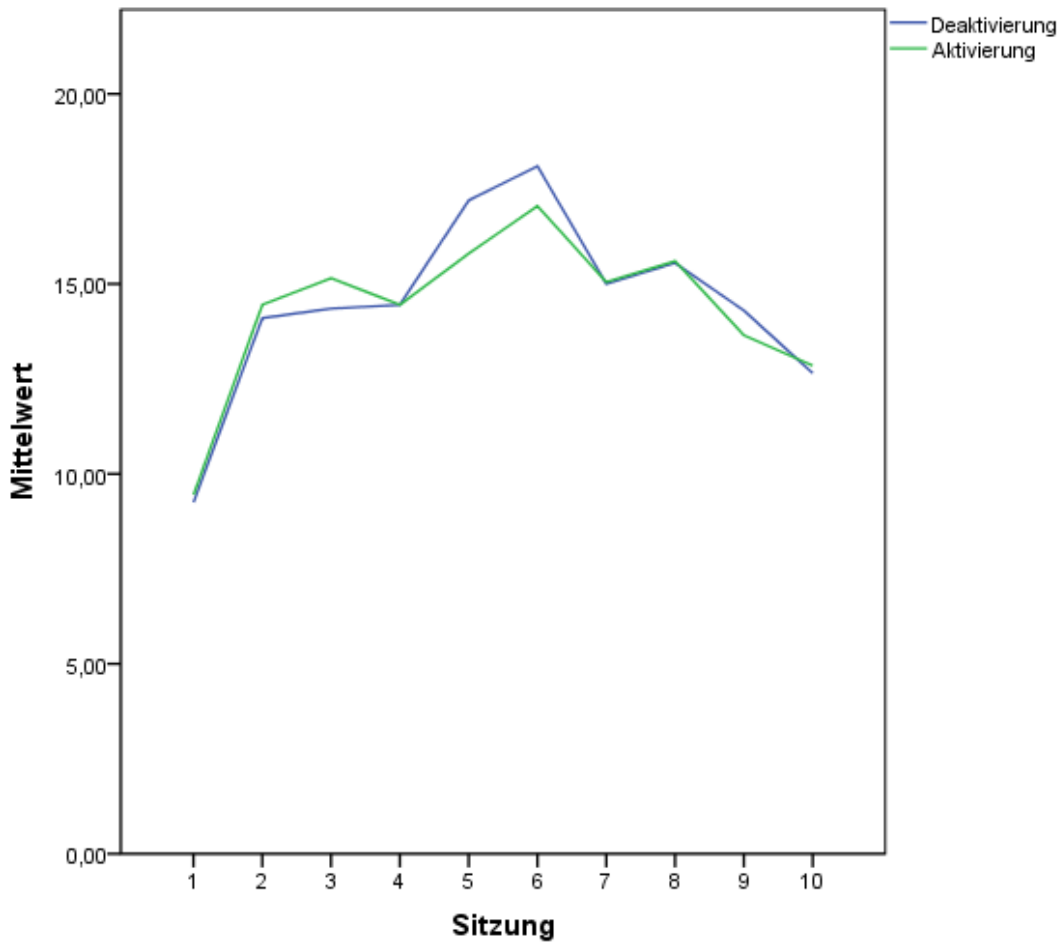


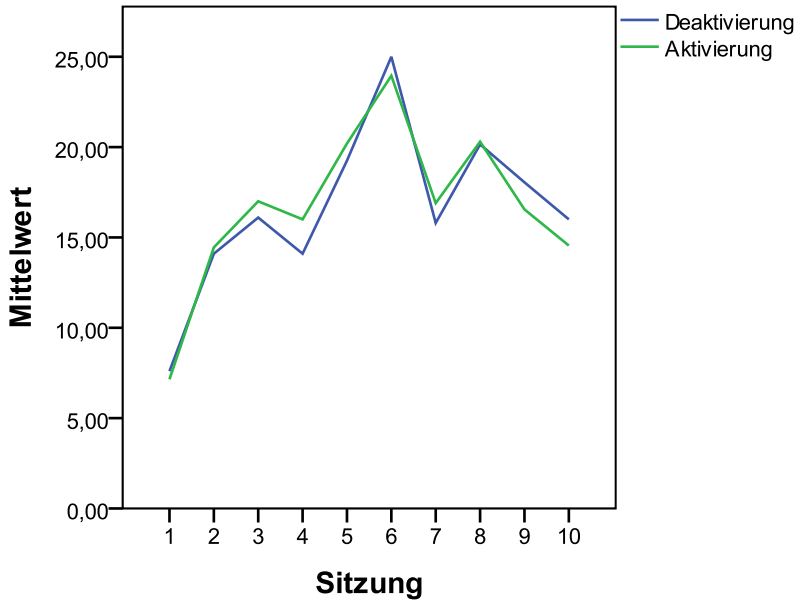
Abbildung 5 unten zeigt die mittleren Werte einerseits für die Aktivierungsphasen (grüne Linie), andererseits für die Deaktivierungsphasen (blaue Linie) über die 10 Sitzungen hinweg, wobei die x-Achse die einzelnen Sitzungen beinhaltet und die y-Achse die mittlere Aktivierung markiert. Es wurden hierbei die über Teil 1 und Teil 2 gemittelten Werte pro Sitzung und Phase zur Darstellung herangezogen. Auch hier wurden wieder die charakteristischen Verläufe für die beiden Phasen über die Sitzungen hinweg ersichtlich. Bis einschließlich zur 6. Sitzung nahm die Aktivierung in beiden Bedingungen fast kontinuierlich zu, erreichte in der 6. Sitzung ihren Höhepunkt und nahm danach beinahe ebenso kontinuierlich wieder ab.

Abbildung 5: Verlauf Aktivierung beider Versuchsbedingungen, Sitzungsteile zusammengefasst (N=3)



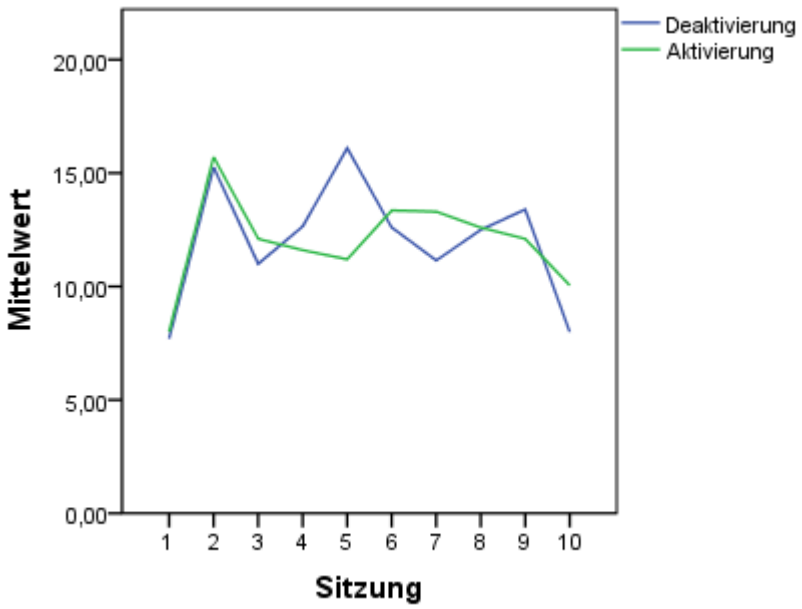
In den Abbildungen 6-8 unten ist der Verlauf der Aktivierung für jede der 3 Versuchspersonen gesondert dargestellt. Dabei wurden die Aktivierungswerte für beide Sitzungsteile zusammengefasst, jedoch gesondert für die beiden Versuchsbedingungen eingezeichnet.

Abbildung 6: Verlauf Aktivierung beider Versuchsbedingungen, Sitzungsteile zusammengefasst, Versuchsperson 1



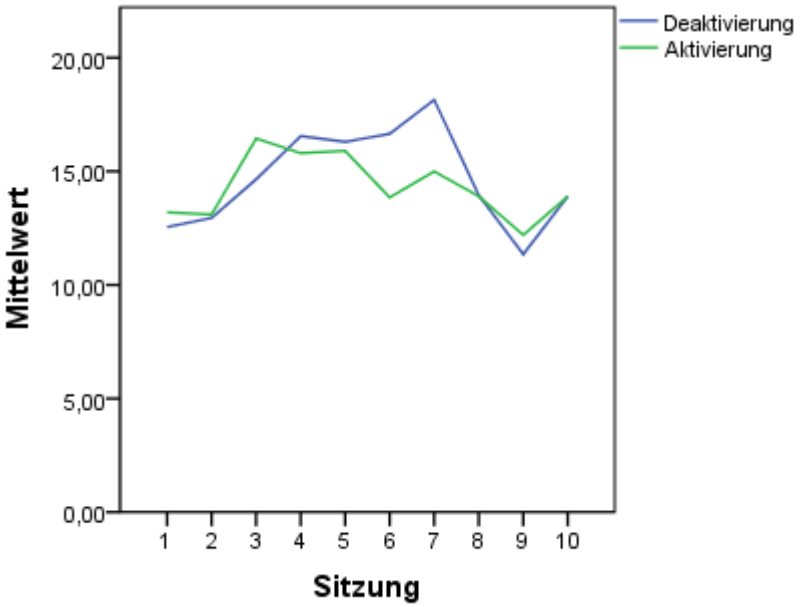
In Abbildung 6 ist der Aktivierungsverlauf von Versuchsperson 1 ersichtlich. In dieser Grafik ist sehr schön ersichtlich, dass eine beinahe kontinuierliche Zunahme des prozentualen Anteils der Aktivierung der *ROI* bis einschließlich zur 6.Sitzung erfolgte, ab der 6. Sitzung bis zur letzten Sitzung kam es wiederum zu einer Abnahme der *ROI*-Aktivierung. Den höchsten Wert erreichte Versuchsperson 1 in Sitzung 6 mit knapp 24 % Aktivierung, dies gilt auch für die Aktivierung in der Deaktivierungsbedingung. Den niedrigsten Wert an Aktivierung in der Deaktivierungsbedingung erreichte Versuchsperson 1 in Sitzung 1 (7,15 %). Sehr interessant hierbei ist der beinahe idente Verlauf der Aktivierung sowohl in der Aktivierungsbedingung als auch in der Deaktivierungsbedingung.

Abbildung 7: Verlauf Aktivierung beider Versuchsbedingungen, Sitzungsteile zusammengefasst, Versuchsperson 2



In Abbildung 7 ist der Verlauf der Aktivierung für beide Versuchsbedingungen von Versuchsperson 2 dargestellt. Das Maximum der *ROI*-Aktivierung in der Aktivierungsphase wurde hier bereits in Sitzung 2 mit einem Prozentsatz von 15,7 an Aktivierung erreicht. Nach der 2. Sitzung kam es zu einem unregelmäßig abnehmenden Trend. Die Aktivierung in den Deaktivierungsphasen verlief sehr unregelmäßig, wobei sie in der ersten und letzten Sitzung ihren Tiefpunkt erreichte. Den insgesamt höchsten Wert an Aktivierung erreichte Versuchsperson 2 in der Deaktivierungsbedingung der 5. Sitzung (16,1 %). Anders als bei Versuchsperson 1 stimmten die Aktivierungsverläufe während der beiden Versuchsbedingungen nur bis zur 3. Sitzung überein, danach verliefen beide relativ konträr. Die niedrigsten Aktivierungswerte erzielte Versuchsperson 2 in der Deaktivierungsbedingung der ersten sowie der letzten Sitzung mit jeweils knapp 8% an Aktivierung.

Abbildung 8: Verlauf Aktivierung beider Versuchsbedingungen, Sitzungsteile zusammengefasst, Versuchsperson 3



In Abbildung 8 ist der Verlauf der Aktivierung von Versuchsperson 3 dargestellt. Wie in dieser Grafik ersichtlich ist, hat die Aktivierung während der Aktivierungsbedingung bereits in der 3. Sitzung ihr Maximum (16,45 %) erreicht und nahm mit zunehmender Sitzungsanzahl wieder ab, jedoch nicht stetig. Die Aktivierung während der Deaktivierungsphasen hingegen nahm bis einschließlich zur 7.Sitzung fast stetig zu, fiel jedoch ab der 7. Sitzung wieder steil ab bis zur 9. Sitzung, wo die Aktivierung ihr Minimum (11,35 %) erreichte, um in der letzten Sitzung noch einmal leicht zuzunehmen. Auch Versuchsperson 3 erreichte den höchsten Aktivierungswert in der Deaktivierungsbedingung, nämlich jener von Sitzung 7 (18,15 %).

Abbildung 9: Mittelwert Aktivierung je Sitzung über Bedingungen und Sitzungsteile gemittelt (N=3)

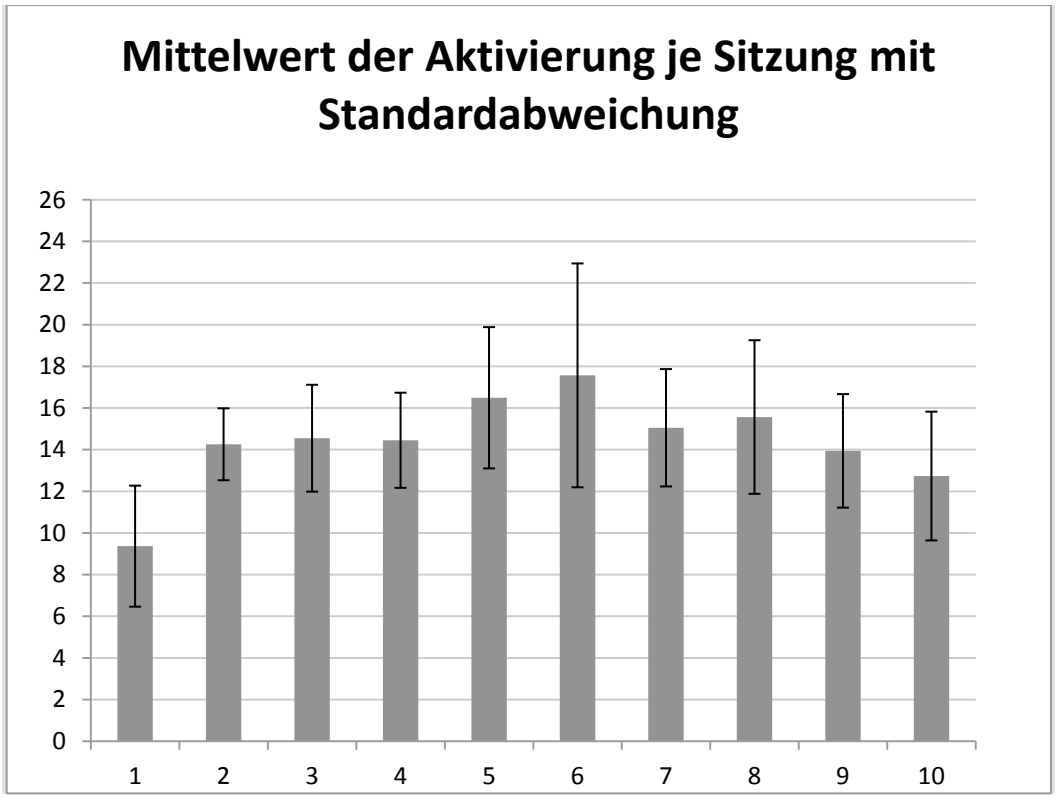


Abbildung 9 oben gibt die durchschnittlichen Aktivierungswerte der einzelnen Sitzungen wieder. Hierbei wurden die Aktivierungswerte jeweils beider Sitzungsteile und beider Versuchsbedingungen aller dreier Versuchspersonen zusammengefasst und gemittelt. Auf der x-Achse sind die einzelnen Sitzungen markiert (N=10), auf der y-Achse sind die mittleren Prozentwerte der Aktivierung eingezeichnet. Zusätzlich ist zu jedem Sitzungsmittelwert die entsprechende Standardabweichung eingezeichnet. In Sitzung 1 war die Gesamtaktivierung, über alle Bedingungen und Teile, am niedrigsten und nahm dann im Verlauf des Trainings langsam zu, wobei die Aktivierung in der 6. Sitzung ihr Maximum erreichte. Auch zu erkennen: in der 6. Sitzung streuten die Messwerte am meisten, während sich in Sitzung 2 die geringste Standardabweichung fand. Ab einschließlich der 7. Sitzung kam es wiederum zu einer Abnahme der Gesamtaktivierung. Betrachtet man zusätzlich die jeweiligen Standardabweichungen, so fällt auf, dass sich der Aktivierungswert von Sitzung 1

deutlich von den Sitzungen 2 und 5 unterscheidet. Die anderen Sitzungen ließen keine großen Unterschiede erkennen.

Test auf Normalverteilung der Daten

Der Kolmogorov-Smirnov-Test bei einer Stichprobe war nicht signifikant (p= 0,928), es konnte folglich für die Deaktivierungsphase von Teil 1 von einer Normalverteilung der Daten ausgegangen werden. Ebenso verhielt es sich für Teil 2, auch hier wurde kein signifikantes Ergebnis erzielt (p= 0,951), die Daten waren also normalverteilt. Auch die Werte der Aktivierungsphase waren in Teil 1 (p= 0,920), als auch in Teil 2 (p= 0,454) nicht signifikant. Basierend auf diesen Ergebnissen konnte also in allen 4 Teilstichproben von einer Normalverteilung der Daten ausgegangen werden.

Varianzanalyse mit Messwiederholung

Für die Varianzanalyse mit Messwiederholung wurde die Voraussetzung der Sphärizität angenommen, da der Mauchly-Test zu dessen Überprüfung nicht durchführbar war: dazu müssten mehr Versuchspersonen (n= 3) als Faktorausprägungen (k= 10 Sitzungen) vorhanden sein. Auch die Überprüfung der Normalverteilung pro Gruppe und Phase bei nur drei Versuchspersonen war nicht durchführbar. Das Signifikanzniveau für die Varianzanalyse mit Messwiederholung betrug 0,05.

Der Messwiederholungsfaktor wurde hier als Sitzung bezeichnet und hatte insgesamt zehn Faktorstufen. Zusätzlich wurde der Einfluss der Faktoren Sitzungsteil (Teil 1 und 2) und Phase (Aktivierungsbedingung, Deaktivierungsbedingung) mit jeweils zwei Faktorstufen untersucht. Auch

wurden die Wechselwirkungen der Faktoren Sitzung und Phase sowie von Sitzung und Teil untersucht.

Der Haupteffekt der Sitzung erwies sich als tendenziell signifikant (F= 2,352; df= 9; p= 0,059). Die Effektstärke, hier das partielle Eta², betrug 0,54. Das partielle Eta² wird definiert als die Quadratsumme des Effekts geteilt durch die Quadratsumme des Effekts und der dazugehörigen Quadratsumme des Fehlers. Ein partielles Eta² von 0,54 des Faktors Sitzung bedeutet, dass der Anteil der möglichen aufzuklärenden Varianz des Faktors Sitzung 54 % beträgt, wobei der Einfluss der anderen Faktoren auspartialisiert wurde. Das bedeutet, dass der Faktor Sitzung für 54 % jener Varianz in den Daten verantwortlich ist, die nicht durch die anderen Faktoren des Modells erklärt werden kann. Die beiden anderen Haupteffekte Phase und Sitzungsteil erwiesen sich beide (F= 0,585; df= 1; p= 0,524) bzw. (F=0,000; df=1; p= 0,997) als nicht signifikant. Die Wechselwirkung von Sitzung und Phase war ebenfalls nicht signifikant (F= 0,567; df= 9; p= 0,806). Auch die Wechselwirkung der Faktoren Sitzung und Teil erwies sich als nicht signifikant (F= 1,364; df= 9; p= 0,274).

Um den Einfluss des Messwiederholungsfaktors Sitzung genauer zu untersuchen, sprich welche Sitzungen sich signifikant unterschieden, wurden im Anschluss einfache Kontraste für den Faktor Sitzung berechnet. Hierbei wurde als Referenzkategorie die erste Sitzung gewählt und die restlichen Sitzungen wurden mit der ersten verglichen. Es wurde diese Art der Vergleiche gewählt, da wie in Abbildung 9 ersichtlich, die erste Sitzung den kleinsten gesamtdurchschnittlichen Aktivierungswert aufwies. Jedoch erwies sich keiner der Kontraste als signifikant. Einzig, die Aktivierung in Sitzung 4 (F=14,695, df= 1, p= 0,062) und in Sitzung 7 (F= 11,76, df= 1, p=0,076) war tendenziell größer als in Sitzung 1.

Friedman-Tests:

Es wurden insgesamt 4 Friedman-Tests berechnet für je N=3 Personen und k=10 Sitzungen. Dabei wurden die Daten folgender Gruppen untersucht: Deaktivierungsphase Teil1, Aktivierungsphase Teil1, Deaktivierungsphase Teil2, Aktivierungsphase Teil2

- Hinsichtlich der Deaktivierungsphase in Teil 1 wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Sitzungen gefunden (Chi^2= 11,405; df= 9; p= 0,249), die Nullhypothese wurde beibehalten. Das bedeutet folglich, dass es keine nennenswerten Unterschiede zwischen den einzelnen Sitzungen hinsichtlich der Aktivierung während der Deaktivierungsphase in Teil 1 gab.

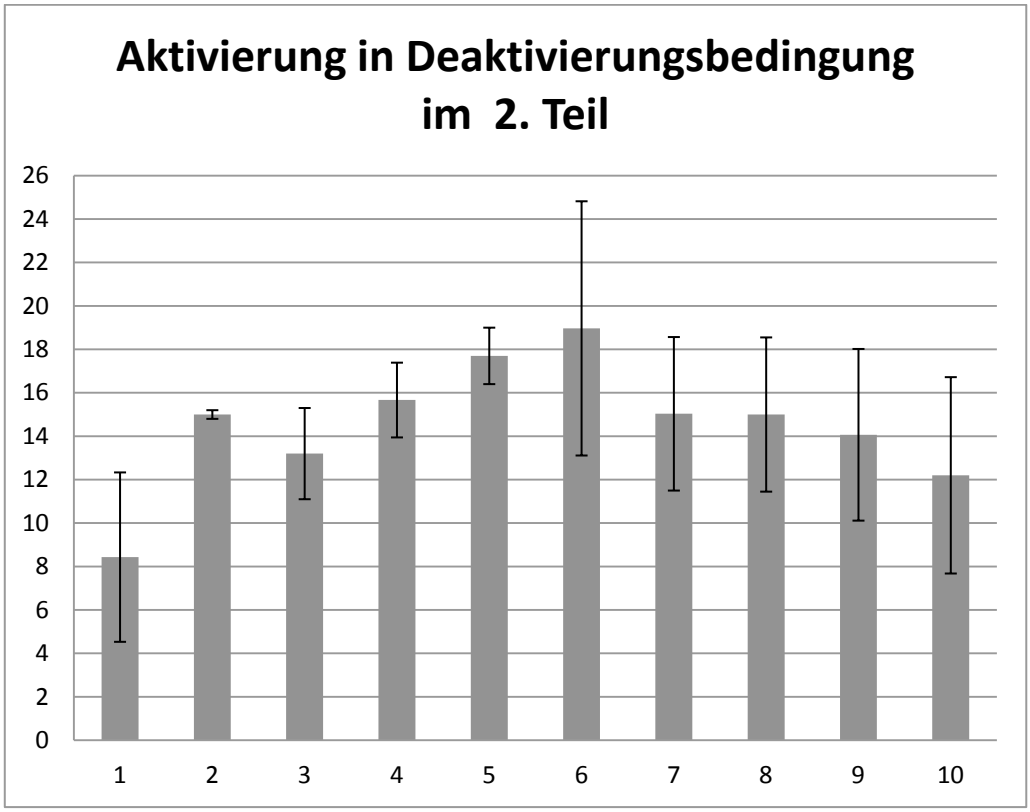
- Auch die Anwendung des Tests bei der Untersuchung von Unterschieden hinsichtlich der Aktivierung während der Aktivierungsphasen in Teil 1 über die einzelnen Sitzungen hinweg führte zu keinem signifikanten Ergebnis (Chi^2= 14,273; df= 9; p= 0,113), folglich wurde auch hier die Nullhypothese beibehalten. Die Aktivierungswerte in den Aktivierungsbedingungen von Teil 1 der einzelnen Sitzungen unterschieden sich nicht signifikant voneinander.

- Es konnten tendenziell signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Sitzungen hinsichtlich der Deaktivierungsphase in Teil 2 festgestellt werden (Chi^2= 16,834; df= 9; p= 0,051). Mittels des Friedmann Tests konnte jedoch lediglich festgestellt werden, ob sich die Deaktivierungsbedingungen des 2.Teils der einzelnen Sitzungen signifikant unterschieden, jedoch konnte keine Aussage darüber getroffen werden, welche Sitzungen genau sich signifikant unterschieden. Dazu wurden weitere post hoc Analysen durchgeführt, die im Anschluss weiter unten beschrieben werden.

- Die Aktivierungsphasen in Teil 2 der einzelnen Sitzungen unterschieden sich ebenfalls nicht signifikant voneinander (Chi^2= 9,692; df= 9; p= 0,376).

Demzufolge wurde auch hier die Nullhypothese beibehalten. Es gab also keine systematischen Unterschiede der Aktivierungsphasen in Teil 2 zwischen den einzelnen Sitzungen.

Abbildung 10: mittlere Aktivierungswerte in der Deaktivierungsbedingung in Teil 2 der einzelnen Sitzungen (N=3)



Wilcoxon-Signed –Rank-Tests für post-hoc Vergleiche

Um nun herauszufinden, zwischen welchen Sitzungen sich die Aktivierungswerte in der Deaktivierungsbedingung von Teil 2 dabei am meisten voneinander unterschieden, wurden 4 Wilcoxon-Signed-Rank-Tests post hoc durchgeführt. Und zwar wurden jene Sitzungen verglichen, welche grafisch betrachtet in Abbildung 10 oben und gemäß den deskriptiven Statistiken die größten Mittelwertunterschiede hinsichtlich der durchschnittlichen Aktivierung in der Deaktivierungsbedingung in Teil 2 aufwiesen. Demnach wies die erste Sitzung mit einem mittleren Aktivierungsprozentsatz von 8,4 % von allen Sitzungen den kleinsten Aktivierungswert auf, während die Werte der Deaktivierungsphasen der Sitzungen 2, 4, 5 und 6 (zwischen 15 - 18,97 %

Aktivierung) die höchsten Werte für Aktivierung aufwiesen Folglich wurde Sitzung 1 mit diesen vier Sitzungen jeweils einzeln verglichen. Aufgrund der Mehrfachvergleiche und damit einhergehendem Risiko einer Alpha-Fehler-Kumulierung wurde der Signifikanzwert nach Bonferroni angepasst und betrug 0,0125 für die vier Einzelvergleiche. Jedoch konnte auch bei diesen Einzelvergleichen kein signifikanter Unterschied zwischen den Sitzungen festgestellt werden. Kein Ergebnis (Z= -1,609, p= 0,109) wies einen Signifikanzwert unter 0,0125 auf, somit waren keine signifikanten Unterschiede zwischen der ersten Sitzung und den Sitzungen 2, 4, 5 und 6 feststellbar.

Ergebnisinterpretation und Diskussion

Ziel der vorliegenden Studie war es, das neuentwickelte Neurofeedbackprogramm im Rahmen einer experimentellen Studie zu testen. Folgende Frage war dabei von Interesse: Gelingt es den Probanden, mittels kinästhetischer Bewegungsvorstellung und der visuellen Rückmeldung der individuellen neuronalen Aktivität durch *BEM-based SMS-LORETA*, die Aktivität in den *ROI* zu verstärken und die Dauer dieser Aktivierung im Laufe des Trainings konstant zu erhöhen? Und gelingt es den Versuchspersonen in weiterer Folge, in der zweiten Versuchsbedingung, der Deaktivierungsphase, die Aktivität motorischer Areale gemäß der Instruktion zu minimieren.

Die Abbildungen 3-5 legen ähnliche Verläufe der Aktivierung, sowohl getrennt für beide Versuchsbedingungen, als auch für beide Sitzungsteile nahe. In allen drei Grafiken ist ein bis etwa zur Hälfte der Sitzungen zunehmender Wert der Aktivierung ersichtlich, der jedoch in der 2. Hälfte des Trainings wieder abnimmt. Dies gilt sowohl für beide Sitzungsteile während der zwei Versuchsbedingungen als auch für beide Versuchsbedingungen, wenn beide Sitzungsteile zusammengefasst wurden. Betrachtet man die Abbildungen 6 bis 8 der Aktivierung der einzelnen Versuchspersonen über die Sitzungen hinweg, so fällt auf, dass sich die individuellen Trainingsleistungen der drei Versuchspersonen erheblich unterschieden. Es ist kein übereinstimmender Verlauf erkennbar, was eher gegen einen übergreifenden Lerneffekt im Verlauf des Trainings spricht. Auch die Aktivierungsverläufe in den zwei Bedingungen entsprechen eigentlich nicht den Erwartungen. Denn, geht man von einem Lerneffekt durch das Training aus, so sollten sich die Aktivierungsverläufe für die beiden Versuchsbedingungen mit zunehmender Sitzungsanzahl verstärkt unterscheiden. Der Verlauf der Aktivierung während der Aktivierungsbedingungen sollte demgemäß stetig zunehmen, während die Aktivierung in der Deaktivierungsbedingung langsam abnehmen sollte. Diese erwarteten Verläufe sind allerdings bei keiner der drei Versuchspersonen erkennbar. Merkwürdig erscheint eher, dass die Aktivierung während der Deaktivierungsbedingung teils größer ist, als in der Aktivierungsbedingung. Ebenso merkwürdig erscheint der beinahe idente Verlauf

der Aktivierung während beider Versuchsbedingungen bei Versuchsperson 1. Diese lässt zwar zumindest bis zur 6. Sitzung eine kontinuierliche Zunahme der Aktivierung in der Aktivierungsbedingung erkennen, dies gilt jedoch auch für die Deaktivierungsbedingung.

Die Frage bezüglich der Effektivität des Neurofeedbackprogramms hinsichtlich einer korrekten Rückmeldung begrenzter kortikaler Aktivität lässt sich auch nach der statistischen Analyse der Daten nicht klar beantworten. In der Analyse mittels parametrischer Verfahren sowie nichtparametrischer Verfahren konnten zwar keine eindeutig signifikanten Ergebnisse ermittelt werden, aber es gab zumindest einen knapp nicht signifikanten Unterschied zwischen der Aktivierung in den einzelnen Sitzungen. In der Varianzanalyse mit Messwiederholung konnte gezeigt werden, dass der Faktor Sitzung einen nicht unwesentlichen Einfluss auf die Aktivierungswerte hatte, war er doch für immerhin 54% der Varianz der Aktivierungswerte verantwortlich, wenn der Einfluss der anderen Faktoren außer Acht gelassen wurde. Zu beachten ist allerdings, dass die durch den Messwiederholungsfaktor erklärte Varianz von 54 % sich nicht auf die Gesamtvarianz bezieht, sondern ausschließlich auf jene Varianz, welche nicht durch die anderen Faktoren dieses Modells erklärt wird.

Es gab also Unterschiede zwischen den Aktivierungswerten der einzelnen Sitzungen. Die im Anschluss durchgeführten post-hoc Analysen mittels einfacher Kontraste zur genaueren Untersuchung der tendenziell signifikanten Ergebnisse zeigte, dass die Aktivierung in den Sitzungen 4 und 7 tendenziell größer war als in Sitzung 1, allerdings lieferten die beiden Vergleiche auch keine tendenziell signifikanten Ergebnisse. Würde die Signifikanz dann auch noch nach Bonferroni korrigiert, so wären die Unterschiede eindeutig nicht signifikant. Auf dies wurde allerdings verzichtet. Die Tatsache, dass die post-hoc-Analyse nicht signifikant ausgefallen ist, hängt sicherlich zum Teil damit zusammen, dass post-hoc Analysen recht konservativ testen und es somit schwerer ist, signifikante Ergebnisse zu erhalten. Bei Betrachtung der Ergebnisse der nichtparametrischen Analyse konnten ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen den Sitzungen hinsichtlich der beiden Teile oder der beiden Versuchsbedingungen festgestellt werden. Die Werte der einzelnen Sitzungen unterschieden sich demnach nicht signifikant voneinander. Lediglich die Aktivierungswerte in den

Deaktivierungsbedingungen im 2. Teil der einzelnen Sitzungen unterschieden sich leicht. Die post-hoc Analyse mittels einzelner gezielter Wilcoxon-Tests brachte aber schließlich auch keine weiteren Ergebnisse hervor. Die in Abbildung 10 ersichtlichen Mittelwertsunterschiede erwiesen sich alle als nicht signifikant. Die Tatsache, dass es zu unterschiedlichen Ergebnissen bei der Auswertung mittels parametrischer Verfahren einerseits und nichtparametrischer Verfahren andererseits gekommen ist, ist wahrscheinlich auf die geringe Stichprobengröße zurückzuführen. Die paarweisen Vergleiche mittels nichtparametrischer Verfahren nach der Anova haben aufgrund des kleinen N zu wenig statistische Power, um signifikante Unterschiede aufzudecken. So bleibt denn auch die Beschreibung der Ergebnisse eher deskriptiv und die tendenziell signifikanten Ergebnisse sind denn auch eher mit Vorsicht zu genießen.

Die Ergebnisse aus den statistischen Analysen deuten auf einige Punkte hin:

- Aufgrund der Tatsache, dass es ab dem 6. Trainingstag wieder zu einer Abnahme der lokal begrenzten Aktivität in den *ROI* kam, scheint eine kürzere Trainingsdauer, beschränkt auf 5-6 Tage geeigneter zu sein. Die sinkenden Leistungswerte der letzten 5 Tage des Neurofeedbacktrainings könnten mit einer generellen Abnahme des Interesses, der Herausforderung, aber auch mit einer zunehmenden Frustration sowie Konzentrationsverlust zusammenhängen. Dies stimmt größtenteils auch mit den Befindlichkeitsbeschreibungen der Probanden überein. Diese berichteten unter anderem, dass sie des Öfteren das Gefühl hatten, ihre Bemühungen würden nicht richtig erkannt und folglich auch nicht entsprechend rückgemeldet. Mit zunehmender Trainingszeit machte sich teils eine leichte Frustration bemerkbar.

- Die Dauer einer einzelnen Sitzung scheint angemessen zu sein. Zumindest konnten bei Durchsicht der Ergebnisse keine signifikanten Unterschiede der Leistungen zwischen Teil 1 und Teil 2 der Sitzungen festgestellt werden, weder in der Aktivierungsbedingung noch in der Deaktivierungsbedingung.

- Die generelle Frage, ob Probanden mittels dieses Neurofeedbackprogramms in der Lage sind, eine Steigerung ihrer lokal begrenzten kortikalen Aktivität mittels visueller Rückmeldung und imaginativen Strategien zu erlernen und willentlich herbeizuführen, kann in dieser Studie nicht ausreichend beantwortet werden. Aber basierend auf den vorliegenden Ergebnissen, dürfte die Frage der Effektivität des Trainings eher mit einem Nein zu beantworten sein. Die großen Leistungsunterschiede der einzelnen Versuchspersonen und auch die Aktivierungsverläufe, die so gar nicht dem erwarteten Verlauf entsprachen, deuten eher darauf hin, dass es den Versuchspersonen nicht gelungen ist, dem Ziel einer zunehmenden bzw. abnehmenden Aktivierung entsprechend der jeweiligen Versuchsbedingung, näher zu kommen.

- Die Daten deuten darauf hin, dass es zu keinem Lerneffekt in der Deaktivierungsbedingung gekommen ist. Es konnte keine Abnahme der Aktivität der *ROI* in diesen Phasen im Verlauf des Trainings beobachtet werden. Dies könnte mit der Tatsache zusammenhängen, dass die zufällige Aktivierung der *ROI* an sich schon relativ gering ist, und eine weitere Abnahme kaum im Rahmen einer statistischen Signifikanzprüfung nachzuweisen wäre. Interessant und zugleich verwunderlich erscheint jedoch die relative Ähnlichkeit der Verlaufskurven der Aktivierungswerte während der beiden Versuchsbedingungen, dargestellt in Abbildung 5. Anstatt einer erwarteten Abnahme der Aktivität während der Deaktivierungsphase kommt es, ähnlich dem Verlauf in der Aktivierungsbedingung, sogar zu einer Zunahme der Aktivität, zumindest bis zur 6. Trainingseinheit. Möglicherweise hängt dies damit zusammen, dass die Versuchspersonen Mühe hatten, nach einer Phase der Aktivierung quasi „umzuschalten“ und anschließend das Gegenteilige, sprich eine Minimierung der Aktivierung zu bewerkstelligen. Die einzelnen abwechselnden Phasen während einer Trainingssitzung betrugen 25 Sekunden. Vielleicht wäre es angebracht, die Intervalldauer einer Versuchsbedingung zu verlängern und eventuell öfters kurze

Pausenintervalle in den Ablauf zu integrieren, um Überschneidungseffekte und Ermüdungseffekte zu vermeiden.

- Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen dem 1. Teil und dem 2. Teil der letzten Sitzung festgestellt werden, weder hinsichtlich der Aktivierungsbedingung noch hinsichtlich der Deaktivierungsbedingung. Da die Probanden im ersten Teil der 10. Sitzung noch Feedback über ihre Aktivierungswerte bekamen, der 2. Teil jedoch ein sogenannter Transfertrial war ohne Rückmeldung hinsichtlich der Leistung, kann angenommen werden, dass ein gewisser Lerneffekt stattgefunden hat. Hätte keine Übertragung des Erlernten stattgefunden, so hätte sich dies vermutlich in einer drastisch verminderten Aktivierungsleistung bemerkbar gemacht.

Trotz der Anwendung eines Modells mit Messwiederholungscharakter, das keiner allzu großen Stichprobe bedarf, dürfte die Stichprobe, bestehend aus nur drei Versuchspersonen als zu klein zu betrachten sein. Eine Stichprobe von mindestens fünf Versuchspersonen wäre in diesem Fall als angemessen zu erachten. Damit könnten möglicherweise die tendenziellen Effekte ($p < 0{,}10$) auch auf dem üblichen Signifikanzniveau von 0,05 nachgewiesen werden. Da aber das Budget beschränkt war, konnten auch nicht mehr Versuchspersonen rekrutiert werden. Fraglich ist, ob Versuchspersonen auch mit weniger Aufwandsentschädigung zur Teilnahme motiviert werden können, da die Untersuchung sich doch als relativ zeitintensiv und anstrengend erwies. Die Studie erforderte nämlich eine zumindest vier-wöchige regelmäßige Anwesenheit und war auch mit einigem organisatorischen Aufwand für die Versuchsteilnehmer verbunden. Ohne finanzielle Aufwandsentschädigung wird sich eine Studie wie diese deshalb kaum durchführen lassen. Ein weiteres Problem bezüglich der untersuchten Stichprobe existiert in der ausschließlich aus Frauen bestehenden Stichprobe. Zukünftige Untersuchungen sollten folglich nicht nur die Zahl an Probanden erhöhen, auch sollte auf eine ausgeglichene Geschlechtsverteilung innerhalb der Stichprobe geachtet werden zwecks größerer Repräsentativität.

Die Sichtung der Selbsteinschätzungen der Probanden hinsichtlich ihrer Vorstellungsfähigkeit brachte keine nennenswerten Ergebnisse zu Tage. So war bei Betrachtung der Testergebnisse und der jeweils erzielten gesamtdurchschnittlichen Aktivierung kein wirklicher Zusammenhang erkennbar. Zwei der drei Versuchspersonen schätzten ihre eigene Fähigkeit zur kinästhetischen Vorstellung vor dem Training als eher gering ein, jedoch zum zweiten Testzeitpunkt schätzten sie ihre Fähigkeit höher ein. Während die eine Versuchsperson jene mit dem höchsten gesamtdurchschnittlichen Aktivierungswert in der Aktivierungsbedingung war, wies die zweite Versuchsperson den niedrigsten Aktivierungsmittelwert auf. Bei der 3. Versuchsperson verhielt es sich umgekehrt. Jedoch ist anzumerken, dass es sich hierbei um subjektive Urteile handelt und dies nicht zwangsweise etwas über die tatsächliche Fähigkeit kinästhetischer Bewegungsvorstellung aussagt.

Trotzdem brachte diese Analyse einige interessante Erkenntnisse zutage, die für zukünftige Untersuchungen nützlich sein könnten. Wie in den Ergebnissen ersichtlich wurde, konnte nur während der ersten fünf bis sechs Sitzungen eine annähernd konstante Steigerung der Aktivität der *ROI* festgestellt werden. Zudem wäre es im Nachhinein betrachtet auch sinnvoller, wenn die Versuchsbedingungen dahingehend geändert werden, dass die überschwellige Aktivität von Arealen mit unterschiedlichen Aufgabenbereichen durch die Anwendung speziell danach ausgerichteter Strategien mit klar definierten Instruktionen trainiert würde. So könnte eine zweite Versuchsbedingung darin bestehen, sich emotionaler Inhalte zu bedienen, um eine überschwellige Aktivierung der Insula zu trainieren. Dies ist einer Bedingung, die die willentliche Deaktivierung von spezifischen Arealen zum Inhalt hat, wahrscheinlich vorzuziehen, Auch die Ergebnisse der Daten in der Deaktivierungsbedingung deuten darauf hin, dass von dieser Versuchsanordnung Abstand zu nehmen ist.

Eine weitere Überlegung zur Verbesserung der Versuchsbedingungen könnte darin bestehen, nicht nur im 2. Teil der letzten Sitzung ein Transfertrial einzurichten, sondern zusätzlich im 2. Teil der ersten Sitzung sowie einer weiteren Sitzung zwischen diesen beiden Zeitpunkten, etwa der 5. Sitzung, einzurichten. Mit diesem Schritt könnte der Lerneffekt durch das Feedback noch besser dargestellt werden. Ein weiterer Grund für die widersprüchlichen Ergebnisse besteht möglicherweise darin, dass die Probanden sich unbewusst vielleicht mehr einer externen, visuellen

Vorstellungsstrategie bedienten. Da bei Anwendung dieser Strategie bevorzugt visuelle kortikale Areale und weniger motorische Anteile aktiv sind, welche nicht mit der a priori bestimmten *ROI* übereinstimmen, könnte dies zu einer verminderten Aktivierung der *ROI* geführt haben. Auch Untersuchungen mit mentalen Rotationsaufgaben deuten darauf hin, dass die rein visuelle mentale Vorstellung von Bewegung nicht zu einer nachweisbaren Aktivierung von motorischen Arealen geführt hat (Kosslyn et al., 2001). Da das rein visuelle Vorstellen von Bewegungen im Vergleich die leichtere, intuitivere Strategie ist, könnten die Probanden sie unbewusst vermehrt angewendet haben. Ein grundsätzliches Problem besteht auch in den großen interindividuellen Unterschieden der Ausprägung der kinästhetischen Vorstellungsfähigkeit. Nicht jeder verfügt über dieselbe Fähigkeit, sich Bewegungen aus Sicht der ersten Person intensiv vorzustellen und es nimmt schon ein wenig Zeit in Anspruch, die schwerere Methode der kinästhetischen Vorstellung anzuwenden. Den Testpersonen dieser Studie wurde einmal zu Beginn sowie nach Abschluss des Trainings der *VMIQ-2*, ein Fragebogen zur Selbsteinschätzung der eigenen Fähigkeit, sich Bewegungen vorzustellen, zur Bearbeitung vorgelegt. Die Auswertung des *VMIQ-2* offenbarte zwar diesbezüglich keinen wirklichen Zusammenhang zwischen der Selbsteinschätzung der Probanden und der erbrachten Leistung im Training, sprich einer gesteigerten Aktivierung in der Aktivierungsbedingung im Trainingsverlauf, aber es besteht ja wie weiter oben schon angeführt auch die Möglichkeit einer gewissen Diskrepanz zwischen der Selbsteinschätzung und der tatsächlichen Fähigkeit zur kinästhetischen Vorstellung. Möglicherweise hatten die Probanden auch zu wenig Zeit zur Verfügung, um ein erfolgreiches Anwenden der Strategie zu gewährleisten. Deshalb wäre es vielleicht von Vorteil, vor Beginn der Untersuchung die Vorstellung kinästhetischer Inhalte mit den Versuchspersonen zu trainieren.

Ein anderer oftmals unterschätzter Faktor stellt die möglicherweise ablenkende Wirkung von visuell aufbereitetem Feedback dar. Obwohl Wert darauf gelegt wurde, ein schlichtes und folglich nicht allzu vereinnahmendes visuelles Feedback zu gestalten, lässt sich nicht leugnen, dass trotzdem die konkurrierende Aktivität des visuellen Kortex während des Versuches ebenfalls zu Aktivierungsverschiebungen geführt haben könnte. Eventuell müsste auch eine Änderung des Schwellenwertes diskutiert werden, welcher als Maß für eine überschwelligen Aktivierung diente. Wie

Halsband & Lotze (2006) in ihrem Review ausführen, könnte dies wie auch in anderen Studien dazu geführt haben, dass die Aktivität der motorischen Areale bei Vorstellung von Bewegung nicht entsprechend erfasst werden konnte. Die beiden Autoren gehen davon aus, dass ein zu konservativ angesetzter Schwellenwert dazu geführt haben könnte, dass geringe Aktivierungen unerkannt blieben. Zahlreiche Studien konnten nämlich nachweisen, dass die Aktivität motorischer Areale bei Bewegungsvorstellung deutlich geringer ist als bei tatsächlich ausgeführten Bewegungen, nämlich ungefähr 30-50 % der Aktivierung (vgl. Miller et al., 2009; Lotze & Halsband, 2006).

Im Gegensatz zu vielen anderen Bewegungsvorstellungsexperimenten (vgl. hierzu Lotze et al., 1999, Gerardin et al., 2000) wurde in dieser Studie auf eine Kontrolle der *EMG*-Aktivität von an der Vorstellung beteiligten Muskeln mittels Elektroden verzichtet. Dies stellt einen grundlegenden Schwachpunkt dieser Studie dar, da somit nicht ausgeschlossen werden kann, dass eine Aktivierung der motorischen kortikalen Areale durch tatsächlich ausgeführte Bewegung und nicht durch Vorstellung von Bewegungen erreicht wurde. Dieses Manko war zwar von Anfang an wohl bewusst, jedoch war es leider nicht möglich, zusätzliche *EMG*-Elektroden anzubringen, da dies die beschränkte Kapazität der Elektrodenbrause überstiegen hätte. Allerdings wurde, um solche Artefakte zu verhindern, zu Beginn der Untersuchung den Versuchspersonen verdeutlicht, dass Bewegungen während der Versuchsbedingungen die Ergebnisse verfälschen würden. Deshalb wurde an sie appelliert, sich während der Ableitungen nicht zu bewegen. Dies konnte von den Versuchsleitern teilweise über eine Webcam im Versuchsraum kontrolliert werden, jedoch nicht über die gesamte Zeit hinweg, da auch andere Werte wie etwa die Bestandspotentiale im Auge behalten werden mussten. Ebenso könnte es sich hierbei auch um Bewegungen gehandelt haben, welche mit bloßem Auge nicht sichtbar sind und nur mittels *EMG* nachweisbar gewesen wären. Auch kleinste Bewegungen, beispielsweise der Gesichtsmuskulatur, könnten für die gefundene Aktivierung verantwortlich gewesen sein. Allerdings wäre eine Kontrolle unmöglich, da gemäß Instruktion eine Vielzahl an Bewegungen mental vollführt wurde und nicht jede involvierte Muskelgruppe überprüfbar ist. Alternativ wäre deshalb auch ein Feedbacksystem denkbar, welches der Versuchsperson neben den gewünschten, zu verändernden Parametern zusätzlich Rückmeldung über die *EMG*- sowie *EOG*-

Aktivität gibt, sodass der Proband lernt, diese Aktivität gleichzeitig zu unterdrücken. Realisiert wurde dies beispielsweise in einer Neurofeedbackstudie von Congedo et al. (2004) und die Autoren berichten, dass die Versuchspersonen bereits nach der ersten Sitzung die *EOG*- und *EMG*-Aktivität soweit minimieren konnten, dass sie auf ein tragbares Maß reduziert wurde. Kritisch anzumerken ist hierbei allerdings, dass manche Versuchspersonen dadurch zu stark abgelenkt werden könnten von eigentlich interessierenden Parametern, dass also zu viele Reize gleichzeitig zu beachten sind und sich dies negativ auf die Leistung auswirken kann. Denkbar wäre auch eine Versuchsanordnung, im Rahmen derer die Versuchspersonen zuerst lernen, ihre *EMG*-Aktivität erfolgreich zu verändern, sprich zu minimieren, und erst nach dieser erfolgreichen *EMG*-Manipulation mit dem eigentlichen Neurofeedbacktraining begonnen wird.

Neben den bereits oben angeführten kritischen Punkten ist zusätzlich noch das Fehlen einer Kontrollgruppe anzuführen. Dabei sollte die Kontrollgruppe exakt dieselben Instruktionen und Versuchsbedingungen erfahren wie die Versuchsgruppe, allerdings mit dem Unterschied, dass die Kontrollgruppe nur ein zufälliges Feedback erhält, das nicht in Zusammenhang mit der tatsächlichen Leistung der Probanden steht. Nur so könnte eindeutig auf einen Effekt des Neurofeedbacks geschlossen werden. Allerdings konnte auch dies in der vorliegenden Studie aus finanziellen Gründen nicht realisiert werden. Da es sich in der vorliegenden Studie um eine Pilotstudie handelte und das Neurofeedback-Programm in dieser Form bisher noch in keiner experimentellen Untersuchung Anwendung gefunden hat, wurde bewusst auf eine Kontrollgruppe verzichtet. Das vorrangige Ziel der Studie bestand lediglich darin, zu untersuchen, ob es denn überhaupt zu nachweisbaren Aktivierungsveränderungen in den umschriebenen kortikalen Arealen im Laufe des Trainings kommen würde. Nachfolgend wird eine Studie beschrieben, welche dies umsetzen konnte und eine Kontrollgruppe einrichtete und sich eine optimierte Technik des Neurofeedback zunutze machte.

Im Folgejahr 2011 führten Bauer, Sailer & Pllana (2011) eine *Single Trial*-Studie durch, in der sie sich ebenfalls des *BEM-basierten SMS-Loreta* bedienten und konnten damit gute Erfolge erzielen. Im Unterschied zur vorliegenden Studie, bei welcher es sich um ein kontinuierliches Feedback handelte, wurden in dieser Studie nach Stimuluspräsentation zu je drei Zeitpunkten die Aktivität anhand von evozierten

Potentialen erfasst und rückgemeldet. Den Probanden wurden Zeichnungen von spezifischen Handlungen (Gehen, Singen, Tanzen) auf einen Bildschirm projiziert. Aufgabe der Probanden war es nun, die Aktivität innerlich für die Dauer von drei Sekunden zu benennen, also ohne dabei die Bezeichnung der Aktivität laut auszusprechen. Die Studie umfasste insgesamt sieben Sitzungen, die sich wiederum in zwei Sitzungsteile gliederten und jede Sitzung umfasste 120 Trials. Die vorab definierten *ROI* bestanden hierbei aus den Brodmannarealen *BA6*, *21*, *22, 40, 44* und *45* der linken Hemisphäre. Dabei erhielten die Versuchspersonen ebenso visuelles Feedback über das Gelingen ihrer Bemühungen. Zusätzlich zur Versuchsgruppe wurde eine Kontrollgruppe untersucht, die sich einzig darin von der Versuchsgruppe unterschied, dass das erhaltene Feedback zufällig generiert wurde und nichts mit ihrer tatsächlichen Leistung zu tun hatte. Untersucht und rückgemeldet wurden Frequenz und Intensität der *ROI*-Aktivierung der Probanden im Verlauf des Trainings. Die Probanden der Versuchsgruppe erreichten im Durchschnitt eine 20-prozentige Zunahme der Frequenz der *ROI*-Aktivierung, auch die Intensität der *ROI*-Aktivierung erfuhr eine Steigerung von 16 % im Laufe des Trainings, während die Werte der Kontrollgruppe, die kein Feedback erhielt, sich nicht wesentlich änderten. Damit konnten die Autoren die Wirksamkeit der entwickelten Software eindrucksvoll unter Beweis stellen. Diese Studienergebnisse stimmen optimistisch hinsichtlich der Nutzbarkeit des *EEG*-basierten *Local Brain Activity*-Neurofeedbackverfahrens.

Abschließend lässt sich festhalten, dass *EEG*-basiertes Neurofeedback eine durchaus vielversprechende Anwendung darstellt, vor allem hinsichtlich dem Nutzen in der klinischen Praxis zur Behandlung von neuronalen Folgeschäden verursacht durch z. B. Schlaganfälle oder zur Behandlung von Phantomschmerzen bei Menschen mit amputierten Gliedmaßen. Dabei sind neben der finanziellen Attraktivität von *EEG* besonders die einfachere Anwendung sowie die Überlegenheit hinsichtlich der zeitlichen Auflösung im Vergleich zu anderen Neurofeedbackverfahren (vgl. *real-time-fMRI*-Neurofeedback) hervorzuheben. Um jedoch das Neurofeedback von vorgestellten, motorischen Inhalten effektiver zu gestalten, sind wie bereits weiter oben angeführt, einige grundlegende Dinge zu beachten.

Zusammenfassung

Inhalt der vorliegenden Arbeit war es, mittels eines von Dr. Bauer und Dr. Pllana entwickelten Programmes dem Probanden seine über Elektroden abgeleitete und online analysierte Hirnaktivität mitzuteilen, sodass der Proband die Möglichkeit hat, erwünschte lokale Hirnaktivität gezielt zu steigern. Die Gebiete, deren überschwellige Aktivierung dabei rückgemeldet wurde, umfassten die für die Körpermotorik verantwortlichen Brodmannareale *BA4* und *BA6*. Dabei wurde dem Probanden über einen Bildschirm ein einfaches visuelles Signal in Form eines Quadrates übermittelt, welches je nach Intensität der gemessenen Aktivierung die Farbe änderte. Die Probanden sollten nun einerseits versuchen, mittels der Vorstellung der Durchführung von sportlichen Aktivitäten wie etwa Klettern, Gymnastik oder Laufen die lokale Hirnaktivität in *BA4* und *BA6* gezielt zu steigern und andererseits während der 2. Versuchsbedingung, diese überschwellige Aktivierung gezielt zu minimieren, indem sie nicht-motorische kognitive Aufgaben wie Rechnen etc. durchführen sollten. Dazu wurde alle 60 msec die kortikale Aktivierung analysiert und den Probanden gemäß vorher beschriebener Form rückgemeldet Der Versuch erstreckte sich über 10 Sitzungen, wobei jede Sitzung in zwei jeweils zehn Minuten lange Teile gegliedert war, die durch eine kurze Erholungspause getrennt waren. Der zweite Teil der letzten Sitzung war ein sogenannter Transfertrial, bei dem die Probanden keine Rückmeldung über ihre Leistung erhielten, um zu kontrollieren, ob das Gelernte auch verinnerlicht wurde und ein übergreifender Lernprozess stattgefunden hatte. Die beiden Versuchsbedingungen (Aktivierung/Deaktivierung) hatten jeweils eine Dauer von 25 Sekunden und wechselten sich im Laufe einer Sitzung stetig ab. Vor und nach Durchführung des Versuchs wurde den Probanden der *VMIQ*-2 zur Erfassung der individuellen Vorstellungsfähigkeit (visuell intern/extern, kinästhetisch) zur Bearbeitung vorgelegt. Es konnte kein signifikanter Effekt der Trainingssitzungen einerseits auf die Aktivierung als auch der Sitzungsteile oder der Versuchsbedingungen andererseits auf die Aktivität der *ROI* festgestellt werden. In beiden Versuchsbedingungen kam es zu einer Zunahme der überschwelligen Aktivierung der *ROI*, dies jedoch nur bis einschließlich der 6.Sitzung. Danach war in beiden Versuchsbedingungen ein

rückläufiger Trend beobachtbar. Zwar wurde ein tendenzieller Einfluss des Messwiederholungsfaktors gefunden, jedoch brachten post-hoc Analysen keine weiteren Ergebnisse. Auch ein Zusammenhang zwischen der individuellen Selbsteinschätzung der eigenen Vorstellungsfähigkeit und des gesamtdurchschnittlichen Aktivierungswertes konnte nicht nachgewiesen werden.

Abstract

A broad range of psychological disorders and impaired cognitive abilities are caused by malfunctioning of cortical areas. New treatment designs evolved as alternatives to medical treatment, which was often accompanied by undesired side effects. Neurofeedback is one of them and the results of studies analyzing the effects of neurofeedback treatment on various disorders are highly promising. However, only few studies exist examining the effects of locally restricted neurofeedback training which could be used e.g. in the rehabilitation of stroke patients. Thus, the goal of the present study was to examine the effects of *EEG*-based neurofeedback training on locally restricted cortical areas, namely the Brodmann areas 4 and 6. Participants were asked to learn to control their cortical activity in order to increase activation in these areas by using kinesthetic imagination techniques and by integrating the immediate online feedback of their individual cortical activity delivered as visual stimuli on a screen. During the second test condition subjects were instructed to minimize cortical activity of Brodmann areas 4 and 6 by using cognitive techniques not related to movement. The training consisted of ten sessions each session was divided in two parts which had a duration of ten minutes. A single session lasted for about two hours on average including preparation and post processing. Slight significant effects of the training could be found in statistical analysis, which were conducted using both parametric and nonparametric methods. Further post-hoc analysis couldn`t confirm the significant tendencies. Also the examination of the *VMIQ-2*, which was administered at the beginning as well as after completion of the training revealed no relation between training performance and self-assessment on the ability of kinesthetic movement imagery. Although the results of the current study were not overwhelming, which was partly due to the small sample size, results of subsequent studies indicated the positive effects of locally restricted neurofeedback training and more research should be undertaken in order to shed light on the mechanisms underlying neurofeedback training.

Anhang

Literaturverzeichnis

Bauer, H., Plana, A. (2008). Localisation of Simultaneous Multiple Sources using SMS-Loreta. ArXiv:0806.4845v1[q-bio.QM], 2 Juli [1], http://arxiv.org/list/q-bio.QM.

Bauer, H., Lamm, C., Holzreiter, S., Holländer, I., Leodolter, U., & Leodolter, M. (2000). Measurement of 3D electrode coordinates by means of a 3D photogrammetric head digitizer. *Neuroimage*, *11*(5), S461.

Bauer, H. & Pllana, A. (2011). BEM-based SMS-LORETA-an advanced method to localize multiple simultaneously active sources in the cerebral cortex. *arXiv preprint arXiv:1106.2679*.

Bauer, H., Plana, A., Sailer, U. (2011). The EEG-based local brain activity (LBA-) feedback training. *Activitas Nervosa Superior Rediviva*. Volume 53(3) 107-113.

Brass, M., Bekkering, H., & Prinz, W. (2001a). Movement observation affects movement execution in a simple response task. *Acta psychologica*, *106*(1), 3-22.

Brass, M., Zysset, S., von Cramon, Y.D. (2001b)The Inhibition of Imitative Response Tendencies. *NeuroImage* 14**,** 1416–1423.

Cannon, R., Lubar, J., Congedo, M., Thornton, K., Towler, K., & Hutchens, T. (2007). The effects of neurofeedback training in the cognitive division of the anterior cingulate gyrus. *International Journal of Neuroscience*, *117*(3), 337-357.

Caria, A., Veit, R., Sitaram, R., Lotze, M., Weiskopf, N., Grodd, W., Birbaumer, N. (2007). Regualtion of anterior insular cortex activity using real-time fMRI. *NeuroImage* (35) 1238-1246

Cohen, M. S., Kosslyn, S. M., Breiter, H. C., DiGirolamo, G. J., Thompson, W. L., Anderson, A. K., & Belliveau, J. W. (1996). Changes in cortical activity during mental rotation A mapping study using functional MRI. *Brain*, *119*(1), 89-100.

Congedo, M., Lubar, J.F., Joffe, D. (2004). Low-Resolution Electromagnetic Tomography Neurofeedback. IEEE Transactions of Neural Systems and Rehabilitation Engineering (12) 387-397

Congedo, M., Cannon, R., Lubar, J., Hutchens, T. (2009). Differentiating a Network of Executive Attention: Loreta Neurofeedback in Anterior Cingulate and Dorsolateral Prefrontal Cortices*. International Journal of Neuroscience* (119) 404-441

Decety, J., Perani, D., Jeannerod, M., Bettinardi, V., Tadary, B., Woods, R., ... & Fazio, F. (1994). Mapping motor representations with positron emission tomography. *Nature* 371, 600 – 602

Decety, J., & Jeannerod, M. (1995). Mentally simulated movements in virtual reality: does Fitt's law hold in motor imagery?. *Behavioural brain research*, *72*(1), 127-134.

Decety, J. (1996). Do imagined and executed actions share the same neural substrate?. *Cognitive brain research*, *3*(2), 87-93.

Decety, J. (1996). The neurophysiological basis of motor imagery. *Behavioural brain research*, *77*(1), 45-52.

Decety, J. (1996). Do imagined and executed actions share the same neural substrate? *Cognitive Brain Research* (3) 87-93

deCharms, R. C., Christoff, K., Glover, G. H., Pauly, M. J., Whitfield, S. & Gabrieli, J. D. E. (2004). Learned regulation of spatially localized brain activation using real-time fMRI. *NeuroImage, 21*, 436-443.

deCharms, R. C., Maeda, F., Glover, G. H., Ludlow, D., Pauly, J. M., Soneji, D., Gabrieli, J. D. E. & Mackey, S. C. (2005). Control over brain activation and pain learned by using real-time functional MRI. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA, 102* (51),18626-31.

Dechent, P., Merboldt, K-D.,Frahm, J. (2004). Is the human primary motor cortex involved in motor imagery? *Cognitive Brain Research* (19) 138-144

Ehrsson, H.H., Geyer, S., Naito, E. (2003). Imagery of Voluntary Movement of Fingers, Toes, and Tongue Activates Corresponding Body-Part-Specific Motor Representations. *Journal of Neurophysiology* (90) 3304-3316

Farah, M. J. (1984). The neurological basis of mental imagery: A componential analysis. *Cognition*, *18*(1), 245-272.

Fitts, P.M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movements. *Journal of Experimental Psychology*, 47, 381-391.

Fadiga, L., Fogassi, L., Pavesi, G., Rizzolatti**,** G. (1995). Motor facilitation during action observation: a magnetic stimulation study. *J Neurophysiol June 1, 73:(6) 2608-2611*

Ganis, G., Keenan, J. P., Kosslyn, S. M., & Pascual-Leone, A. (2000). Transcranial magnetic stimulation of primary motor cortex affects mental rotation. *Cerebral Cortex*, *10*(2), 175-180.

Gerardin,E., Sirigu, A., Lehéricy, S., Poline, J.B.,Gaymard, B., Marsault, C., Agid, Y., Le Bihan, D. (2000). Partially Overlapping Neural Networks for Real and Imagined Hand Movements *Cereb. Cortex 10(11):* 1093-1104

Guillot, A., Collet, C. (2005). Contribution from neurophysiological and psychological methods to the study of motor imagery. *Brain Research Reviews* (50) 387-397

Guillot, A., Collet, C. (2005). Contribution from neurophysiological and psychological methods to the study of motor imagery. *Brain Research Reviews* (50) 387-397#

Jeannerod, M. (1995). Mental Imagery in the Motor Context. *Neuropsychologia* (33) 1419-1432

Jeannerod, M., & Decety, J. (1995). Mental motor imagery: a window into the representational stages of action. *Current Opinion in Neurobiology*, *5*(6), 727-732.

Jeannerod, M., & Decety, J. (1995). Mental motor imagery: a window into the representational stages of action. *Current Opinion in Neurobiology*, *5*(6), 727-732.

Jeannerod, M., Frak, V. (1999). Mental imaging of motor activity in humans. *Current opinion in Neurobiology* (9) 735-739

Jeannerod, M. (2001). Neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition. *NeuroImage*, *14*(1 Pt 2), S103.

Jeannerod, M. (2006). *Motor cognition: What actions tell the self* (No. 42). Oxford University Press.

Hämäläinen, M. S., & Ilmoniemi, R. J. (1984). *Interpreting measured magnetic fields of the brain: estimates of current distributions*. Helsinki University of Technology, Department of Technical Physics.

Kosslyn, S. M., Ganis, G., & Thompson, W. L. (2001a). Neural foundations of imagery. *Nature Reviews Neuroscience*, *2*(9), 635-642.

Kosslyn, S. M., Thompson, W. L., Wraga, M. & Alpert, N. M. (2001).Imagining rotation by endogenous versus exogenous forces: distinct neural mechanisms. *Neuroreport* 12, 2519–2525

Lacourse, M.G., Orr, E.L.R., Cramer, S.C., Cohen. M.J. (2005). Brain activation during execution and motor imagery of novel and skilled sequential hand movements. *NeuroImage* (27) 505-519

Lavric, A., Pizzagalli, D. A., & Forstmeier, S. (2004). Short Communication: When 'go' and 'nogo' are equally frequent: ERP components and cortical tomography. *European Journal of Neuroscience*.

Lotze, M., Montoya, P., Erb, M., Hülsmann, E., Flor, H., Klose, U., ... & Grodd, W. (1999). Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements: an fMRI study. *Journal of cognitive neuroscience*, *11*(5), 491-501.

Lotze, M., Halsband, U. (2006). *Motor Imagery. Journal of Neurophysiology* (99) 386-395

Lotze M. (2011). Zerebrale Repräsentation von Bewegung. *neuroreha*; 1: 10–17

MacIver, K., Lloyd, D. M., Kelly, S., Roberts, N., & Nurmikko, T. (2008). Phantom limb pain, cortical reorganization and the therapeutic effect of mental imagery. *Brain*, *131*(8), 2181-2191.

Mayer, J., & Hermann, H. D. (2011). *Mentales Training:[Grundlagen und Anwendung in Sport, Rehabilitation, Arbeit und Wirtschaft]*. Springer DE.

Michel, M.C., Murray, M.M., Lantz, G., Gonzalez, S., Spinelli, L., Grave de Peralta, R. (2004). EEG source imgaging. *Clinical Neurophysiology* (115) 2195-2222

Miller, K. J., Schalk, G., Fetz, E. E., den Nijs, M., Ojemann, J. G., & Rao, R. P. (2010). Cortical activity during motor execution, motor imagery, and imagery-based online feedback. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *107*(9), 4430-4435.

Milton, J., Small, S.L., Soldkin, A. (2008). Imaging motor imagery: Methodological issues related to expertise. Methods (45)336-341

Munzert, J., Lorey, B., Zentgraf, K. (2009). Cognitive motor processes: The role of motor imagery in the study of motor representations. *Brain Research Reviews* (60) 306-326

Mulert, C., Jager, L., Schmitt, R., Bussfeld, P., Pogarell, O., Moller, H.-J., Juckel, G. & Hegerl, U. (2004) Integration of fMRI and simultaneous EEG: towards a comprehensive understanding of localization and time-course of brain activity in target detection.*Neuroimage*,22, 83–94

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.*Cognitive Brain Research* (25) 668-677

Neuper, C., Scherer, R., Wriessnegger, S., Pfurtscheller, G. (2009). Motor imagery and action observation: Modulation of sensimotor brain rhythms during mental control of a brain-computer interface. *Clinical Neurophysiology*. (120) 239-247

Pascual-Marqui, R.D. (2002). Standardized low-resolution brain electromagnetic tomography (sLORETA): technical details, Methods Find. *Exp. Clin. Pharmacol*., 24D:5-12.

Pascual-Marqui, R.D. (2002). The sLORETA method: Standardized low-resolution brain electromagnetic tomography (sLORETA): technical details, *Methods Find. Exp. Clin. Pharmacol*., 24D:5-12.

Porro, C. A., Francescato, M. P., Cettolo, V., Diamond, M. E., Baraldi, P., Zuiani, C., ... & di Prampero, P. E. (1996). Primary motor and sensory cortex activation during motor performance and motor imagery: a functional magnetic resonance imaging study. *The Journal of Neuroscience*, *16*(23), 7688-7698.

Prut,Y. & Fetz, E. E. (1999) Primate spinal interneurons show pre-movement instructed delay activity. *Nature* 401, 590-594

Raduscheva, N. (2008). *Biofeedback lokalisierter Hirnaktivität* (Diploma thesis, uniwien).

Rizolatti, G., Luppino, G., Mtelli, M. (1998). The organisation of the cortical motor system: new concepts. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* (106)283-296

Roberts, R., Callow, N., Hardy, L., Markland, D., Bringer, J. (2008). Movement imagery ability: Development and assessment of a revised version of the vividness of movement imagery questionnaire. *Journal of Sport& Exercise Psychology* (30) 200-221

Rullmann, M., Anwander, A., Dannhauer, M., Warfield, S. K., Duffy, F. H., & Wolters, C. H. (2009). EEG source analysis of epileptiform activity using a 1mm anisotropic hexahedra finite element head model. *NeuroImage*, *44*(2), 399.

Stephan, K. M., Fink, G. R., Passingham, R. E., Silbersweig, D., Ceballos-Baumann, A. O., Frith, C. D., and Frackowiak, R. S. J. (1995). Functional anatomy of the mental representation of upper extremity movements in healthy subjects. *Journal of Neurophysiology*.73:.373–386

Solodkin, A., Hlustik, P., Chen, E.E., Small, S.L. (2004). Fine Modulation in Network Activation during Motor Execution and Motor Imagery*. Cerebral Cortex* (14) 1246-1255

Stephenson, W. A., & Gibbs, F. A. (1951). A balanced non-cephalic reference electrode. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, *3*(2), 237-240.

Stippich, C., Ochmann, H., Sartor, K. (2002). Somatotopic mapping of the human primary sensorimotor cortex during motor imagery and motor execution by functional magnetic
resonance imaging. *Neuroscience Letters* (331) 50-54

Szameitat, A.J., Shen, S., Sterr, A. (2007). Effector-dependent activity in the left dorsal premotor cortex in motor imagery. *European Journal of Neuroscience*. (26) 3303-3308

Thompson, T., Steffert, T., Ros, T., Leach,J., Gruzelier,J. (2008). EEG applications for sport and performance. Methods (45) 279-288

Weiskopf, N., Scharnowski, F., Veit, R., Goebel, R., Bierbaumer, N., Mathiak, K. (2004). Self regulation of local brain activity using real-time functional magnetic resonance imaging(fMRI*). Journal of Physiology* (98) 357-373

Yue, G. & Cole, K. (1992). Strength increases from the motor programm: Comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions. *Journal of Neurophysiology*, 67, 1114–1123.

Zschocke, S. (2002) *Klinische Elektroenzephalographie*, 2.Aufl.Springer, Berlin Heidelberg NewYork Barcelona Hongkong London Mailand Paris Tokyo

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Darstellung eines Sitzungsverlaufs ..... - 41 -
Abbildung 2: Ergebnisse der 3 Versuchspersonen nach Bearbeitung des VMIQ-2 (Subskala KIN) vor Beginn des Trainings sowie nach Abschluss des Trainings (N=3)..... - 50 -
Abbildung 3: Verlauf Aktivierung in Aktivierungsbedingung getrennt für beide Sitzungsteile (N=3)..... - 51 -
Abbildung 4: Verlauf Aktivierung in Deaktivierungsbedingung getrennt für beide Sitzungsteile (N=3)..... - 52 -
Abbildung 5: Verlauf Aktivierung beider Versuchsbedingungen, Sitzungsteile zusammengefasst (N=3)..... - 53 -
Abbildung 6: Verlauf Aktivierung beider Versuchsbedingungen, Sitzungsteile zusammengefasst, Versuchsperson 1 ..... - 54 -
Abbildung 7: Verlauf Aktivierung beider Versuchsbedingungen, Sitzungsteile zusammengefasst, Versuchsperson 2 ..... - 55 -
Abbildung 8: Verlauf Aktivierung beider Versuchsbedingungen, Sitzungsteile zusammengefasst, Versuchsperson 3 ..... - 56 -
Abbildung 9: Mittelwert Aktivierung je Sitzung über Bedingungen und Sitzungsteile gemittelt (N=3)..... - 57 -
Abbildung 10: mittlere Aktivierungswerte in der Deaktivierungsbedingung in Teil 2 der einzelnen Sitzungen (N=3)..... - 61 -

Tabellenverzeichnis

Tabelle 2: Kreuztabelle zur Analyse der Zeitpunkte mit Aktivierung der *ROI* in den einzelnen Phasen.....-46-

Lebenslauf

Angaben zur Person

Name:	Martin Galehr
Adresse:	Blumauergasse 7/14, 1020 Wien
Geboren am:	26.04.1982 in Feldkirch, Vorarlberg
Staatsbürgerschaft:	Österreich

Schulausbildung

1988-1992	Volksschule Nüziders
1992-2000	Neusprachliches Bundesgymnasium Bludenz

Universitäre Ausbildung

2001-2002	Beginn Diplomstudium Internationale Wirtschaftswissenschaften und Diplomstudium Psychologie an der Universität Innsbruck
2004	Wiederaufnahme Diplomstudium Psychologie an der Universität Wien
2007	Beginn Bachelorstudium Biologie an der Universität Wien
2009	2 monatiges psychologisches Praktikum am Institut für Biologische Psychologie an der Universität Wien, Schwerpunkt EEG-Ableitung, Neurofeedback und EEG-Datenauswertung.
2009-2013	Beschäftigung als Persönlicher Assistent bzw. als Hilfskraft bei den Vereinen WAG und ASSIST4YOU in der Betreuung und Unterstützung von Menschen mit körperlicher Behinderung.

2013 psychologisches 6-Wochen Praktikum beim Verein „Grüner Kreis“ in der Waldheimat in Mönichkirchen. Betreuung von Menschen mit Suchtproblematik sowie multimorbiden Störungsbildern.

Besondere Kenntnisse

EEG-Laborerfahrung

Sehr gute Microsoft Office Kenntnisse (Word, Excel, Powerpoint)

Gute SPSS-Kenntnisse

Sehr gute Englisch-Kenntnisse in Wort und Schrift

Gute Französisch-Kenntnisse in Wort und Schrift

Interessen

Neuropsychologische Grundlagenforschung, neurobiologische Erklärungsmodelle psychischer Störungen speziell zum Thema Sucht, Klinisch-psychologische Arbeit im Sucht- und Asylbereich, Forensische Psychologie, Biologie