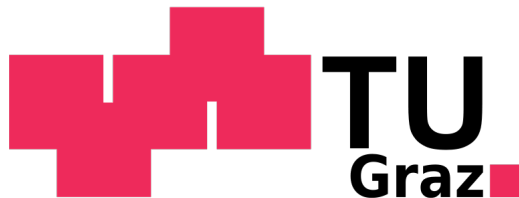


Diplomarbeit

EEG-Quellenrekonstruktion mittels sLORETA

Martin Seeber



Institut für Semantische Datenanalyse/Knowledge Discovery

Technische Universität Graz

Krenngasse 37, 8010 Graz, Austria

Betreuer: Assoc.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn Gernot Müller-Putz

Gutachter: Assoc.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn Gernot Müller-Putz

Institutsvorstand: Assoc.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn Gernot Müller-Putz

Graz, September 2011

Abstract

Zusammenfassung: sLORETA (standardized low resolution brain electromagnetic tomography) ist eine Methode, um aus EEG-Messungen eine elektromagnetische Tomographie mit niedriger Auflösung zu berechnen. Diese spezielle Lösung des Inversen Problems ermöglicht es, bestimmte Gehirnaktivitäten zu lokalisieren. Ziel dieser Arbeit war es die Quellen von SSVEP (steady state visual evoked potentials), sowie von Bewegungsvorstellungen zu lokalisieren. Zur EEG-Quellenrekonstruktion mittels sLORETA wurden die Messdaten von verschiedenen (overt/covert attention) SSVEP-Studien, sowie eines Bewegungsexperimentes verwendet. In den SSVEP Experimenten war es das Ziel die bewusste visuelle Selektion von einem, aus mehreren möglichen, Stimuli im Gesichtsfeld anhand von EEG-Messungen unterscheiden zu können. Bei den Bewegungsexperimenten wurde die Unterscheidbarkeit von einerseits Ellenbogen- bzw. Handbewegungen und andererseits die Vorstellung dieser Bewegungen mittels EEG untersucht. Die SSVEP wurden im extrastriären Cortex (BA 18, BA 19), sowie im Gyrus angularis (BA 39) lokalisiert. Die Gehirnaktivitäten der Bewegungsexperimenten wurden hauptsächlich im supplementär motorischen Areal (SMA) sowie im prämotorischen Cortex (BA 6) lokalisiert.

Schlüsselwörter: *EEG-Messungen, SSVEP, Bewegungsvorstellung, Hirn-Computer Schnittstellen, Inverse Probleme*

Abstract: sLORETA (standardized low resolution brain electromagnetic tomography) is a method to compute electromagnetic tomographies with a low spatial resolution based on EEG measurements. This particular solution of the inverse problem enables the localization of certain brain activities. The aim of this thesis was to localize the electrical sources of SSVEP (steady state visual evoked potentials) on the one hand and of motor imagery on the other hand. The EEG sources of different (overt/covert attention) SSVEP studies and motor imagery experiments were reconstructed with the sLORETA method. The aim of the SSVEP studies was to classify the conscious visual selection of one of several possible stimuli in the visual field based on EEG measurements. The separability of hand and elbow movements in a first step and the imaginations of these movements in a second step was investigated in the motor imagery experiments. The electrical sources of the SSVEP were localized in the extrastriate cortex (BA 18, BA 19) and the angular gyrus (BA 39). The brain activities of the motor imagery experiments were mainly localized in the supplementary motor area (SMA) and the premotor cortex (BA 6).

Keywords: *EEG Measurements, SSVEP, Motor Imagery, Brain-Computer Interfaces, Inverse Problems*

Danksagung

Diese Diplomarbeit entstand am Institut für Semantische Datenanalyse/Knowledge Discovery. Ich möchte mich an dieser Stelle in erster Linie bei meinem Betreuer Assoc.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn Gernot Müller-Putz bedanken, der mich im Laufe dieser Diplomarbeit durch seine wertvollen Ideen und Ratschläge sehr unterstützt hat. Dank gilt auch allen Mitarbeitern des Instituts, deren Tätigkeiten mir zur Durchführung dieser Arbeit geholfen haben.

Besonderen Dank gebührt meinen Eltern Reinhard und Rita Seeber, sowie meinen Schwestern Cornelia und Silvia, die mich während meines Studiums in vielerlei Hinsicht stets unterstützt haben.

Weiters möchte ich mich bei meinen Freunden und Kollegen Michael, Christoph, Lukas, Paul, Georg, Thomas und Stefan bedanken, die nicht nur durch fachliche Diskussionen die Zeit meines Studiums bereichert haben.

Ganz herzlichen Dank möchte ich meiner lieben Andrea aussprechen, die mir auch beim Verfassen dieser Arbeit ganz entscheidend zur Seite gestanden ist.

Inhaltsverzeichnis

1	Stand der Technik und Theoretische Grundlagen	1
1.1	Einleitung	1
1.2	Theoretische Grundlagen	2
1.2.1	Entstehung des EEG-Signals	2
1.2.2	SSVEP - steady state visuell evozierte Potentiale	4
1.2.3	Bewegungsvorstellung (motor imagery)	4
1.2.4	Möglichkeiten der Quellenrekonstruktion	5
1.2.5	Beschreibung ausgewählter Hirnareale	7
1.3	Ziel der Arbeit	12
2	Methoden	13
2.1	SSVEP-Experimente	13
2.1.1	Overt-attention Experimente	14
2.1.2	Covert-attention Experiment	16
2.2	Bewegungsexperimente	18
2.3	sLORETA	20
2.3.1	Modellierung des Vorwärtsproblems	20
2.3.2	Elektrodenpositionierung	21
2.3.3	Berechnung der Transformationsmatrix	26
2.3.4	Regularisierung	29
2.4	Vorverarbeitung der EEG-Messdaten	30
2.5	Nachbearbeitung der sLORETA Bilder	31
2.5.1	Nachbearbeitung der SSVEP-Experimentdaten	31
2.5.2	Nachbearbeitung der Bewegungsexperimentdaten	32
3	Ergebnisse	33
3.1	SSVEP-Experimente	33
3.1.1	Overt-attention Experimente	33
3.1.2	Covert-attention Experiment	43
3.1.3	Vergleich overt-covert attention	46

3.2	Bewegungsexperimente	48
3.2.1	Ausführung einer Hand-/ Ellenbogenbewegung	48
3.2.2	Vorstellung einer Hand-/ Ellenbogenbewegung	52
3.2.3	Tabellarische Zusammenfassung der Aktivierungsmaxima	56
4	Diskussion	60
4.1	SSVEP-Experimente	60
4.1.1	Overt-attention Experimente	60
4.1.2	Covert-attention Experiment / SSVEP-Experiment 3	62
4.1.3	Vergleich overt-covert attention	63
4.2	Bewegungsexperimente	64
4.2.1	Ausführung einer Hand-/Ellenbogenbewegung	64
4.2.2	Vorstellung einer Hand-/Ellenbogenbewegung	64
4.3	Ausblick	65
	Literaturverzeichnis	66

Abbildungsverzeichnis

1.1	Auswirkung von Polarität auf das EEG, Quelle: [9]	3
1.2	BA 4 - primärmotorischer Cortex	7
1.3	motorischer Homunculus, Quelle:[23]	7
1.4	BA 6 - prämotorischer Cortex	8
1.5	BA 17 - Primäre Sehrinde	9
1.6	BA 18 - Sekundäre Sehrinde	9
1.7	BA 19 - Tertiäre Sehrinde	10
1.8	BA 39 - Gyrus angularis	11
2.1	Simulationseinheit der overt-attention Experimente	14
2.2	Elektrodenpositionen der verschiedenen Experimente	15
2.3	Zeitlicher Ablauf der SSVEP-Experimente	16
2.4	Simulationseinheit des covert-attention Experiments	17
2.5	Zeitlicher Ablauf der Bewegungsexperimente	19
2.6	Schnittbilder der segmentierten drei Kompartiments des Modells	20
2.7	Alle gemessenen Elektrodenpositionen	21
2.8	Theta/Phi Koordinatensystem mit den Vorzeichen auf der Kopfoberfläche . .	23
2.9	Elektroden über dem okzipitalen Cortex	24
2.10	Elektroden über dem motorischen Cortex	25
3.1	Frequenzspektren der verschiedenen Stimuliklassen aller Probanden des SSVEP- Experiments 1 im Mittel	33
3.2	sLORETA 3D-cortex, Fokussierung auf mit 6 Hz flackernde LEDs	34
3.3	sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 6 Hz flackernde LEDs: H1 . .	34
3.4	sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 6 Hz flackernde LEDs: H2 . .	34
3.5	sLORETA 3D-cortex, Fokussierung auf mit 7 Hz flackernde LEDs	35
3.6	sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 7 Hz flackernde LEDs: H1 . .	35
3.7	sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 7 Hz flackernde LEDs: H2 . .	35
3.8	sLORETA 3D-cortex, Fokussierung auf mit 8 Hz flackernde LEDs	36
3.9	sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 8 Hz flackernde LEDs: H1 . .	36

3.10 sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 8 Hz flackernde LEDs: H2 . . .	36
3.11 sLORETA 3D-cortex, Fokussierung auf mit 13 Hz flackernde LEDs	37
3.12 sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 13 Hz flackernde LEDs: H1 . .	37
3.13 sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 13 Hz flackernde LEDs: H2 . .	37
3.14 Frequenzspektren der verschiedenen Stimuliklassen aller Probanden des SSVEP- Experiments 2 im Mittel	38
3.15 sLORETA 3D-cortex, links: H1=6Hz, rechts: H2=12 Hz, Ansicht von hinten .	39
3.16 sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 6 Hz flackernde LEDs: H1 . .	39
3.17 sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 6 Hz flackernde LEDs: H2 . .	39
3.18 sLORETA 3D-cortex, links: H1=7 Hz, rechts: H2=14 Hz, Ansicht von hinten	40
3.19 sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 7 Hz flackernde LEDs: H1 . .	40
3.20 sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 7 Hz flackernde LEDs: H2 . .	40
3.21 sLORETA 3D-cortex, links: H1=8 Hz, rechts: H2=16 Hz, Ansicht von hinten	41
3.22 sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 8 Hz flackernde LEDs: H1 . .	41
3.23 sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 8 Hz flackernde LEDs: H2 . .	41
3.24 sLORETA 3D-cortex, links: H1=13Hz, rechts: H2=26Hz, Ansicht von hinten	42
3.25 sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 13 Hz flackernde LEDs: H1 . .	42
3.26 sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 13 Hz flackernde LEDs: H2 . .	42
3.27 Frequenzspektren der verschiedenen Stimuliklassen aller Probanden des SSVEP- Experiments 3 im Mittel	43
3.28 sLORETA 3D-cortex, links: H1=12.5 Hz, rechts: H2=25 Hz, Ansicht von hinten	44
3.29 sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf horizontale Streifen, H1=12.5 Hz	44
3.30 sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf horizontale Streifen, H2=25 Hz . .	44
3.31 sLORETA 3D-cortex, links: H1=14.5 Hz, rechts: H2=29 Hz, Ansicht von hinten	45
3.32 sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf vertikale Streifen, H1=14.5 Hz . .	45
3.33 sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf vertikale Streifen, H2=29 Hz . . .	45
3.34 sLORETA 3D-cortex, links: overt, rechts: covert attention, Ansicht von hinten	46
3.35 sLORETA Schnittbilder, alle H1 eines overt attention Experiments gemittelt	46
3.36 sLORETA Schnittbilder, alle H1 eines covert attention Experiments gemittelt	46
3.37 sLORETA 3D-cortex, links: overt, rechts: covert attention, Ansicht von hinten	47
3.38 sLORETA Schnittbilder, alle H1 u. H2 eines overt attention Experimente ge- mittelt	47
3.39 sLORETA Schnittbilder, alle H1 u. H2 eines covert attention Experimente gemittelt	47
3.40 sLORETA 3D-cortex, HELME ERD im μ -Rhythmus, Ansicht von oben . . .	48
3.41 sLORETA Schnittbilder bei der Ausführung einer Handbewegung, ERD im μ -Rhythmus	48
3.42 sLORETA Schnittbilder bei der Ausführung einer Ellenbogenbewegung, ERD im μ -Rhythmus	48

3.43 sLORETA 3D-cortex, HELME ERD im β -Bereich, Ansicht von oben	49
3.44 sLORETA Schnittbilder bei der Ausführung einer Handbewegung, ERD im β -Bereich	49
3.45 sLORETA Schnittbilder bei der Ausführung einer Ellenbogenbewegung, ERD im β -Bereich	49
3.46 sLORETA HELME ERS 3D-cortex im μ -Rhythmus, Ansicht von oben	50
3.47 sLORETA Schnittbilder bei der Ausführung einer Handbewegung, ERS im μ -Rhythmus	50
3.48 sLORETA Schnittbilder bei der Ausführung einer Ellenbogenbewegung, ERS im μ -Rhythmus	50
3.49 sLORETA HELME ERS 3D-cortex im β -Bereich, Ansicht von oben	51
3.50 sLORETA Schnittbilder bei der Ausführung einer Handbewegung, ERS im β -Bereich	51
3.51 sLORETA Schnittbilder bei der Ausführung einer Ellenbogenbewegung, ERS im β -Bereich	51
3.52 sLORETA 3D-cortex, HELMI ERD im μ -Rhythmus, Ansicht von oben	52
3.53 sLORETA Schnittbilder bei der Vorstellung einer Handbewegung, ERD im μ -Rhythmus	52
3.54 sLORETA Schnittbilder bei der Vorstellung einer Ellenbogenbewegung, ERD im μ -Rhythmus	52
3.55 sLORETA 3D-cortex, HELMI ERD im β -Bereich, Ansicht von oben	53
3.56 sLORETA Schnittbilder bei der Vorstellung einer Handbewegung, ERD im β -Bereich	53
3.57 sLORETA Schnittbilder bei der Vorstellung einer Ellenbogenbewegung, ERD im β -Bereich	53
3.58 sLORETA HELMI ERS 3D-cortex im μ -Rhythmus, Ansicht von oben	54
3.59 sLORETA Schnittbilder bei der Vorstellung einer Handbewegung, ERS im μ -Rhythmus	54
3.60 sLORETA Schnittbilder bei der Vorstellung einer Ellenbogenbewegung, ERS im μ -Rhythmus	54
3.61 sLORETA HELMI ERS 3D-cortex im β -Bereich, Ansicht von oben	55
3.62 sLORETA Schnittbilder bei der Vorstellung einer Handbewegung, ERS im β -Bereich	55
3.63 sLORETA Schnittbilder bei der Vorstellung einer Ellenbogenbewegung, ERS im β -Bereich	55
3.64 Aktivierungsmaxima der SSVEP-Experimente als Punktwolke	57
3.65 Aktivierungsmaxima der Bewegungsexperimente als Punktwolke	59

Tabellenverzeichnis

2.1	Ausgewählte Standardelektrodenpositionen in Theta/Phi-Koordinaten	24
3.1	Zusammenfassung der rekonstruierten Aktivierungsmaxima der SSVEP-Experimente	56
3.2	Zusammenfassung der rekonstruierten Aktivierungsmaxima der Bewegungsexperimenten	58

Kapitel 1

Stand der Technik und Theoretische Grundlagen

1.1 Einleitung

Brain-Computer Interfaces, kurz BCIs stellen unter Umständen für Patienten, die unter körperlichen Beeinträchtigungen leiden die einzige Möglichkeit dar, um eine Kommunikation mit ihrer Umwelt aufzunehmen. Aufgrund dieser Tatsache ist es erstrebenswert möglichst effiziente Gehirn-Computerschnittstellen zu entwickeln. Derzeit existieren verschiedene Systeme, von denen die meisten auf Elektroenzephalographie- (EEG) Messungen von Gehirnreaktionen basieren. Diese stehen im Zusammenhang mit Bewegungsvorstellungen oder allgemein von mentalen Vorstellungen [1] [2]. Eine andere Strategie verfolgen BCI Systeme basierend auf steady state visuell evozierte Potentiale (SSVEP), die die corticale Aktivierungen in Folge von visuellen Stimuli als grundlegende Information verwenden [3] [4]. Müller-Putz et al. [5] haben gezeigt, dass die Wahl der verwendeten EEG-Elektroden für bipolare Ableitungen die Klassifizierungsraten in SSVEP-Experimenten entscheidend beeinflusst. Um die EEG-Elektroden optimal zu positionieren ist es notwendig die elektrischen Quellen der SSVEP im visuellen Cortex zu lokalisieren. Da die Stromdichteverteilung im Cortex durch die Messung der EEG-Potentiale auf der Kopfoberfläche nicht direkt erfasst werden kann, ist es erforderlich die Quellen mathematisch zu rekonstruieren. Da aus der eigentlichen Wirkung, den EEG-Potentiale, deren Ursache, die corticalen Stromdichteverteilung, berechnet werden soll, handelt es sich um ein inversen Problem. Sobald mehr Werte, bzw. in bildgebenden Rekon-

struktionen Voxel, für die Stromdichterückrechnung gewünscht werden, als EEG-Elektroden zur Messung verwendet werden, spricht man von schlecht gestellten inversen Problemen, für die keine eindeutige Lösungen existieren. Mittels der Software sLORETA (standardized low resolution brain electromagnetic tomography)¹ [6] ist es möglich, eine niedrig aufgelöste elektromagnetische Tomographie des Gehirns, ausgehend von den EEG-Messdaten und eines realistischen Volumenleitermodells des Gehirns [7], zu berechnen.

1.2 Theoretische Grundlagen

1.2.1 Entstehung des EEG-Signals

Das Elektroenzephalogramm ist eine wichtige nichtinvasive Methode zur Messung der summierten elektrischen Gehirnaktivitäten auf der Kopfoberfläche. In Relation zu anderen Methoden, die zur Bestimmung der Gehirnaktivitäten verwendet werden können, wie funktionelle Magnetresonanztomographie (fMRI) oder Nahinfrarotspektroskopie (NIRS), besitzen EEG Messungen eine hohe zeitliche Auflösung. Allerdings haben Magnetoenzephalographie (MEG) und fMRI Messungen den Vorteil, eine höhere räumliche Auflösung zu gewährleisten. Diese Methoden sind im Vergleich zu EEG Messungen jedoch mit einem erheblich größeren Geräteaufwand verbunden.

Die maßgebliche Ursache der EEG-Feldpotentiale sind die postsynaptischen Potentiale (PSP) von senkrecht zur Oberfläche angeordneten großen Pyramidenzellen. Es wird abhängig von der Depolarisation oder Hyperpolarisation einer Neuronenmembran zwischen exzitatorischen (erregenden) und inhibitorischen (hemmenden) postsynaptischen Potentialen (EPSP bzw. IPSP) unterschieden. Während EPSP das Membranpotential einer Nervenzelle senken, was die Auslösung eines Aktionspotentials erleichtert, erhöhen IPSP das Ruhemembranpotential eines Neurons, was eine erschwerte Auslösung eines Aktionspotentials zur Folge hat. Im Hinblick auf die Entstehung des EEGs ist es aber wesentlich interessanter, dass EPSP die Zahl positiver Ionen im Extrazellulärraum verringern bzw. IPSP diese erhöhen. Diese Ladungsveränderung im Extrazellulärraum tritt lokal unter der jeweiligen Synapse auf. Relativ zu anderen inaktiven Membranabschnitten, erscheint bei EPSP der Bereich unter der Syn-

¹The KEY Institute for Brain-Mind Research, University Hospital of Psychiatry, Zürich, Schweiz (<http://www.uzh.ch/keyinst/loreta.htm>)

apse elektrisch negativer, bei IPSP positiver. Eine solche Anordnung stellt einen elektrischen Dipol dar. Ein solcher Dipol hat durch die Beweglichkeit der Ladungen einen gegenläufigen extrazellulären und intrazellulären Ionenfluss zur Folge. Da eine Nervenzelle zahlreiche Synapsen besitzt (bis zu 10000 bei großen Pyramidenzellen), addieren sich die erzeugten Dipole verschiedener Synapsen bei gleichzeitiger Aktivierung zu einem Summendipol. Bei der Summierung der verschiedenen Dipole ist die räumliche Lage dieser Dipole ausschlaggebend. Für die Erzeugung, der an der Kopfoberfläche messbaren Potentiale (EEG) ist die synchrone Aktivierung vieler parallel angeordneter Nervenzellen notwendig. Obwohl EPSP und IPSP entgegengesetzte elektrische Dipole generieren, können sie in einer Oberflächenableitung auch zu gleichartigen Potentialschwankungen führen. In Abb. 1.1 ist schematisch dargestellt, wie sich der Ort und die Polarität der elektrischen Dipole einer corticalen Pyramidenzelle, abhängig von ihrer synaptischen Erregung, auf das EEG auswirkt. Während ein EPSP im Bereich der apikalen Dendriten eine vergleichsweise große negative Auslenkung im EEG zur Folge hat (a), tritt ein EPSP am Soma des Neurons, in Folge der Polarität des Dipols und des größeren Abstands zur Oberfläche, als kleinere positive Auslenkung in Erscheinung (b). Analoges gilt mit umgekehrten Vorzeichen für IPSP (siehe c und d). So erzeugen viele synchrone EPSP an apikalen Dendriten und IPSP am Soma der Nervenzelle ein negatives Potential, wogegen viele synchrone IPSP an apikalen Dendriten und EPSP am Soma der Nervenzelle ein positives Potential an der Kopfoberfläche zur Folge haben. [9] [10]

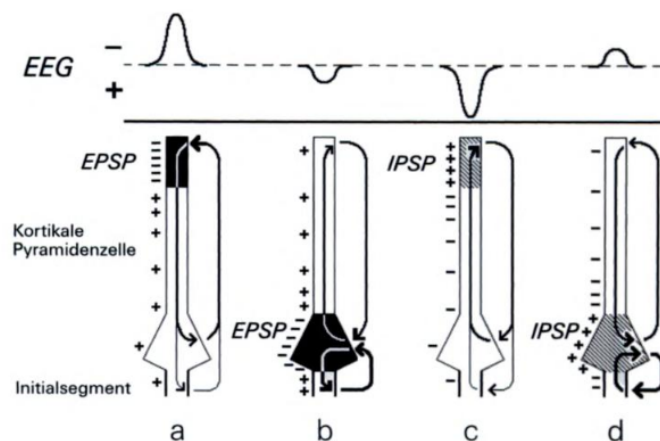


Abb. 1.1: Auswirkung von Polarität auf das EEG, Quelle: [9]

1.2.2 SSVEP - steady state visuell evozierte Potentiale

Visuell evozierte Potentiale (VEP) sind Reaktionen des Gehirns auf visuelle Stimuli, die über dem visuellen Cortex elektrisch messbar sind. Während visuell evozierte Potentiale als Antwort auf einzelne Stimuli verstanden werden, repräsentieren SSVEP eine Art eingeschwungenen Zustand, der durch die wiederholte höherfrequente (>3.5 Hz) Stimulation des visuellen Cortex erzeugt wird [11]. In EEG-Signalen treten SSVEP mit der gleichen Frequenz oder ganzzahligen vielfachen der Stimulationsfrequenzen auf [12] [13] [14]. Morgan et al. [15] haben gezeigt, dass die Amplituden der VEP von der bewussten, visuellen Fokussierung auf einen von mehreren möglichen visuellen Stimuli im Gesichtsfeld abhängig sind. Folglich ist es möglich durch visuelle Fokussierung auf bestimmte Stimuli im Gesichtsfeld bewusst bestimmte SSVEP zu erzeugen. Es existieren bereits verschiedene Gehirn-Computer-Schnittstellen (brain computer interface, BCI), die SSVEP für die Parametergewinnung verwenden. Diese Systeme sind wenig fehleranfällig, einfach zu implementieren und erzielen hohe Klassifikationsergebnisse [3] [4] [5].

1.2.3 Bewegungsvorstellung (motor imagery)

Verschiedene Studien haben gezeigt, dass die Vorstellung oder Beobachtung von bestimmten Bewegungen (z.B. Finger-, Hand- oder Fußbewegung) ähnliche Gehirnaktivierungen hervorrufen, wie die Ausführung dieser Bewegungen [16]. Pfurtscheller und Neuper [17] u.a. ist es gelungen verschiedene Bewegungsvorstellungen erfolgreich zu lokalisieren. Weiters wurde festgestellt, dass die Vorstellung einer Handbewegung eine Leistungsabnahme (event related desynchronisation - ERD) bzw. eine Leistungszunahme (event related synchronisation - ERS) der EEG-Signale zur Folge hat. Die ERD bzw. ERS wurde in der jeweils kontralateralen Hemisphäre der vorgestellten Bewegung im sensomotorischen Areal lokalisiert. Die Gehirnaktivitäten bei der Ausführung von Bewegungen sind bekannt und weitestgehend lokalisiert. Es wird angenommen, dass die Vorstellung von Bewegungen Aktivierungen in ähnlichen Arealen hervorrufen, wie bei Bewegungsausführungen. Es ist daher möglich ein BCI einzusetzen, das durch die Messung der örtlichen Unterschiede der ERD/ERS, abhängig der vorgestellten Handbewegung (rechts-links), einfache Klassifizierungen ermöglicht [1]. Diese räumliche Unterscheidbarkeit ist ein wichtiges Merkmal und kann, in Kombination mit anderen Parametern, wie Bandleistung oder spezifischen Frequenzinformationen des EEGs, dazu bei-

tragen Gehirn-Computer-Schnittstellen entscheidend zu verbessern. Die aus den EEG-Daten gewonnenen Parameter können dazu genutzt werden, um einfache Selektionen an computer-gesteuerten Systemen, ohne tatsächliche Muskelbewegungen, durchzuführen. Müller-Putz et al. [8] untersuchten in einer Studie die Unterscheidbarkeit von Ellenbogen und Handbewegungen anhand von ERD/S Maps. Damit wurden Klassifikationsraten von 78.1% (SD 8.2) für Bewegungsausführungen und 64.0% (SD 5.5) für Bewegungsvorstellungen in einem 2-Klassenexperiment (theoretischer Zufall: 50%) erreicht.

1.2.4 Möglichkeiten der Quellenrekonstruktion

Voraussetzung für die Quellrückrechnung ist ein realistisches Modell von der Geometrie und der elektrische Leitfähigkeit des Gehirns, sowie die Positionen der verwendeten Elektroden in einem einheitlichen Koordinatensystem. Es gibt viele Methoden zur Lösung des inversen Problems. Im Folgenden werden nur einige, für diese Arbeit relevante Methoden, kurz beschrieben.

Minimum Norm Lösung

Für schlecht gestellte inverse Probleme existiert keine eindeutige, sondern unendlich viele Lösungen. Aus diesem Grund ist es erforderlich zusätzliche Annahmen bzw. Randbedingungen zu formulieren, um eine für ein bestimmtes Problem geeignete Lösung zu finden. Eine sehr weit verbreitete und elegante Methode, um inverse Rekonstruktionen zu berechnen, stellt die Minimum Norm Lösung [18] dar. Hierbei wird von allen möglichen Lösung die ausgewählt, die die Messdaten mit der geringsten Leistung der Gesamtheit der Quellsignale beschreibt.

Dynamic Statistical Parametric Mapping

Dynamic Statistical Parametric Mapping [19] ist eine Methode, die die hohe räumliche Auflösung von fMRI Messungen sowie die hohen zeitlichen Auflösung von EEG/MEG Messungen nutzt. Die mittels Minimum Norm Lösung aus EEG oder MEG berechneten Schätzungen der Gehirnaktivitäten werden bei dieser Methode mit den Standardabweichungen der jeweiligen Punkte der Rekonstruktion normalisiert. Als einzige Rauschquelle wird hier das Messrauschen angenommen. So werden sogenannte *statistical parametric maps* (SPM) für jeden Messzeitpunkt kalkuliert. Die Gesamtheit der SPM, die jeweils ein Bild darstellen, kann als Film gesehen

werden. Die EEG/MEG Rekonstruktion wird, um in die räumliche Auflösung in weiterer Folge zu verbessern, mit Hilfe des Satzes von Bayes mit den Informationen der fMRI Bilder kombiniert.

LORETA

LORETA [20] berücksichtigt die physiologische Betrachtung, dass EEG Signale nur dann merklich auftreten, wenn räumlich gleich orientierte, benachbarte Neurone synchron feuern. Um diese Randbedingung zu erfüllen, wird aus mathematischer Sichtweise die glatteste Lösung des inversen Problems gesucht. Dies wird durch eine gewichtete Form der Minimum Norm Lösung erreicht, bei der die Gewichtung mit dem diskreten Laplace Operator erfolgt. Mittels LORETA ist es möglich elektromagnetische Tomographien mit geringer räumlicher Auflösung ausgehend von EEG/MEG Messungen zu berechnen.

sLORETA

Die sLORETA Methode [6] ist angelehnt an *Dynamic Statistical Parametric Mapping* mit dem Unterschied, dass das Rauschen der EEG-Daten mathematisch anders formuliert wurde. Bei der sLORETA Methode wird eine Schätzung der Varianz der zuvor gewonnenen Minimum Norm Lösung berechnet, die in einem weiteren Schritt dazu verwendet wird, die Rekonstruktionen zu standardisieren. Als Rauschquellen der EEG-Messungen wird sowohl die Varianz der Quellsignale selbst, als auch das Messrauschen berücksichtigt. Eine detailliertere Beschreibung der sLORETA Methode ist im Abschnitt 2.3 zu finden.

1.2.5 Beschreibung ausgewählter Hirnareale

Im Folgenden werden einige Brodmann Areale (BA) beschrieben, die für die vorliegende Arbeit vorwiegend relevant sind. Brodmann teilte den Cortex nach histologischen Merkmalen in ursprünglich 52 Areale ein.

BA 4 - Primärmotorischer Cortex

Im Primärmotorischen Cortex (BA 4 - Abb.1.2) sind die verschiedenen Muskelgruppen des Körpers in einem bestimmten Bereich repräsentiert. Dieser Zusammenhang kann als motorischer Homunculus dargestellt werden. Jedoch sind die Größenverhältnisse des Homunculus verzerrt, da gewisse motorische Funktionen eine präzisere Kontrolle erfordern als andere. Beim Menschen sind beispielsweise die Hände sowie die Sprechmuskulatur entsprechend größer im Cortex repräsentiert, als vergleichsweise nur grob bewegbare Körperteile wie z.B. die Rücken- und Stützmuskulatur. Die Funktion des BA 4 ist die Planung und Ausführung von Willkürbewegungen. [21] [22]

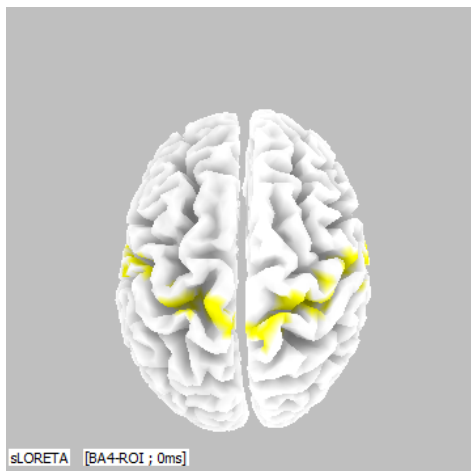


Abb. 1.2: BA 4 - primärmotorischer Cortex

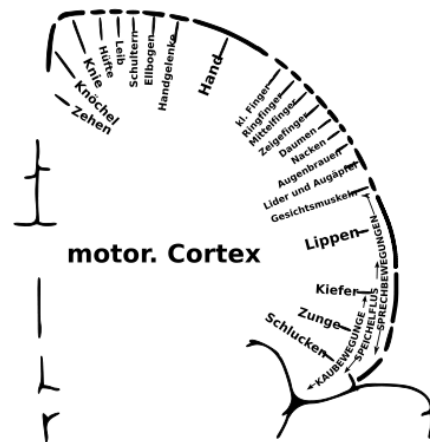


Abb. 1.3: motorischer Homunculus, Quelle:[23]

BA 6 - Prämotorischer Cortex und Supplementär Motorisches Areal (SMA)

Der Prämotorische Cortex (BA 6 - Abb.1.4) unterstützt die Willkürmotorik und ist im Zusammenspiel mit BA 4 in der Vorbereitung von Zielbewegungen involviert. Aktivierungen lassen sich hier bereits ca. 0.5 bis 4 Sekunden vor einer motorischen Ausführung beobachten. Eine wichtige Funktion des BA 6 ist die Koordination der bei einer Bewegung unwillkürlich benötigten Muskelgruppen. In BA 6 liegt auch das supplementär motorische Areal (SMA), das bei der Planung und Ausführung von selbst initiierten Bewegungen beteiligt ist. Die sogenannten Spiegelneurone im prämotorischen Areal sind ebenfalls bei der passiven Beobachtung einer Bewegung eines Anderen aktiv. [21] [22]

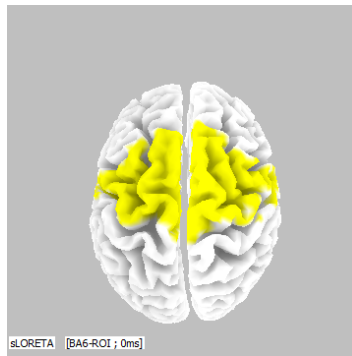


Abb. 1.4: BA 6 - prämotorischer Cortex

BA 17 - Primäre Sehrinde

Das BA 17 (Abb.1.5) wird auch als V1, Area striata, striärer Cortex oder primäres visuelles Areal bezeichnet. Es ist, wie der Name schon ausdrückt, das erste Gehirnnareal in der visuellen Verarbeitungskette. Im BA 17 wird das Gesichtsfeld cortical repräsentiert, wobei die fovea centralis den größten Bereich der Sehrinde in Anspruch nimmt. Es existieren in diesem Areal Schichten von orientierungsspezifischen Zellen, die je nach Lage von Linien bzw. Linienabschnitten spezifisch feuern. Diese Tatsache legt den Schluss nahe, dass es hier zur ersten Analyse von visuellen Formen kommt [24]. Eine ebenfalls wesentliche Aufgabe des BA 17 ist die visuellen Informationen der beiden Augen zu kombinieren. Die primäre Sehrinde erfüllt eine übersetzende Funktion zwischen den eintretenden Information der Sehfasern und den höheren assoziativen visuellen Bereichen (V2-V5). [21]



Abb. 1.5: BA 17 - Primäre Sehrinde

BA 18 - Sekundäre Sehrinde

Das BA 18 (Abb.1.6) wird auch als V2, Area prestriata oder sekundäre Sehrinde bezeichnet. Die wichtigste Funktion des BA 18 ist die Verarbeitung stationärer Muster. Orientierungsinformationen werden in Umrissgestalten verarbeitet, Konturen sowie Scheinkonturen werden gebildet, wenn sich Umrisse nicht kontrastreich genug abbilden. Von der sekundären Sehrinde ziehen sich für die Bewegungswahrnehmung wichtige Fasern in dorsal und ventral anliegende Gebiete. In der sekundären Sehrinde spaltet sich die visuelle Verarbeitungskette weiters in verschiedene Verarbeitungswege auf, die auf unterschiedliche Merkmalsanalysen spezialisiert sind. Der dorsale Pfad (Wo-Pfad) hat den Schwerpunkt auf Verortungsfunktionen, und Bewegungswahrnehmung bzw. Raumwahrnehmung. Im ventralen Pfad (Was-Pfad) liegt der Fokus der Verarbeitung auf Form und Farbwahrnehmung (Objektwahrnehmung). Dorsaler und ventraler Pfad sind durch Assoziationsfasern verbunden. Der mediale Pfad (Wie-Pfad) verbindet Objekt und Raumwahrnehmung im Hinblick auf die räumliche Relation von Objekten und der Veränderbarkeit von Objektorten. [21] [25]

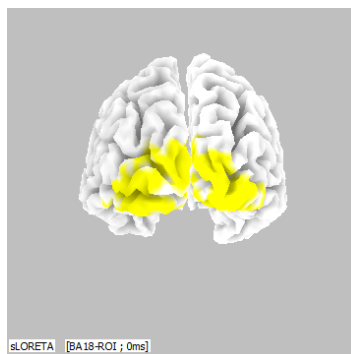


Abb. 1.6: BA 18 - Sekundäre Sehrinde

BA 19 - Tertiäre Sehrinde

Das BA 19 (Abb.1.7) wird auch als Area peristriata, visueller Assoziationscortex oder tertiäre Sehrinde bezeichnet. Diese Areal bildet anatomisch sowohl als funktionell ein sehr heterogenes Cortex Gebiet. Die tertiäre Sehrinde wird weiter in die Bereiche V3, V4 und V5 unterteilt, die sich in ihrer Funktion und Lage im Cortex unterscheiden.

V3 ermöglicht eine Gestalterkennung unter verrauschten Bedingungen. Durch veränderungsspezifische Neurone erfolgt die Analyse der visuellen Information stets durch die Konzentration der Beachtung auf Veränderung der Umwelt. Daraus kann gefolgert werden, dass von V3 aus die Orientierung der Aufmerksamkeit erfolgt. [21]

In V4 kommt es bei der Wahrnehmung von Farben zu einer Farbstichkorrektur. Da je nach Umgebung einige Farben im Sehfeld dominant vertreten sein können, wird aus allen Farben eine Farbbezugsgröße berechnet. So wird gewährleistet, dass Farben auch bei wechselnden Farbtemperaturen, unabhängig von der tatsächlichen Wellenlängenkomposition, konstant erkannt werden können. Durch die farbkonstante Wahrnehmung wird die Objekterkennung erleichtert. V4 ist ebenfalls in der Formerkennung involviert und wird häufig bei Experimenten erwähnt, bei denen die selektive Wahrnehmung eine entscheidende Rolle spielt. [21] [26]

V5 reagiert auf Bewegungen von Objekten und ist auch bei der Bewegung des Betrachters selbst aktiv. Daraus wird geschlossen, dass V5 stark in der Bewegungswahrnehmung beteiligt ist. Selektive Aufmerksamkeit hat in BA 19 einen größeren Einfluss auf die visuelle Verarbeitung als in BA 18 und BA 17. Es wird daher vermutet, dass bewusste Selektion bestimmter Objekte im Gesichtsfeld vorwiegend in BA 19 verortet ist. [21] [27] [28]

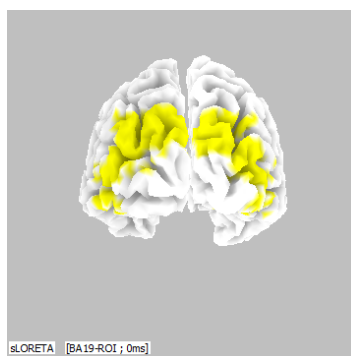


Abb. 1.7: BA 19 - Tertiäre Sehrinde

BA 39 - Gyrus angularis

Das BA 39 (Abb.1.8) erhält Informationszuflüsse aus dem visuellen, dem somatosensorischen und dem auditorischen Cortex. Der Gyrus angularis gilt als wichtiges intermodales Areal zwischen Seh- und Hörrinde. Bei der visuellen Wahrnehmung werden zwei wichtige Funktionen in Area 39 ausgeführt. Zum einen die Erkennung der visuellen Wort- und Satzgestalten beim Lesen und Rechnen, vor allem in der linken Gehirnhälfte, zum anderen die Erkennung von Beziehungs- und Lageinformationen bei der Wahrnehmung dreidimensionaler Objekte, vorwiegend in der rechten Gehirnhälfte. Bei Läsionen in der Area 39 wurden u.a. Schwierigkeiten beim Erkennen und Behalten von topographischen Beziehungen zwischen Orientierungspunkten, sowie Lesestörungen und die Unfähigkeit zu rechnen festgestellt. [21] [29]

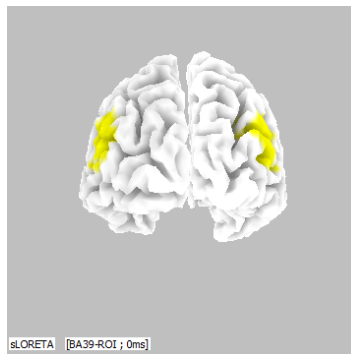


Abb. 1.8: BA 39 - Gyrus angularis

1.3 Ziel der Arbeit

Ein Ziel dieser Arbeit ist die SSVEP verschiedener Studien zu lokalisieren und die gewonnenen Rekonstruktionen miteinander zu vergleichen. Die Lokalisierung der SSVEP-Quellen sollen einerseits als Grundlage für weiterführende Untersuchungen dienen, bei denen darauf abgezielt wird, durch gezielte Wahl der EEG-Elektrodenpositionen mit einer möglichst geringen Elektrodenanzahl, ähnliche oder bessere Klassifikationsraten, wie die der derzeitig implementierten SSVEP-BCIs, zu erreichen. Andererseits könnte die räumliche Lage der einzelnen SSVEP-Quellen als zusätzliche Information zur Verbesserung von BCIs verwendet werden.

Ein weiteres Ziel dieser Arbeit ist die Daten einer vorangegangenen Studie, die die Unterscheidbarkeit von Hand- und Ellenbogenbewegungen untersuchte [8], mit der sLORETA Methode weiters zu analysieren. Die Unterscheidbarkeit von Ellbogen- und Handbewegungen mittels EEG-Messungen wäre eine interessante Möglichkeit die Steuerung von intelligenten Prothesen über BCIs entscheidend zu verbessern.

Kapitel 2

Methoden

Im Folgenden Kapitel wird beschrieben, welche Daten zur Quellenrekonstruktion herangezogen werden, wie die dazugehörigen Experimente aufgebaut waren und in welchen Schritten aus den gemessenen EEG-Daten, elektromagnetische Tomographien mit geringer räumlicher Auflösung berechnet werden.

2.1 SSVEP-Experimente

Grundsätzlich wurden zwei verschiedene Arten von SSVEP-Experimenten durchgeführt und ausgewertet. Der Unterschied zwischen diesen beiden Experimenttypen liegt in der räumlichen Orientierung der Aufmerksamkeit. Bei 'overt attention' Experimenten wird ein Sinnesorgan, in visuellen Experimenten der Fokus der Augen, durch die Okulomotorik auf einen bestimmten Stimulus gelenkt. Die Verschiebung der Aufmerksamkeit ist hierbei offensichtlich (overt). In 'covert attention' Experimenten wird die Aufmerksamkeit auf einen bestimmten Stimulus von mehreren möglichen Stimuli im Fokuspunkt der Augen gelenkt. Die Stimuli sind hierbei überlappend sichtbar. Die Verschiebung der Aufmerksamkeit findet in der neuronalen Verarbeitungskette statt, also von außen betrachtet verborgen (covert). [30]

2.1.1 Overt-attention Experimente

In der vorliegenden Arbeit wurden zwei 'overt attention' Experimente analysiert. Zum einen die EEG-Messdaten, einer Studie von Müller-Putz et al. [5], zum anderen wurde im Rahmen dieser Diplomarbeit ein, zu der vorhin zitierten Veröffentlichung, sehr ähnliches Experiment durchgeführt. Dieses Experiment wird im Folgenden als SSVEP-Experiment 1 bezeichnet.

Probanden

In der Studie nahmen drei gesunde ProbandInnen mit normalen bzw. korrigierten Visus teil. Darunter zwei Männer und eine Frau mit einem Durchschnittsalter von 28 ± 6.1 Jahren. Alle Teilnehmer saßen in einem Abstand von ca. einem Meter von der Simulationseinheit in einem leicht abgedunkelten Raum. Sie wurden darauf hingewiesen, während des Experimentes möglichst still zu sitzen und alle unnötigen Muskelbewegungen zu vermeiden, um Artefakte in den EEG-Messungen weitestgehend zu vermeiden.

Simulationseinheit

Die Simulationseinheit bestand aus einer, am Institut konstruierten Vorrichtung, bestehend aus vier LED-Blöcken, die jeweils einzeln von einem Mikrocontroller mit verschiedenen, definierten Frequenzen angesteuert wurden. Die vier LED-Blöcke waren in einer Reihe zentral, unterhalb eines Bildschirms positioniert. Auf dem Bildschirm wurden die symbolischen Anweisungen während des Experimentverlaufs angezeigt. Abb. 2.1 zeigt ein Foto der verwendeten Simulationseinheit.

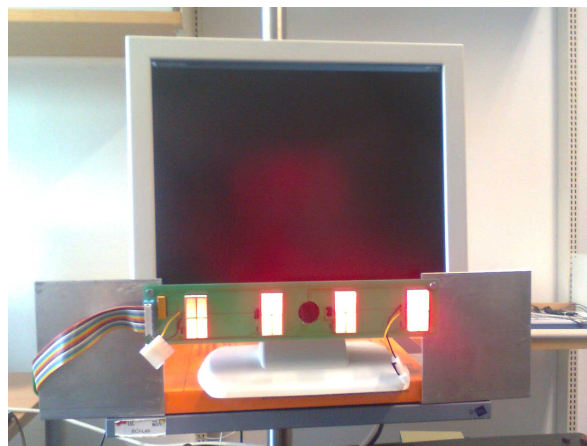
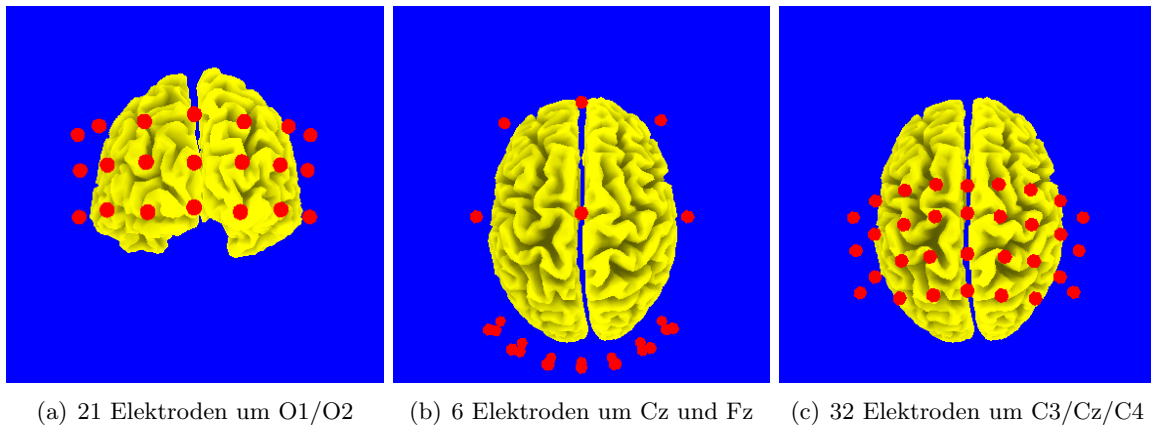


Abb. 2.1: Simulationseinheit der overt-attention Experimente

EEG-Messung

Das EEG wurde an 27 gesinterten Ag/AgCl Elektroden gemessen. Es wurden 21 Elektroden über den okzipitalen Cortex in drei Reihen und sieben Spalten, symmetrisch um die 10-20 Standardelektroden O1 und O2 im gleichmäßigen Abstand von 2.5 cm zueinander angeordnet (siehe dazu auch Abb.2.2a/b). Zusätzlich wurden an den sechs Elektroden des 10-20-Systems C3, Cz, C4 und F3, Fz, F4 gemessen, um die zentralen und frontalen Aktivierungen während des Experimentes zu protokollieren. Als Masse wurde das rechte Mastoid gewählt, die Referenzelektrode wurde auf der Nasenspitze platziert. Alle Elektrodenimpedanzen waren $<8k\Omega$. Der EEG Verstärker² verwendet ein Bandpassfilter von 0.5-100 Hz. Der Notchfilter (50 Hz) war aktiviert, die Abtastfrequenz betrug 250 Hz.



(a) 21 Elektroden um O1/O2 (b) 6 Elektroden um Cz und Fz (c) 32 Elektroden um C3/Cz/C4

Abb. 2.2: Elektrodenpositionen der verschiedenen Experimente

Experimentelles Paradigma

Das Experiment setzte sich aus sechs Durchläufen, bestehend aus 40 Einzelversuchen zusammen. Da es sich um Vier-Klassenexperiment handelt, ergeben sich folglich für einen Probanden 60 Einzelversuche pro Klasse. Zeitlich begann ein Einzelversuch mit einer zweisekündigen Referenzzeit, währenddessen die Probanden ein Kreuz in der Mitte des Bildschirms fixierten. Von Sekunde 2 bis 6 wurden die vier LED-Blöcke mit den Stimulationsfrequenzen von 6 Hz, 7 Hz, 8 Hz, 13 Hz angesteuert (siehe auch Abb. 2.3). Auf dem Bildschirm wurde mit einem Balken über einem der vier LED-Blöcke angezeigt, wohin die Probanden den visuellen Fokus

²g.BSamp, g.tec Guger Technologies, Graz, Österreich

konzentrieren sollen. Nach einem Einzelversuch folgte eine zufällige Pause von 1 bis 2.5 Sekunden. Dann begann der nächste Einzelversuch. Die vier LED-Blöcke mit den unterschiedlichen Stimulusfrequenzen erzeugen die vier zu unterscheidenden Klassen des Experiments.

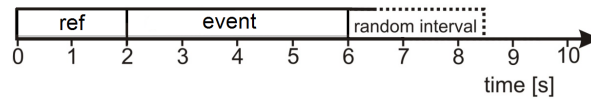


Abb. 2.3: Zeitlicher Ablauf der SSVEP-Experimente

In einer Studie von Müller-Putz et al. [5] nahmen zehn Probanden am Experiment teil, das aus acht Durchläufe zu je 40 Einzelversuchen bzw. zehn Einzelversuche pro Klasse bestand. In diesem Vier-Klassenexperiment ergeben sich folglich 80 Einzelversuche pro Klasse für jeden Probanden. Zur Messung des EEGs wurden 21 Elektroden über dem okzipitalen Cortex (Abb.2.2a) verwendet. Die Simulationseinheit sowie das experimentelle Paradigma waren äquivalent zu den oben beschriebenen. Dieses Experiment wird im Folgenden als SSVEP-Experiment 2 bezeichnet.

2.1.2 Covert-attention Experiment

Die EEG-Messdaten wurden vom Institut für Semantische Datenverarbeitung der TU Graz für die Quellenrekonstruktion zur Verfügung gestellt. Die Messungen wurden von Kroneis [31] durchgeführt. Dieses Experiment wird im Folgenden als SSVEP-Experiment 3 bezeichnet.

Probanden

In der Studie nahmen zehn gesunde ProbandInnen mit normalen bzw. korrigierten Visus teil. Da bei einem Probanden erhebliche Artefakte während der Messung auftraten, wurde dieser Datensatz nicht für die Quellenrekonstruktion herangezogen. Es wurden die Daten von neun ProbandInnen ausgewertet. Darunter waren drei Männer und sechs Frauen mit einem Durchschnittsalter von 29 ± 7.4 Jahren. Alle Teilnehmer saßen in einem Abstand von ca. 0.8 - 1 m von der Simulationseinheit in einem leicht abgedunkelten Raum. Sie wurden darauf hingewiesen während des Experimentes möglichst still zu sitzen und alle unnötigen Muskelbewegungen zu vermeiden, um Artefakte in den EEG-Messungen weitestgehend zu vermeiden.

Simulationseinheit

Die Simulationseinheit bestand aus einem TFT Bildschirm (60 Hz Wiederholungsrate). Eine Simulationssoftware (AREA17) zeigte fünf grüne, vertikale Streifen und fünf horizontale, rote Streifen. Die Stimulationsfrequenzen lagen bei 14.5 Hz für die vertikalen, grünen bzw. 12.5 Hz für die horizontalen, roten Streifen. Die Liniendicke betrug 3 mm, der Abstand zwischen den Linien 1 cm horizontal und 1.1 cm vertikal. Eine schematische Darstellung der Simulationseinheit ist in Abb.2.4 zu sehen.

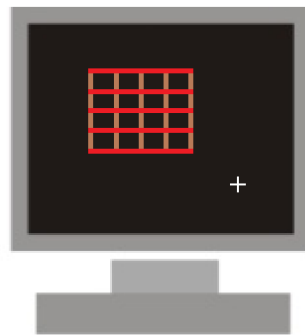


Abb. 2.4: Simulationseinheit des covert-attention Experiments

EEG-Messung

Das EEG wurde an 21 gesinterten Ag/AgCl Elektroden gemessen. Es wurden 21 Elektroden über den okzipitalen Cortex in drei Reihen und sieben Spalten, symmetrisch um die 10-20 Standardelektroden O1 und O2 im gleichmäßigen Abstand von 2.5 cm zueinander angeordnet (siehe dazu auch Abb.2.2a). Der EEG Verstärker³ verwendet ein Bandpassfilter von 0.5-50 Hz. Der Notchfilter (50 Hz) war aktiviert, die Abtastfrequenz betrug 250 Hz.

Experimentelles Paradigma

Das Experiment setzte sich aus vier Durchläufen, bestehend aus 40 Einzelversuchen zusammen. Da es sich um Zwei-Klassenexperiment handelt, ergeben für jeden Probanden 80 Einzelversuche pro Klasse. Zu Beginn eines Einzelversuchs war ein akustisches Signal zu hören und die horizontalen und vertikalen Streifen erschienen am Bildschirm. Zeitlich begann ein Einzelversuch mit einer zweisekündigen Referenzzeit, währenddessen die Probanden ein Kreuz

³Synamps, neuroscan Compumedics, El Paso, USA

am unteren Bildschirmrand visuell fixierten. Von Sekunde 2-6 wurde mit einem Balken unter bzw. rechts von den jeweiligen Streifen angezeigt, wohin die Probanden den visuellen Fokus konzentrieren sollen. Nach einem Einzelversuch folgte eine zufällige Pause von 1 bis 2.5 Sekunden. Dann begann der nächste Einzelversuch. Die vertikalen und horizontalen Streifen mit den unterschiedlichen Stimulusfrequenzen erzeugen die zwei zu unterscheidenden Klassen des Experiments.

2.2 Bewegungsexperimente

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurden des Weiteren EEG-Daten aus einer Studie von Müller-Putz et al. [8] zur Quellenrekonstruktion herangezogen. Diese Studie hatte zum Ziel, Hand- von Ellenbogenbewegungen anhand von aus EEG-Messungen gewonnenen Parametern voneinander zu unterscheiden. Diese Klassifikation ist von erheblicher Bedeutung in der Anwendung von BCI gesteuerten Neuroprothesen.

Probanden

In der angesprochenen Studie nahmen 15 gesunde ProbandInnen teil. Von den resultierenden 15 Datensätzen waren zwölf im Hinblick auf die Anzahl der Durchläufe gleich. Diese zwölf Datenreihen wurden zur Quellenrekonstruktion herangezogen. Sie wurden darauf hingewiesen, während des Experimentes möglichst still zu sitzen und alle unnötigen Muskelbewegungen zu vermeiden, um Artefakte in den EEG-Messungen weitestgehend zu vermeiden.

Simulationseinheit

Die Simulationseinheit bestand aus einem Computerbildschirm. Die Probanden wurden durch die darauf angezeigten graphischen Anweisungen durch das Experiment geleitet.

EEG-Messung

EEG wurde monopolar an 32 Elektroden über dem motorischen Cortex, in einem Gitter um die 10-20 Standardelektrodenpositionen C3, Cz und C4, gemessen (siehe auch Abb. 2.2c).

Experimentelles Paradigma

Das Experiment setzte sich aus zwei Durchläufen, bei denen eine Hand- bzw. Ellenbogenbewegung ausgeführt wurde und aus sechs Durchläufen, bei denen die ProbandInnen sich eine Hand- bzw. Ellenbogenbewegung vorgestellt haben, zusammen. Jeder Durchlauf bestand aus 40 Einzelversuchen. Da es sich um ein Zwei-Klassenexperiment handelt, ergeben sich pro Proband 40 Einzelversuche pro Klasse für die Bewegungsausführungen und 120 Einzelversuche pro Klasse für die Bewegungsvorstellungen. Während einer Referenzzeit von zwei Sekunden erschien ein Fixierungskreuz am Bildschirm. Von Sekunde 2-7 wurde, ein 'E' für Ellenbogen bzw. ein 'H' für Hand über dem Kreuz in der Mitte des Bildschirms angezeigt, worauf die StudienteilnehmerInnen eine Bewegung ausführten oder sich diese vorstellten. Nach einem Einzelversuch erfolgte eine Pause mit zufälliger Dauer. Abb. 2.5 zeigt den zeitlichen Ablauf des Experiments.

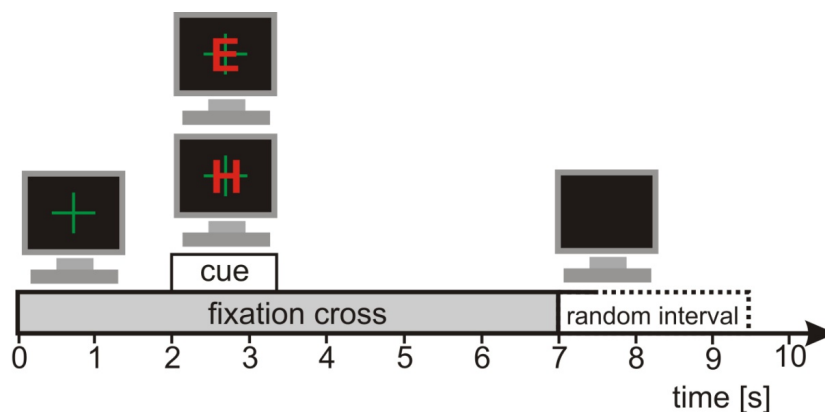


Abb. 2.5: Zeitlicher Ablauf der Bewegungsexperimente

2.3 sLORETA

Die Messdaten der oben beschriebenen Experimente liegen in Form von EEG-Datenreihen vor. Diese EEG-Messungen beschreiben den zeitlichen Potentialverlauf auf der Kopfoberfläche. Aus neurowissenschaftlicher Sicht sind jedoch nicht die Oberflächenpotentiale interessant, sondern die Aktivierungen im Gehirn. Deswegen wird es angestrebt aus den EEG-Messungen eine Tomographie der elektrischen Gehirnaktivität zu rekonstruieren. Die zentrale Methode der vorliegenden Arbeit ist sLORETA [6]. Die Abkürzung sLORETA steht für 'standardized low resolution brain electromagnetic tomography'. Diese Rekonstruktionsmethode bietet die Möglichkeit aus vorliegenden MEG oder EEG Messdaten eine elektromagnetische Gehirntomographie mit niedriger Auflösung zu berechnen.

2.3.1 Modellierung des Vorwärtsproblems

Da sich das EEG aus der Summe der Potentialveränderungen der einzelnen Neuronen ergibt, ist es zunächst entscheidend, wie das Vorwärtsproblem modelliert wird. In sLORETA wird als Modell für die Potentialausbreitung ein 3-Kompartiment Volumenleiter-Modell von Fuchs et al. [7] implementiert. Dieses Modell ermöglicht es, das elektrische Potential einer Stromquelle in einem inhomogenen Leiter zu berechnen, indem dieser in einzelne Teilbereiche mit isotroper, also richtungsunabhängiger Leitfähigkeit aufgespalten wird. Als Kompartiments wird zwischen Haut-, Knochen- und Hirngewebe unterschieden. Für die Form und Geometrie des Gehirns wird ein gemittelter Datensatz von MRI-Aufnahmen vom Montreal Neurological Institute (MNI) verwendet. Dieser gemittelte Datensatz wird in die drei Kompartiments, wie es in Abb.2.6 dargestellt ist, segmentiert. In sLORETA wird die graue Gehirnschicht sowie

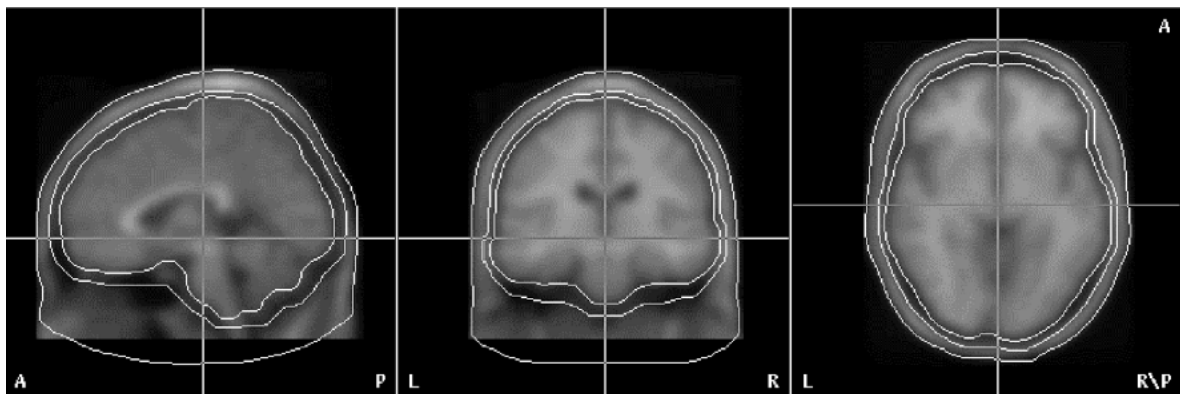


Abb. 2.6: Schnittbilder der segmentierten drei Kompartiments des Modells, Quelle: [7]

der Hippocampus als Lösungsraum definiert. Durch die Diskretisierung des Problems, ergeben sich in diesen Bereichen des Cortex 6430 Voxel bei einer räumlichen Auflösung von 5 mm.

2.3.2 Elektrodenpositionierung

In den SSVEP- als auch bei den Bewegungsvorstellungs-Experimenten wurden Elektrodenpositionen abseits des 10/20 oder abgeleiteter Systeme verwendet. Diese Positionen wurden exemplarisch mit Hilfe des Messsystems ELPos⁴ erfasst und als Theta/Phi Koordinaten (siehe Abb.2.8) gespeichert. Die Elektrodenhaube war bei der Messung jedoch um einige Grad auf der Kopfoberfläche verschoben und das Messsystems ELPos war zum Zeitpunkt der Elektrodenpositionserfassung nicht perfekt kalibriert. In Abb.2.7 sind alle erfassten Elektroden dargestellt. Es ist zu erkennen, dass die gemessenen Elektrodenpositionen nicht symmetrisch angeordnet sind und ein gewisser Versatz zu den definierten Positionen von O1, Oz, O2 vorhanden ist.

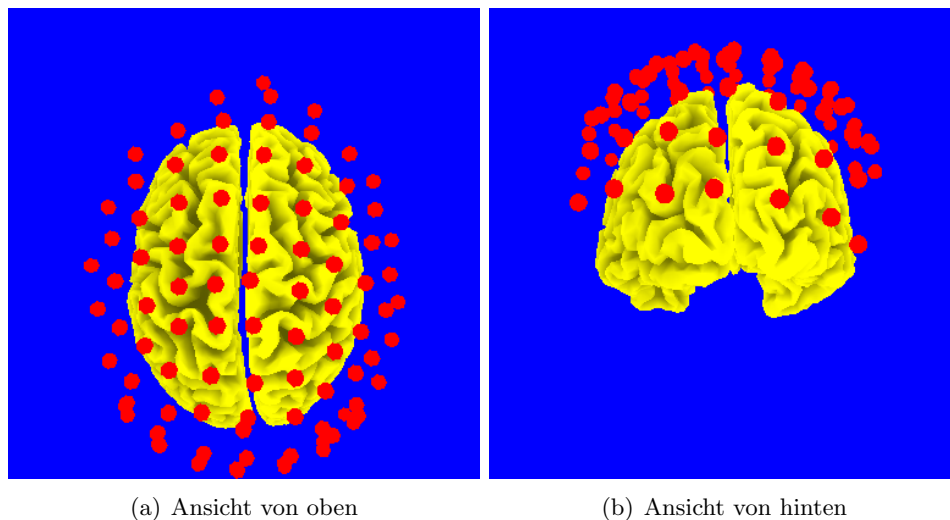


Abb. 2.7: Alle gemessenen Elektrodenpositionen

Um diese Ungenauigkeiten auszumerzen, wurden die gemessenen Positionen nachkorrigiert.

⁴zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland

Korrektur der Elektroden über dem okzipitalen Cortex

Wie schon im Abschnitt 2.1 beschrieben ist, wurden für die SSVEP-Experimente die EEG-Elektroden um die 10/20 Standardpositionen O1 und O2 angeordnet. Die verwendeten 21 Elektroden waren in drei Reihen und sieben Spalten symmetrisch um O1 und O2 in einem Gitter mit einem Abstand von jeweils 2.5 cm positioniert. Da die Koordinaten von O1 und O2 bekannt sind, ist es möglich die gemessenen Koordinaten nachträglich an die definierten Positionen zu verschieben bzw. zu rotieren.

Im ersten Schritt der Positionskorrektur wurde die Symmetrie der Elektroden um die saggitale Referenzkurve (Nz-Cz-Iz) gewährleistet. Es wurde der Umstand genutzt, dass die Theta/Phi Werte symmetrischer Positionen die gleichen Werte, nur unterschiedliche Vorzeichen haben (siehe dazu auch Tabelle 2.1 und Abb. 2.8). Deshalb wurden die Koordinatenmesswerte, sowohl in θ -, als auch in φ - Richtung, der jeweilig gegenüberliegenden Elektrodenpositionen, gemittelt.

Im zweiten Schritt wurde der Versatz zwischen der gemessenen und der definierten Position von Oz berechnet und das gesamte Gitter von Elektroden um diesen Winkel in negativer y-Richtung auf der Kopfoberfläche verschoben. Da diese Korrektur nur wenige Grad betrug, wurde als Näherung jede Elektrode auf einer Kugeloberfläche rotiert. Die jeweiligen Radien dieser Kugeloberflächen wurden aus dem gemessenen Abstand der Elektroden zum Punkt (x/0/0) berechnet. Der Punkt (x/0/0) stellt für jede Elektrodenrotation, den Mittelpunkt der jeweiligen Kugel dar. Die Rotation erfolgt in negativer y-Richtung, deswegen werden die gemessenen Positionen zunächst in kartesische Koordinaten transformiert.

$$\Delta\theta = \theta_{gem} - \theta_{def}$$

$$x_{gem} = \sin(\theta_{gem}) \cdot \cos(\varphi_{gem})$$

$$y_{gem} = \sin(\theta_{gem}) \cdot \sin(\varphi_{gem})$$

$$z_{gem} = \cos(\theta_{gem})$$

Es wird der Abstand jeder Elektrode zum Punkt (x/0/0), also die Radien der Kugeloberflächen

auf der die Elektroden im Weiteren verschoben werden, berechnet.

$$r_{\Delta\theta} = \sqrt{y_{gem}^2 + z_{gem}^2}$$

Die Beträge der x-Achse bleiben bei einer Verschiebung in negativer y-Richtung gleich. Die neuen Positionen ergeben sich zu:

$$\begin{aligned} x_{korr} &= x_{gem} \\ y_{korr} &= r \cdot \sin(\Delta\theta + \arcsin \frac{y_{gem}}{r_{\Delta\theta}}) \\ z_{korr} &= r \cdot \cos(\Delta\theta + \arccos \frac{z_{gem}}{r_{\Delta\theta}}) \end{aligned}$$

Die korrigierten Positionen werden wieder in das Theta/Phi Koordinatensystem rücktransformiert.

$$\Phi_{korr} = \arctan\left(\frac{y_{korr}}{x_{korr}}\right) \cdot \frac{180}{\pi} \quad (2.1)$$

$$\theta_{korr} = \arccos\left(\frac{z_{korr}}{r_{\Delta\theta}}\right) \cdot \frac{180}{\pi} \quad (2.2)$$

Besonderes Augenmerk ist bei der Rückrechnung auf das Vorzeichen der Koordinatenangaben zu legen. In Abb. 2.8 ist das Theta/Phi Koordinatensystem sowie die jeweiligen Vorzeichen auf der Kopfoberfläche dargestellt.

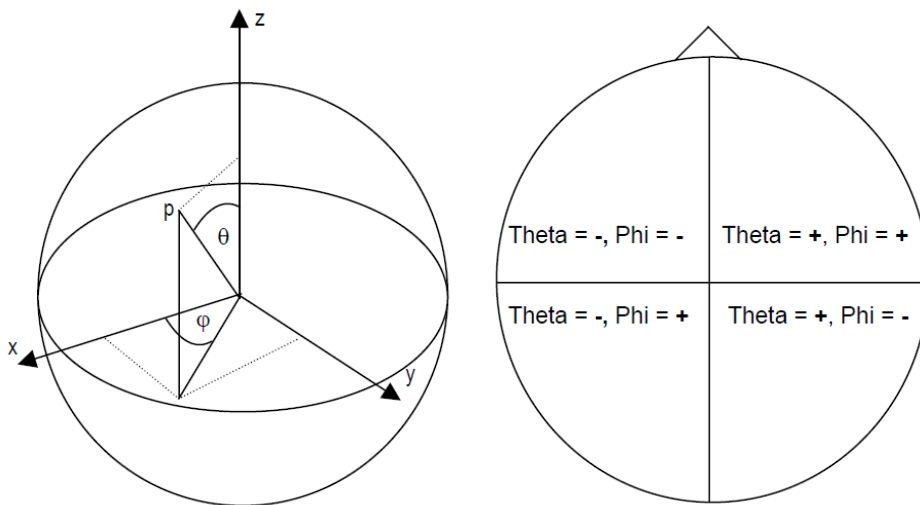


Abb. 2.8: Theta/Phi Koordinatensystem mit den Vorzeichen auf der Kopfoberfläche, Quelle: easycap

Grundsätzlich ist das Theta/Phi Koordinatensystem mit Angabe des Radius dreidimensional. Da hier ohnehin ein Standardmodell für die Geometrie des Schädels verwendet wird, genügt es zur Beschreibung der Elektrodenpositionen, sich auf die Kopfoberfläche (2D) zu beschränken. Jede Position kann so durch die θ - und φ -Angaben beschrieben werden. Zum besseren Verständnis dieses Koordinatensystems sind in untenstehender Tabelle 2.1 einige Standardpositionen in Theta/Phi-Koordinaten angegeben. Für die Korrektur der Elektrodenpositionen über dem okzipitalen Cortex sind zunächst die Koordinaten von O1 und O2 interessant.

	θ	φ		θ	φ		θ	φ
F3	-60	-51	C3	-46	0	O1	-92	72
Fz	46	90	Cz	0	0	Oz	92	-90
F4	60	51	C4	46	0	O2	92	-72

Tabelle 2.1: Ausgewählte Standardelektrodenpositionen in Theta/Phi-Koordinaten

Die Korrektur der Elektroden ist in Abb. 2.9 kurz und einfach dargestellt. Es ist leicht zu erkennen, dass die korrigierten Elektroden symmetrisch um die sagittale Referenzkurve (Nz-Cz-Iz) angeordnet sind und Oz exakt an der im internationalen 10-20-System definierten Position liegt.

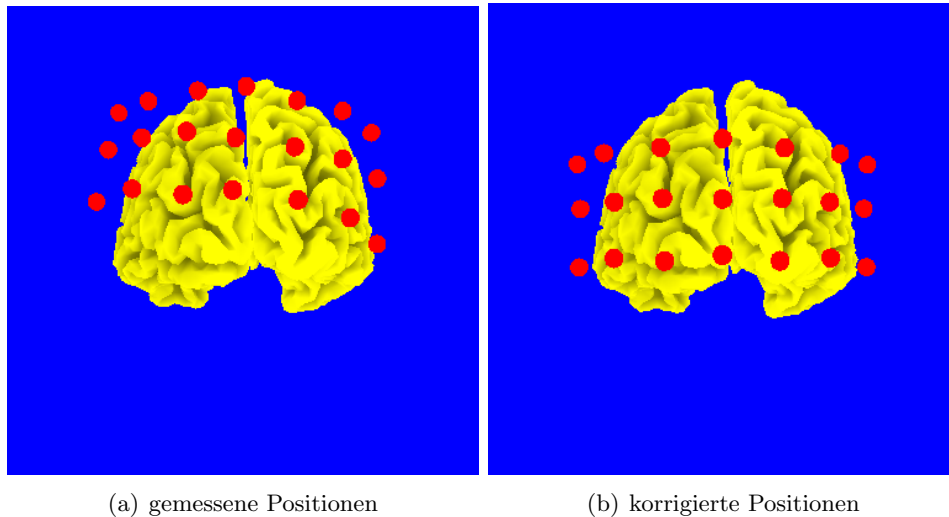


Abb. 2.9: Elektroden über dem okzipitalen Cortex

Korrektur der Elektroden über dem motorischen Cortex

Die Korrektur der Elektroden über dem motorischen Cortex erfolgte analog zu obiger Beschreibung, mit dem Unterschied, dass hier sinnvollerweise Cz als zentrale Elektrode verwendet wurde, deren Position auf 0/0 liegt. Wie in Abb. 2.10 zu erkennen ist, wurden die Elektrodenpositionen wieder symmetriert und das gesamte Gitter mit der Cz Elektrode als Referenzpunkt an die im 10-20-System definierten Position verschoben.

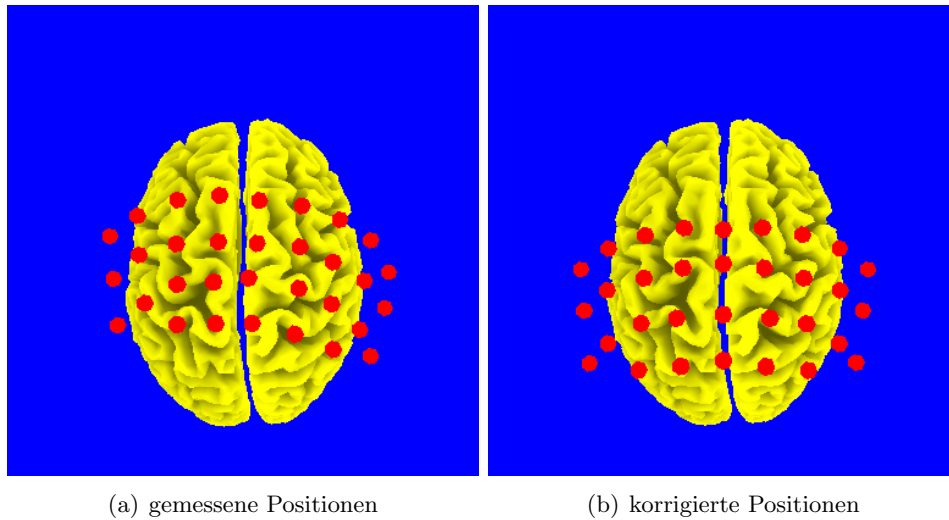


Abb. 2.10: Elektroden über dem motorischen Cortex

2.3.3 Berechnung der Transformationsmatrix

Die Berechnung der Transformationsmatrix ist der entscheidende Schritt bei der Quellenrekonstruktion mittels sLORETA. Im Folgenden werden die wichtigsten Zusammenhänge der sLORETA Methode [6] zum besseren Verständnis des Rekonstruktionsverfahrens zitiert:

Das Vorwärtsproblem kann mit Formel 2.3 zusammengefasst werden.

$$\Phi = \mathbf{K} \cdot \mathbf{J} + c \cdot \mathbf{1} \quad (2.3)$$

Φ ist ein Vektor, der die an N_E Elektroden gemessenen elektrischen Potentialen enthält. Die Dimension von Φ ist folglich $N_E \times 1$.

\mathbf{J} sind die tatsächlichen Stromdichten in einem Voxel. Die gesamte räumliche Stromverteilung wird als Quelle der gemessenen EEG-Signale angenommen. Durch die drei Dimensionen des Raums und die Voxelanzahl von N_V ist \mathbf{J} ein $3 \cdot N_V \times 1$ Vektor.

\mathbf{K} ist die Führungsfeldmatrix (*lead field matrix*), die die Geometrie und Leitungsfähigkeiten des Kopfmodells, bei einer bestimmten Messanordnung ausdrückt. \mathbf{K} ist eine Lösung des Volumenleitermodells von Fuchs et al. [7] für eine bestimmte Elektrodenanordnung. Die Matrix \mathbf{K} besteht aus N_E Zeilen und $3 \cdot N_V$ Spalten.

c ist eine beliebige Konstante durch die ausgedrückt wird, dass das elektrische Potential auf ein beliebiges Bezugspotential bezogen werden kann, da lediglich Spannungen, also Potentialdifferenzen, gemessen werden können.

$\mathbf{1}$ ist ein Vektor aus Einsen mit der Dimension $N_E \times 1$.

Der Term $c \cdot \mathbf{1}$ drückt das Referenzelektrodenproblem aus. Dieser Term fällt weg, wenn die EEG Messdaten in Werte bezogen auf die Durchschnittsreferenz umgerechnet werden.

Die EEG-Elektrodenanzahl N_E ist bei solchen Problemen sinnvollerweise immer kleiner, als die Anzahl der Voxel N_V der sLORETA Bilder. Folglich existiert keine eindeutige Lösung für die Rekonstruktion. Eine solche Rekonstruktion stellt ein schlecht gestelltes, inverses Problem dar. Die bekannteste Lösung eines solchen Problems ist die Minimum Norm Lösung [18]. Diese ist die Lösung, die die EEG-Daten mit minimalen Stromdichten beschreibt. Gleichzeitig wird natürlich gewünscht, dass eine inverse Lösung die Messdaten möglichst genau beschreiben soll.

Es ergibt sich folgendes, zu minimierendes Funktional:

$$F = \|\Phi - \mathbf{K} \cdot \mathbf{J}\|^2 + \alpha \cdot \|\mathbf{J}\|^2 \quad (2.4)$$

$\alpha \leq 0$ ist in obiger Gleichung 2.4 der Regularisierungsparameter.

Die Lösung dieses Minimierungsproblems ergibt sich zu:

$$\hat{\mathbf{J}} = \mathbf{T} \cdot \Phi \quad (2.5)$$

mit der Transformationsmatrix

$$\mathbf{T} = \mathbf{K}^T [\mathbf{K}\mathbf{K}^T + \alpha\mathbf{H}]^+ \quad (2.6)$$

$\hat{\mathbf{J}}$ ist der Vektor, der die geschätzten Stromdichten der einzelnen Voxel enthält.

Die sogenannte Zentrierungsmatrix \mathbf{H} ist der Durchschnittsreferenz-Operator, der im von den Messdaten aufgespannten Unterraum die Rolle der Einheitsmatrix einnimmt.

Angelehnt an eine Publikation von Dale et al. [19] werden bei der sLORETA Methode die rekonstruierten Stromdichten $\hat{\mathbf{J}}$ mit den jeweiligen Varianzen der geschätzten Stromdichten standardisiert. Dazu ist es notwendig eine Annahme über die Stromdichtevarianz an sich zu treffen.

Wird die Varianz des Messrauschens als

$$\mathbf{S}_{\Phi}^{noise} = \alpha \cdot \mathbf{H} \quad (2.7)$$

und unkorreliert zu den tatsächlichen Stromdichten angenommen, so ergibt sich eine Varianz für die gemessenen Potentiale zu

$$\mathbf{S}_{\Phi} = \mathbf{K}\mathbf{S}_J\mathbf{K}^T + \mathbf{S}_{\Phi}^{noise} = \mathbf{K}\mathbf{K}^T + \alpha\mathbf{H} \quad (2.8)$$

Aus dem linearen Zusammenhang der Gleichung 2.5 folgt weiters

$$\mathbf{S}_{\hat{\mathbf{j}}} = \mathbf{T} \mathbf{S}_{\Phi} \mathbf{T}^T = \mathbf{T} (\mathbf{K} \mathbf{K}^T + \alpha \mathbf{H}) \mathbf{T}^T \quad (2.9)$$

$$\mathbf{S}_{\hat{\mathbf{j}}} = \mathbf{K}^T [\mathbf{K} \mathbf{K}^T + \alpha \cdot \mathbf{H}]^+ \mathbf{K} = \mathbf{T} \cdot \mathbf{K} = \mathbf{R} \quad (2.10)$$

Wird die Transformationsmatrix \mathbf{T} mit der Führungsfeldmatrix \mathbf{K} multipliziert, so sollte das Ergebnis bei optimaler Auflösung eigentlich wieder der Einheitsmatrix entsprechen. Jedoch kann man bei schlecht gestellten Problemen mit verrauschten Messdaten nicht von einer optimalen Auflösung der Rekonstruktion ausgehen. \mathbf{R} ist die *resolution matrix*, deren Spalten die einzelnen Punktstreuungsfunktionen beinhalten.

Das Inverse Problem kann somit folgendermaßen ausgedrückt werden:

$$\hat{\mathbf{J}} = \mathbf{T} \cdot \Phi = \mathbf{T} \cdot \mathbf{K} \cdot \mathbf{J} = \mathbf{R} \cdot \mathbf{J} = \mathbf{S}_{\hat{\mathbf{j}}} \cdot \mathbf{J} \quad (2.11)$$

Wird obiger Zusammenhang näher betrachtet, so wird deutlich, dass die Varianz der geschätzten Stromdichten $\mathbf{S}_{\hat{\mathbf{j}}}$ gleich der *resolution matrix* \mathbf{R} ist. Die geschätzten Stromdichten $\hat{\mathbf{J}}$ werden in sLORETA mit $\mathbf{S}_{\hat{\mathbf{j}}}$ also gleichbedeutend mit \mathbf{R} standardisiert.

Schlussendlich ergibt sich das Ergebnis der sLORETA Quellenrekonstruktion im l -ten Voxel zu:

$$\hat{\mathbf{J}}_l^T \cdot [\mathbf{S}_{\hat{\mathbf{j}}}]_{ll}^{-1} \cdot \hat{\mathbf{J}}_l \quad (2.12)$$

2.3.4 Regularisierung

Es gibt einige verschiedene Methoden um den Regularisierungsparameter α zu ermitteln, wie z.B. Kreuzvalidation oder nach dem Diskrepanzkriterium nach Morozov [32]. Allerdings gibt es keine allgemeingültige 'beste' Methode um den Regularisierungsparameter zu berechnen, da sich je nach Problemstellung unterschiedliche Methoden als hilfreich erwiesen haben. Die sLORETA Software bietet aber u.a. die Möglichkeit den Parameter abhängig vom Signal-Rauschverhältnis (SNR) der Messungen zu berechnen. Wenn Messdaten mit bestimmtem Rauschen zu einer bildgebenden inversen Rekonstruktion verwendet werden, hat das Rauschen eine entscheidende Auswirkung auf das SNR der Rekonstruktion. Aus diesem Grund ist die Berechnung von α mit Hilfe des SNR der Messungen eine sehr pragmatische Methode, da der Regularisierungsparameter umso größer gewählt wird, umso kleiner das Signal-Rauschverhältnis der Messdaten ist. Zu Testzwecken wurden sLORETA Bilder mit Regularisierungsparametern, in logarithmischen Schritten, von 1 bis 1000 erzeugt und diese verglichen. Es zeigt sich, dass bei sehr hohen Regularisierungsparametern (geringes Rauschen) die rekonstruierte Gehirnaktivität um wenige Punkte konzentriert lokalisiert wird, da eine hohe Auflösung des sLORETA Bildes sozusagen erzwungen wird. Wogegen bei sehr niedrigen Regularisierungsparametern die sLORETA Bilder eine weit ausgedehnte, kleine Gehirnaktivität aufweisen. Es hat sich durch exemplarische Rekonstruktionen der verschiedenen Datensätze gezeigt, dass sich in einem Bereich von 10 bis 100 des Regularisierungsparameters, ähnliche Lokalisationen ergeben. Bei zunehmend größeren Regularisierungsparametern wurden die Ergebnisse immer 'glatter' und umgekehrt immer unschärfer. Für die Berechnungen wurde schließlich ein Signal-Rauschverhältnis (Signalleistung/Rauschvarianz) von 20 angenommen, da sich dieser Wert aus früheren Messungen als realistisch erwiesen hat und somit als Erfahrungswert herangezogen werden kann [14]. Entscheidend ist bei der Regularisierung eine möglichst hohe Auflösung der Rekonstruktion zu erhalten, ohne Informationen über die Quellsignale zu verlieren.

2.4 Vorverarbeitung der EEG-Messdaten

Die EEG Messdaten der Studien lagen als .cnt oder .gdf Dateien vor und wurden mit Hilfe der BioSig Toolbox⁵ in Matlab⁶ importiert. Dort wurden die einzelnen Einzelversuche zunächst nach der Eventklasse sortiert und die Messdaten während der Referenzdauer von der Eventdauer getrennt. Bei den Bewegungsexperimenten wurden die Einzelversuche nach der zweisekündigen Referenzzeit in die Abschnitte *event related desynchronisation* von Sekunde 2.5-3.5 und in *event related synchronisation* von Sekunde 3.5-4.5 aufgespaltet. Die einzelnen, sortierten Einzelversuche wurden als Textdatei von Matlab exportiert und in sLORETA importiert. In sLORETA wurden aus den EEG Messungen Kreuzspektren berechnet. Kreuzspektren sind die Fourier-Transformierten der Kreuzkovarianzfunktionen [33] der gemessenen Signale und berechnen sich zu [34]:

$$\mathbf{M}_{\hat{\mathbf{J}}\omega} = \mathbf{T} \cdot \mathbf{M}_{\hat{\Phi}\omega} \cdot \mathbf{T}^T \quad (2.13)$$

$$\mathbf{M}_{\hat{\Phi}\omega} = \frac{1}{a} \sum_{i=1}^N [\Phi\omega]_i [\Phi\omega]_i^* \quad (2.14)$$

$$\mathbf{M}_{\hat{\mathbf{J}}\omega} = \frac{1}{a} \sum_{i=1}^N [\hat{\mathbf{J}}\omega]_i [\hat{\mathbf{J}}\omega]_i^* \quad (2.15)$$

mit $a = 2 \cdot \pi \cdot N \cdot N_T$ wobei N_T die Anzahl der diskreten Frequenzpunkte ist und N die Anzahl der Messabschnitte, im gegebenen Fall die Anzahl der Einzelversuche.

$\hat{\Phi}\omega$ und $\hat{\mathbf{J}}\omega$ sind die Fourier-Transformierten der in Formel 2.5 verwendeten Matrizen.

$\mathbf{M}_{\hat{\Phi}\omega}$ und $\mathbf{M}_{\hat{\mathbf{J}}\omega}$ sind die Kreuzspektral-Matrizen für das elektrische Potential Φ und die geschätzte elektrische Stromdichte $\hat{\mathbf{J}}$.

Aus den EEG-Messdaten wurden im ersten Schritt die Kreuzspektral-Matrizen in sLORETA für jede einzelne Klasse berechnet und aus diesen, mit Hilfe der Transformationsmatrix \mathbf{T} , die sLORETA Bilder. Die Berechnung von Kreuzspektren aus vielen Einzelversuche hat einen mittelnden Effekt und liefert als Ergebnis u.a. eine frequenz aufgelöste Darstellung der Leistungsverteilung der Messdaten. Die Stimuli erfolgten bei den SSVEP-Experimenten durch diskrete Frequenzen und auch bei den Bewegungsexperimenten kann der Frequenzbereich der

⁵The BioSig Project, Graz, Österreich

⁶Mathworks Inc, Natick, USA

erwarteten Aktivität eingeschränkt werden. Deswegen ist es sinnvoll frequenz aufgelöste sLORETA Bilder zu berechnen, um in diesen gezielt gewisse Frequenzen auszuwählen bzw. die rekonstruierten Aktivitäten bei diskreten Frequenzen bzw. Frequenzbändern zu betrachten.

2.5 Nachbearbeitung der sLORETA Bilder

Die sLORETA Bilder repräsentieren die absoluten Gehirnaktivitäten bei bestimmten Frequenzen. Da jedoch nicht die absolute Aktivität bestimmter Areale für diese Untersuchungen interessant ist, sondern die Gehirnaktivität während eines Events in Relation zur Referenzzeit, wurden die sLORETA Bilder wie unten beschrieben nachbearbeitet.

2.5.1 Nachbearbeitung der SSVEP-Experimentdaten

Bei sLORETA Bildern im Frequenzbereich liegen für jeden einzelnen Voxel pseudostatische Werte vor, die im Zusammenhang mit den jeweiligen Leistungsspektren der Stromdichten stehen. Diese Daten können als Textdatei von sLORETA exportiert werden. Alle Nachbearbeitungen wurden in Matlab (Mathworks Inc, Natick, USA) nach dem Import von Textdateien berechnet. Die bearbeiteten Bilder wurden in Matlab als Textdatei gespeichert und in sLORETA wieder importiert. Zunächst wurden die Referenzbilder von den Eventbildern (Klasse 1-4) subtrahiert. Dann wurde ein Gesamtspektrum dieser Differenzbilder berechnet, um zu ermitteln bei welchen Frequenzen die größten Leistungsunterschiede zwischen Referenz- und Eventbilder vorlagen. Ein sLORETA Bild besteht aus 3×6430 pseudostatischen Werten pro Sample für die rekonstruierten Stromdichten. Wird die Summe der Leistungsspektren der einzelnen Voxel für jeden Sample berechnet, so entsteht ein Gesamtleistungsspektrum der sLORETA Bilder pro Frequenzinkrement. Die Werte der summierten Spektren werden als *global field power*, kurz GFP bezeichnet. Zum einfacheren Verständnis wurden die Leistungsspektren jeder Studie in Relation zum jeweiligen Maximalwert in Prozent dargestellt und somit auch die Vergleichbarkeit untereinander erleichtert. Diese nachträgliche Bearbeitung wurde für jede Klasse, also für jede Stimulusfrequenz getrennt durchgeführt. Durch die Subtraktion der Event und Referenzdaten sind auch negative Werte für die Aktivität möglich. Um eine einheitliche Darstellung zu ermöglichen wurden jeweils die Beträge der berechneten Differenzaktivitäten in den sLORETA Ergebnisbildern dargestellt.

In dieser Arbeit werden overt und covert attention SSVEP-Experimente analysiert. Um Vergleichbarkeit zwischen diesen zwei Experimenttypen herzustellen, wurden einerseits die sLORETA Bilder der Stimulusgrundfrequenzen (H1) der jeweiligen Experimente und andererseits die sLORETA Bilder der Stimulusgrundfrequenzen (H1) sowie der 2. Harmonischen (H2) gegenübergestellt. Dazu wurden für beide Experimenttypen einzeln, alle H1 und alle H1H2 sLORETA Bilder gemittelt, um jeweils ein Bild für ein covert und ein overt-attention Experiment zu erhalten. Als covert attention Experiment wurde der Datensatz von Kroneis [31] und als overt attention Experiment die Messungen von Müller Putz [5] herangezogen, da diese im Hinblick auf die Teilnehmerzahl und die durchgeführten Einzelversuche pro Klasse gut vergleichbar sind.

2.5.2 Nachbearbeitung der Bewegungsexperimentdaten

Bei Bewegungsexperimenten ist es üblich ERD / ERS zu berechnen [35]. Der Frequenzbereich der Stromdichten bei Bewegungsexperimenten ist nicht so exakt bestimmbar wie bei SSVEP, jedoch wird in den meisten Studien der allgemeine μ -Rhythmus (8-13 Hz) ausgewertet. Da u.a. in der Studie 'Towards Natural Arm Control: Classification of hand and elbow movements' von Müller Putz et al. [8] gezeigt wurde, dass es auch bei höheren Frequenzen zu Aktivierungsveränderungen bei Bewegungsausführung und -vorstellung kommt, wurde in dieser Arbeit ebenfalls das β -Frequenzband ($> 13 - 30Hz$) analysiert. Die ERD/S (siehe Formel 2.16) wurde aus den sLORETA Bildern der Referenz- und Eventdauer, in den beiden genannten Frequenzbändern, eingeteilt in die Klassen Hand/Ellenbogen, sowohl für Bewegungsausführungen, als auch für Bewegungsvorstellungen, berechnet. Die Absolutwerte dieser Ergebnisse wurden wiederum in sLORETA Bildern dargestellt.

$$ERDS = \frac{A - R}{R} \cdot 100\% \quad (2.16)$$

Kapitel 3

Ergebnisse

Auf den folgenden Seiten dieses Kapitels sind die Quellenrekonstruktionen von jedem Stimulus der jeweiligen Experimente abgebildet.

3.1 SSVEP-Experimente

3.1.1 Overt-attention Experimente

SSVEP-Experiment 1

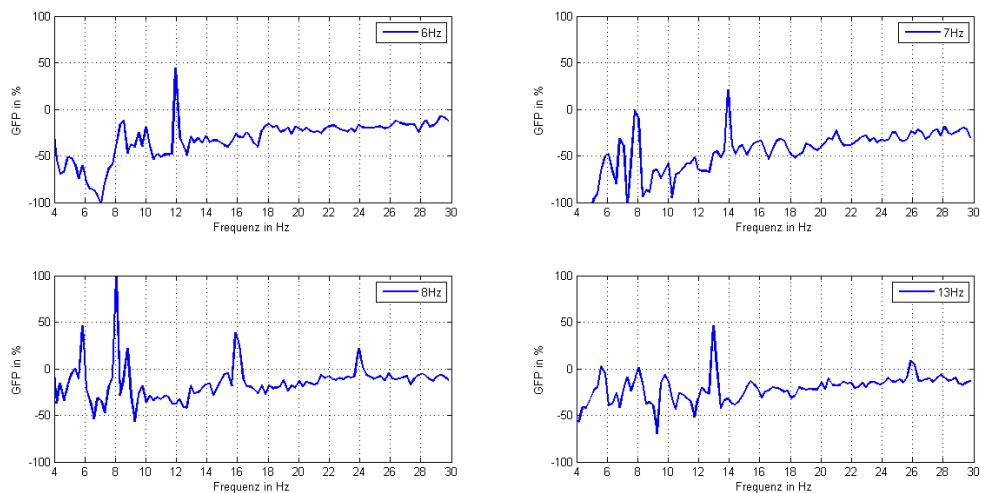
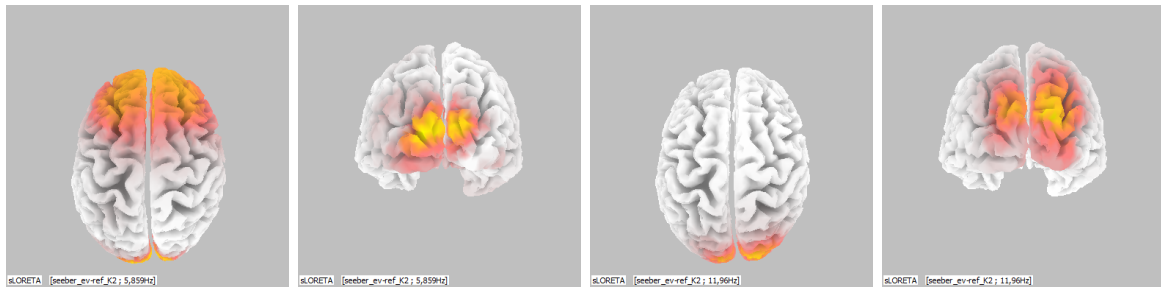


Abb. 3.1: Frequenzspektren der verschiedenen Stimuliklassen aller Probanden des SSVEP-Experiments 1 im Mittel

Abb. 3.1 zeigt die spektrale Verteilung der GFP der sLORETA Bilder der drei Probanden im Mittel bei den verschiedenen Stimulusfrequenzen.

Der 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion bei der 1. Harmonischen (H1) von 6 Hz und der 2. Harmonischen (H2) von 12 Hz der Stimulusfrequenz ist in Abb. 3.2 dargestellt. Die Schnittbilder bei diesen Frequenzen sind in den Abb. 3.3 und 3.4 zu sehen.



(a) H1=6Hz, von oben (b) H1=6Hz, von hinten (c) H2=12Hz, von oben (d) H2=12Hz, von hinten

Abb. 3.2: sLORETA 3D-cortex, Fokussierung auf mit 6 Hz flackernde LEDs

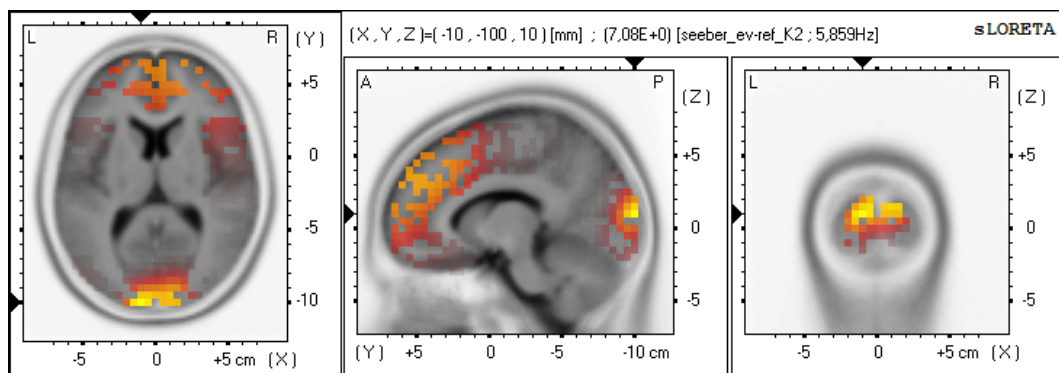


Abb. 3.3: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 6 Hz flackernde LEDs: H1

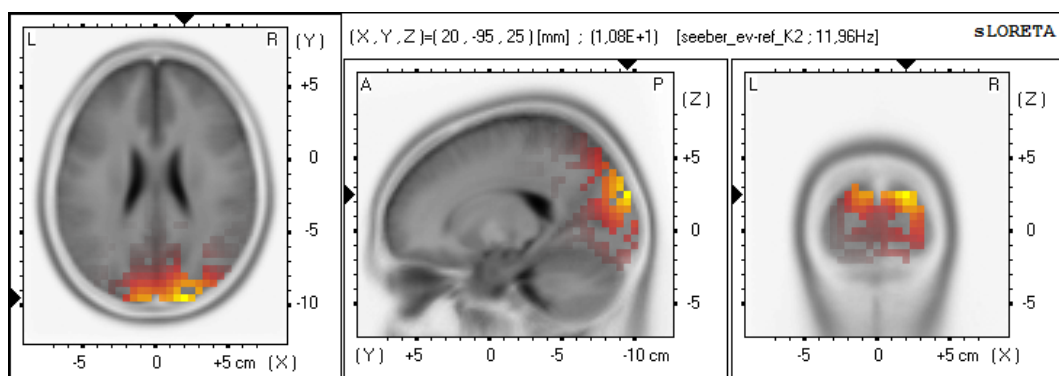
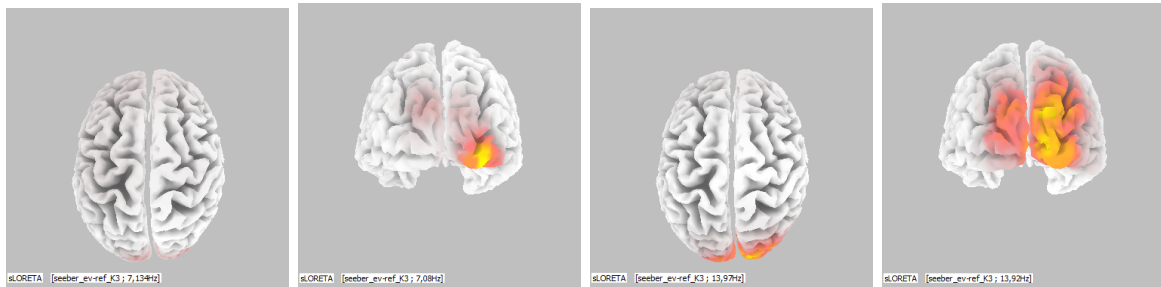


Abb. 3.4: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 6 Hz flackernde LEDs: H2

Abb. 3.5 zeigt den 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion bei der 1. Harmonischen (H1) von 7 Hz und der 2. Harmonischen (H2) von 14 Hz der Stimulusfrequenz. Die Schnittbilder bei diesen Frequenzen sind in den Abb. 3.6 und 3.7 dargestellt.



(a) H1=7Hz, von oben (b) H1=7Hz, von hinten (c) H2=14Hz, von oben (d) H2=14Hz, von hinten

Abb. 3.5: sLORETA 3D-cortex, Fokussierung auf mit 7 Hz flackernde LEDs

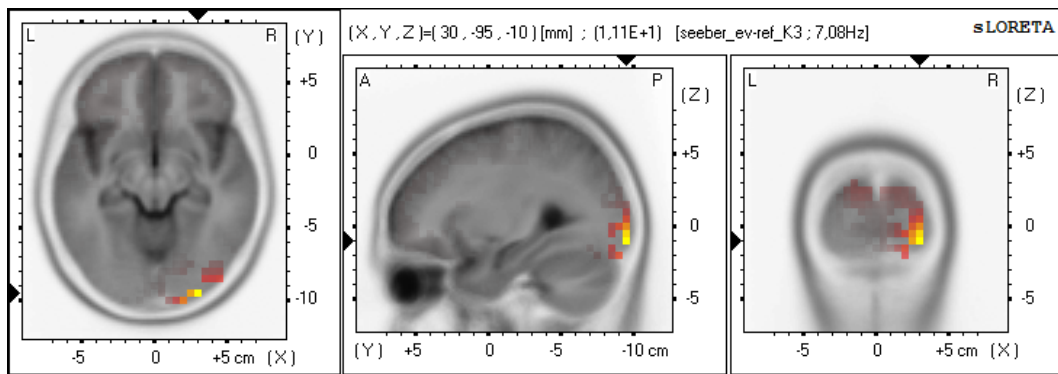


Abb. 3.6: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 7 Hz flackernde LEDs: H1

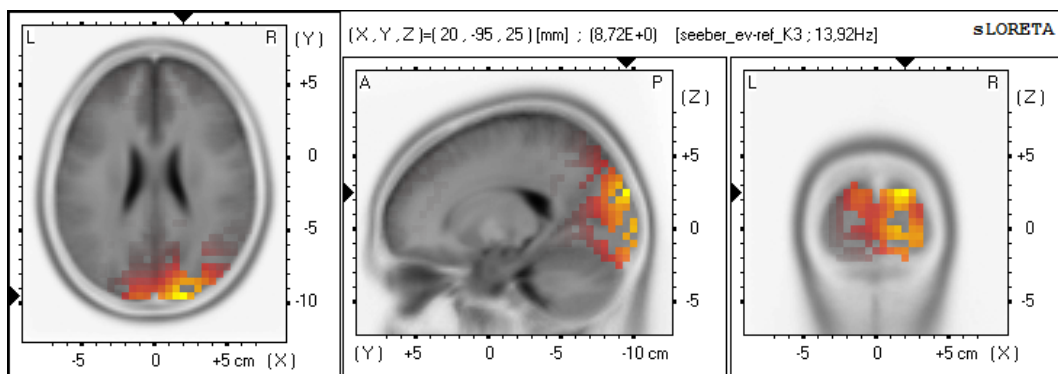
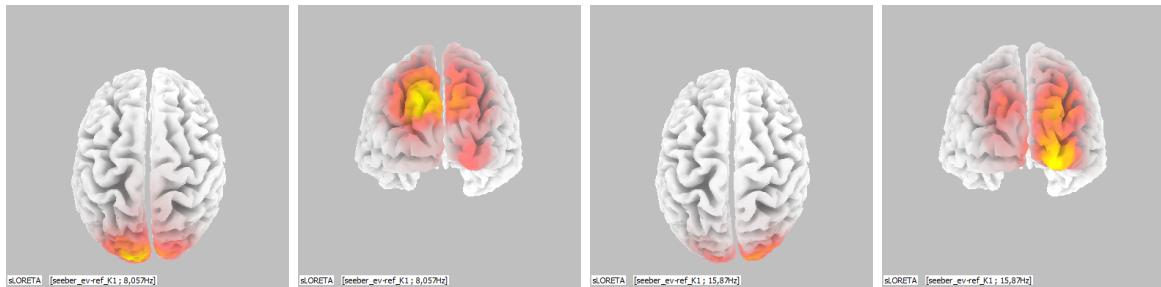


Abb. 3.7: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 7 Hz flackernde LEDs: H2

In Abb. 3.8 ist der 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion bei der 1. Harmonischen (H1) von 8 Hz und der 2. Harmonischen (H2) von 16 Hz der Stimulusfrequenz dargestellt. Die Schnittbilder bei diesen Frequenzen sind in den Abb. 3.9 und 3.10 zu sehen.



(a) H1=8Hz, von oben (b) H1=8Hz, von hinten (c) H2=16Hz, von oben (d) H2=16Hz, von hinten

Abb. 3.8: sLORETA 3D-cortex, Fokussierung auf mit 8 Hz flackernde LEDs

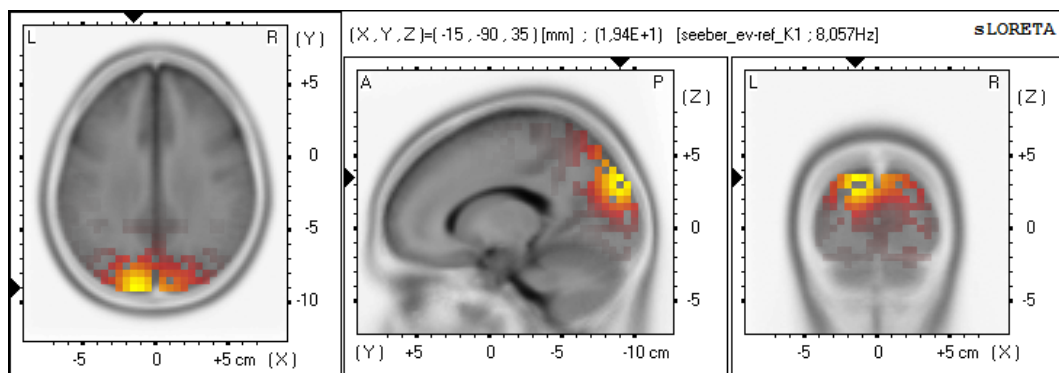


Abb. 3.9: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 8 Hz flackernde LEDs: H1

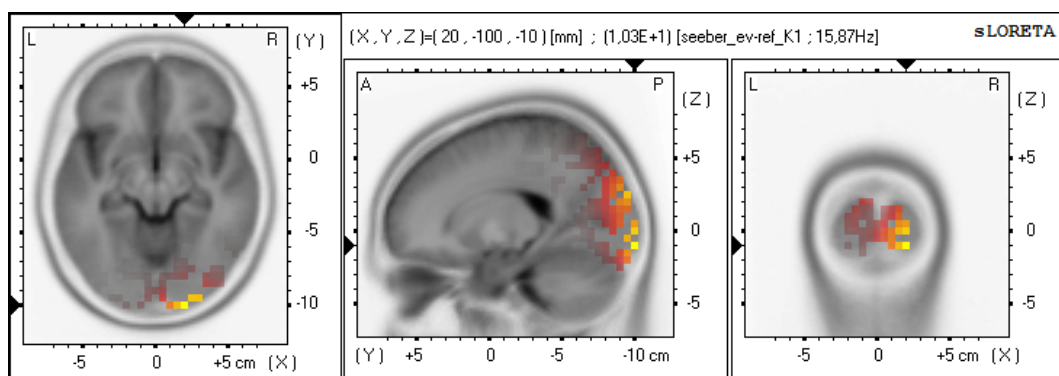
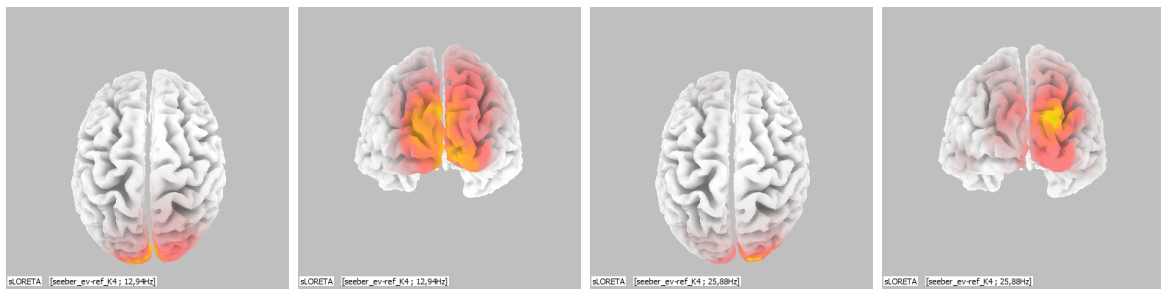


Abb. 3.10: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 8 Hz flackernde LEDs: H2

Untenstehende Abb. 3.11 zeigt den 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion bei der 1. Harmonischen (H1) von 13 Hz und der 2. Harmonischen (H2) von 26 Hz der Stimulusfrequenz. Die Schnittbilder bei diesen Frequenzen sind in den Abb. 3.12 und 3.13 zu sehen.



(a) H1=13Hz, von oben (b) H1=13Hz, von hinten (c) H2=26Hz, von oben (d) H2=26Hz, von hinten

Abb. 3.11: sLORETA 3D-cortex, Fokussierung auf mit 13 Hz flackernde LEDs

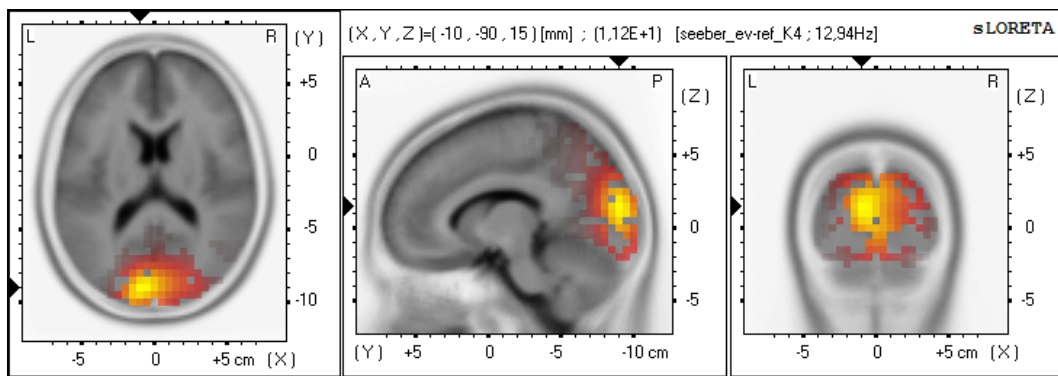


Abb. 3.12: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 13 Hz flackernde LEDs: H1

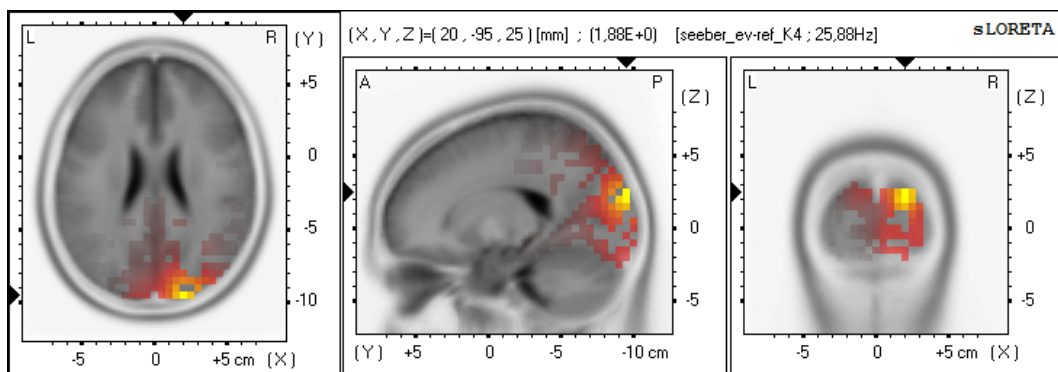


Abb. 3.13: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 13 Hz flackernde LEDs: H2

SSVEP-Experiment 2

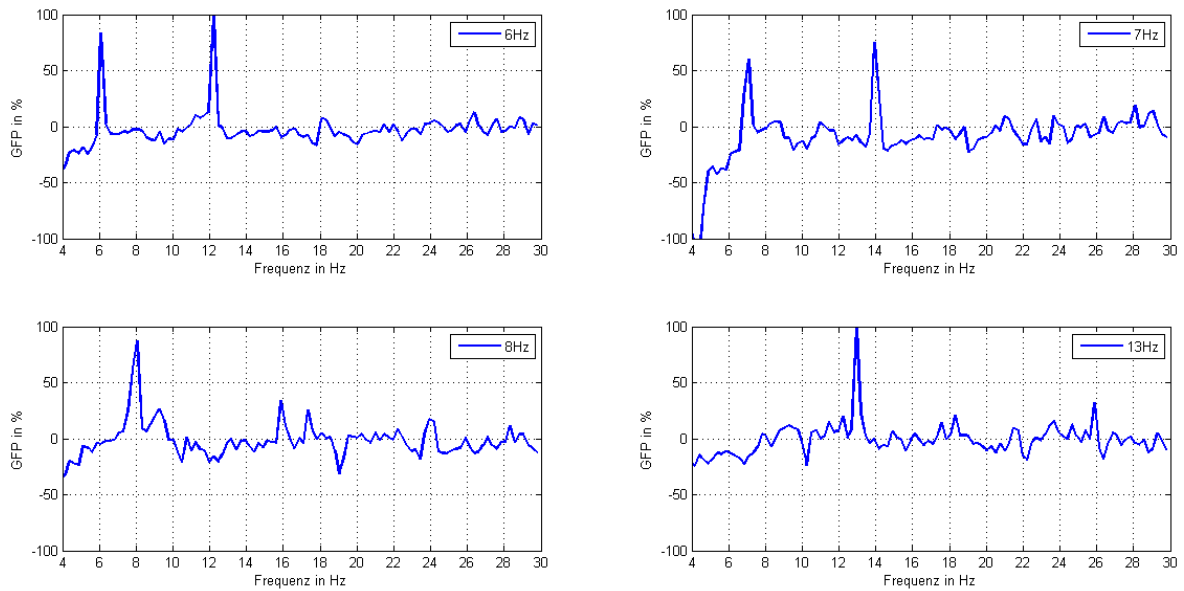


Abb. 3.14: Frequenzspektren der verschiedenen Stimuliklassen aller Probanden des SSVEP-Experiments 2 im Mittel

Abb. 3.14 zeigt die spektrale Verteilung der GFP der sLORETA Bilder von allen zehn Probanden im Mittel bei den verschiedenen Stimulusfrequenzen.

Untenstehende Abb. 3.15 zeigt den 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion, bei der 1. Harmonischen (H1) von 6 Hz und der 2. Harmonischen (H2) von 12 Hz der Stimulusfrequenz. Die Schnittbilder bei diesen Frequenzen sind in den Abb. 3.16 und 3.17 zu sehen.

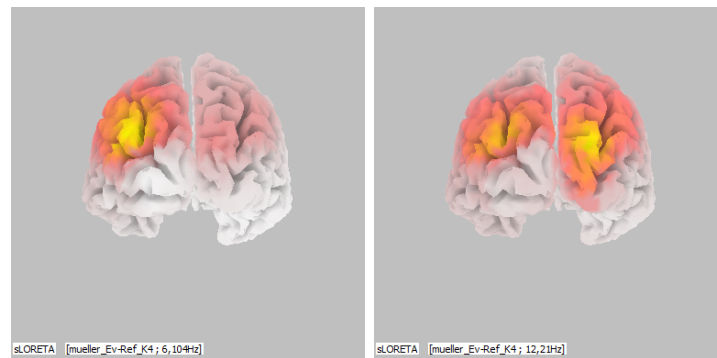


Abb. 3.15: sLORETA 3D-cortex, links: H1=6Hz, rechts: H2=12 Hz, Ansicht von hinten

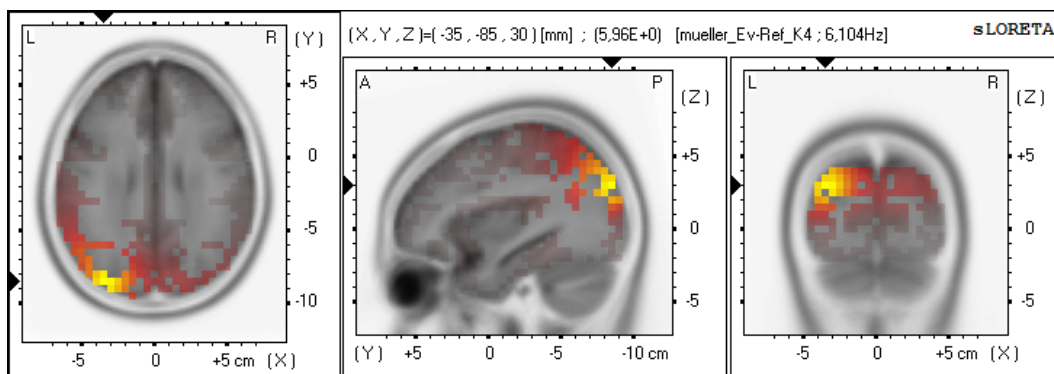


Abb. 3.16: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 6 Hz flackernde LEDs: H1

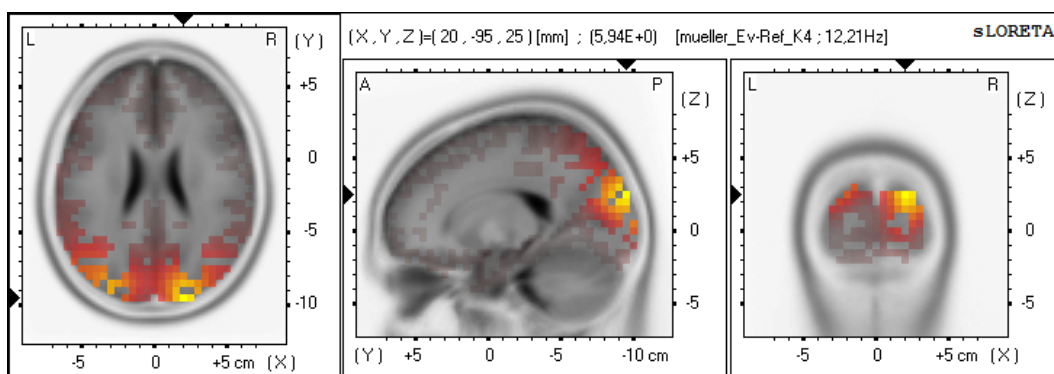


Abb. 3.17: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 6 Hz flackernde LEDs: H2

In Abb. 3.18 ist der 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion bei der 1. Harmonischen (H1) von 7 Hz und der 2. Harmonischen (H2) von 14 Hz der Stimulusfrequenz dargestellt. Die Schnittbilder bei diesen Frequenzen sind in den Abb. 3.19 und 3.20 zu sehen.

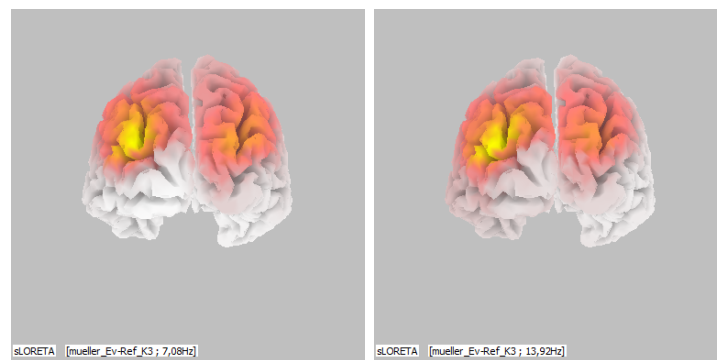


Abb. 3.18: sLORETA 3D-cortex, links: H1=7 Hz, rechts: H2=14 Hz, Ansicht von hinten

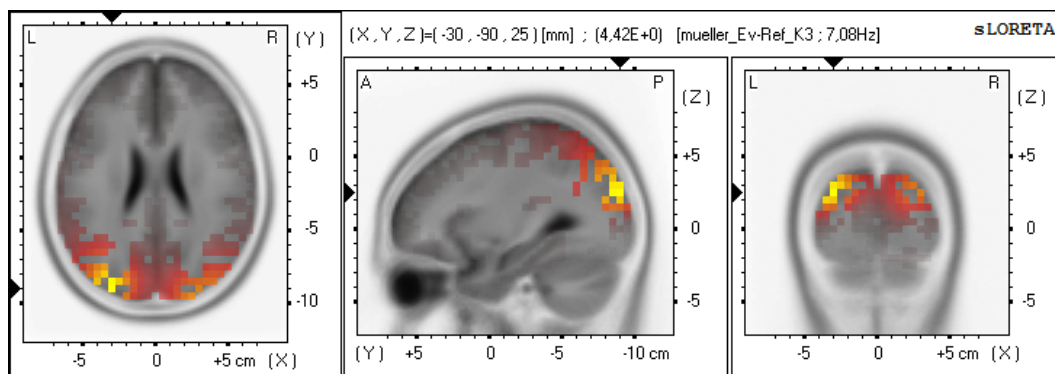


Abb. 3.19: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 7 Hz flackernde LEDs: H1

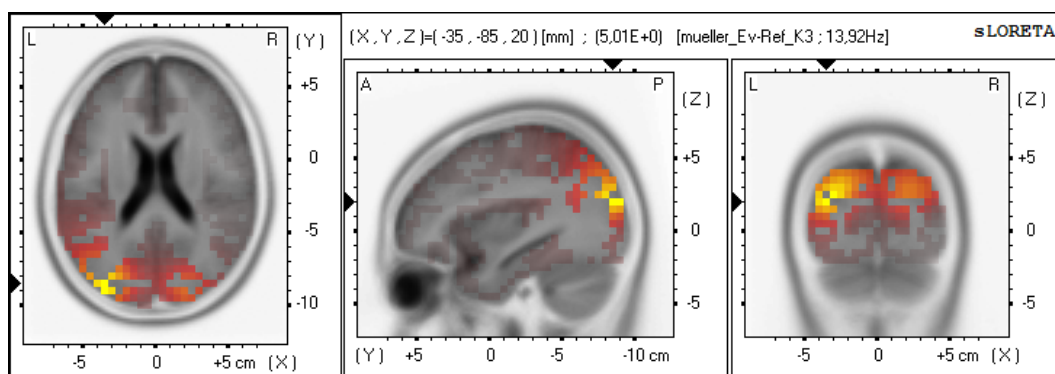


Abb. 3.20: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 7 Hz flackernde LEDs: H2

Der 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion bei der 1. Harmonischen (H1) von 8 Hz und der 2. Harmonischen (H2) von 16 Hz der Stimulusfrequenz ist in Abb. 3.21 zu sehen. Die Schnittbilder bei diesen Frequenzen sind in den Abb. 3.22 und 3.23 dargestellt.

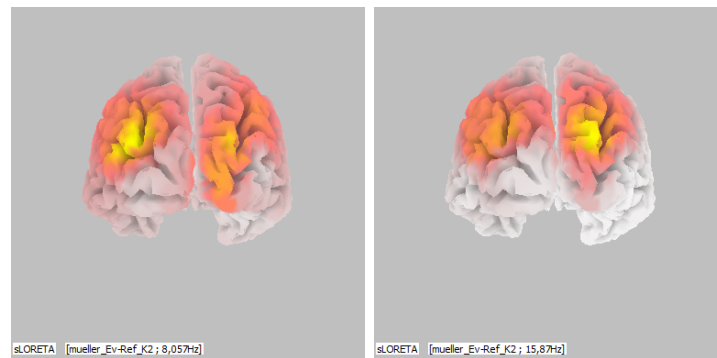


Abb. 3.21: sLORETA 3D-cortex, links: H1=8 Hz, rechts: H2=16 Hz, Ansicht von hinten

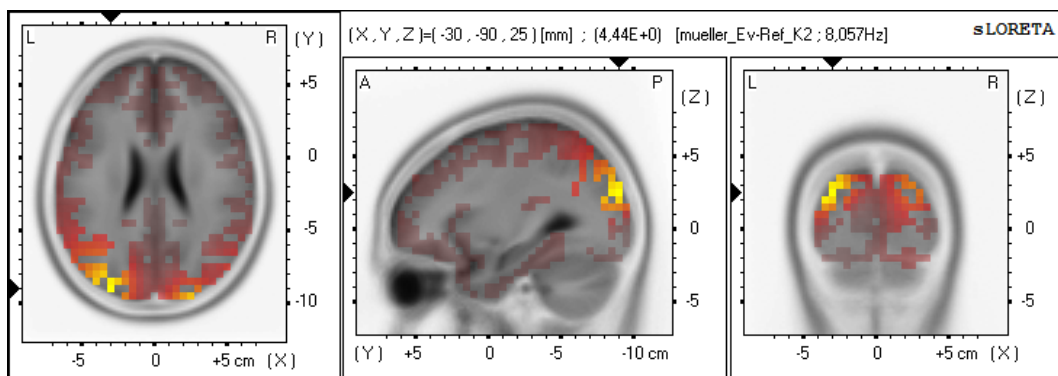


Abb. 3.22: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 8 Hz flackernde LEDs: H1

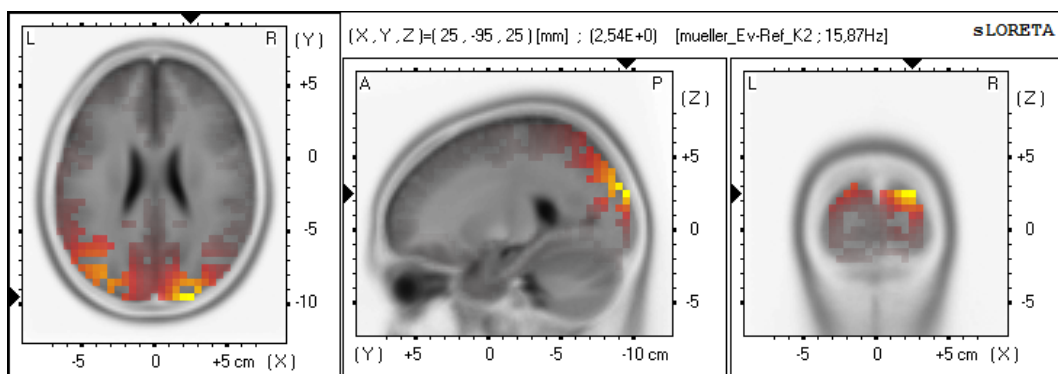


Abb. 3.23: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 8 Hz flackernde LEDs: H2

In Abb. 3.24 ist der 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion bei der 1. Harmonischen (H1) von 13 Hz und der 2. Harmonischen (H2) von 26 Hz der Stimulusfrequenz dargestellt. Abb. 3.25 und 3.26 zeigen die Schnittbilder bei den genannten Frequenzen.

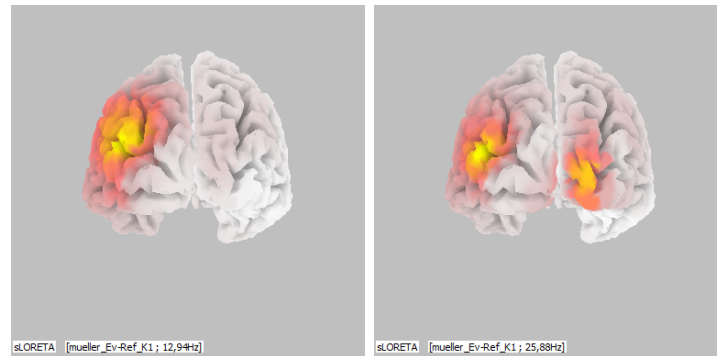


Abb. 3.24: sLORETA 3D-cortex, links: H1=13Hz, rechts: H2=26Hz, Ansicht von hinten

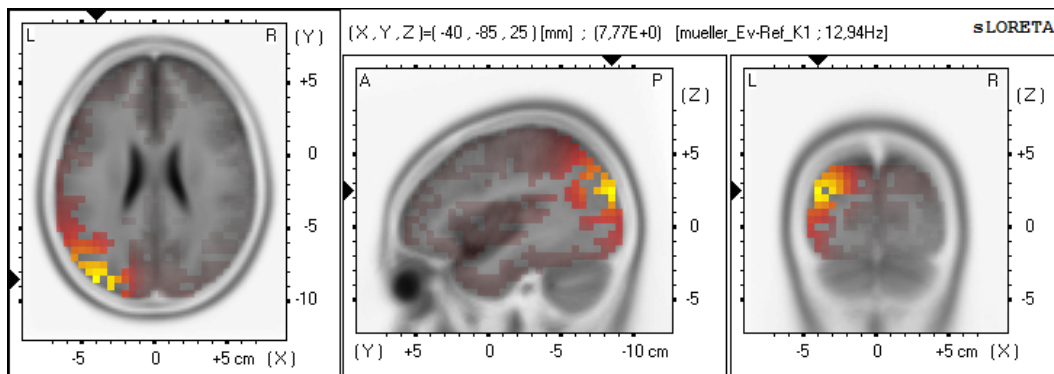


Abb. 3.25: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 13 Hz flackernde LEDs: H1

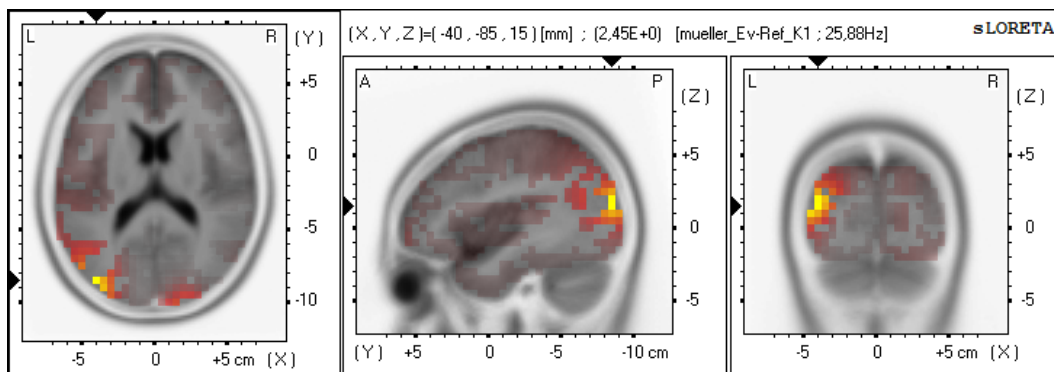


Abb. 3.26: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf mit 13 Hz flackernde LEDs: H2

3.1.2 Covert-attention Experiment

SSVEP-Experiment 3

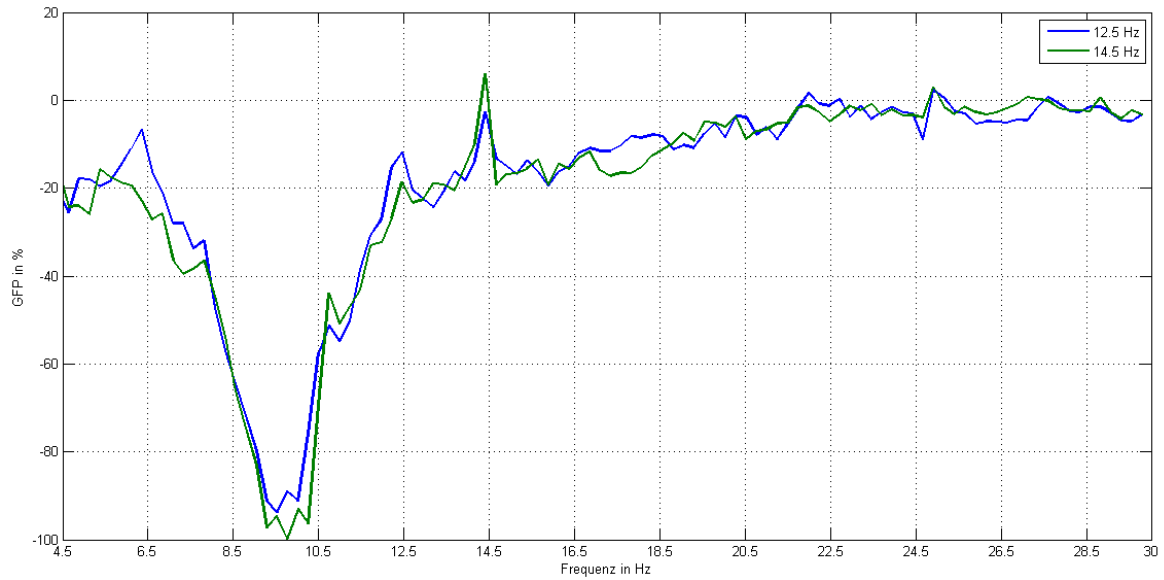


Abb. 3.27: Frequenzspektren der verschiedenen Stimuliklassen aller Probanden des SSVEP-Experiments 3 im Mittel

Abb. 3.27 zeigt die spektrale Verteilung der GFP der sLORETA Bilder aller neun Probanden im Mittel bei den unterschiedlichen Stimuli. Die horizontalen, roten Streifen flackerten mit einer Frequenz von 12.5 Hz, die vertikalen, grünen Streifen mit 14.5 Hz.

In Abb. 3.28 ist der 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion, bei der 1. Harmonischen (H1) von 12.5 Hz und der 2. Harmonischen (H2) von 25 Hz der Stimulusfrequenz dargestellt. Die Schnittbilder bei diesen Frequenzen sind in den Abb. 3.29 und 3.30 zu sehen.

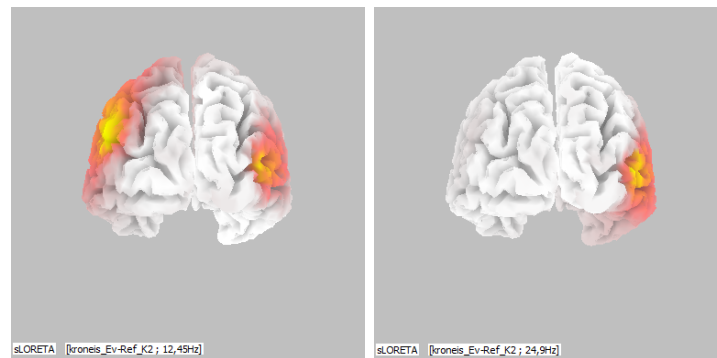


Abb. 3.28: sLORETA 3D-cortex, links: $H1=12.5$ Hz, rechts: $H2=25$ Hz, Ansicht von hinten

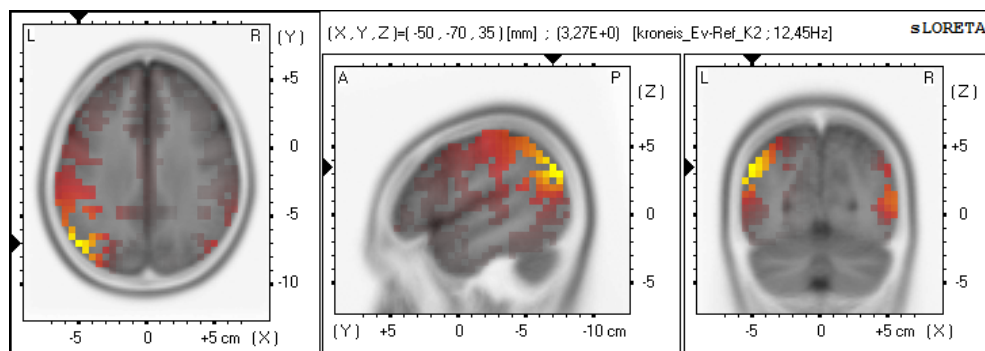


Abb. 3.29: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf horizontale Streifen, $H1=12.5$ Hz

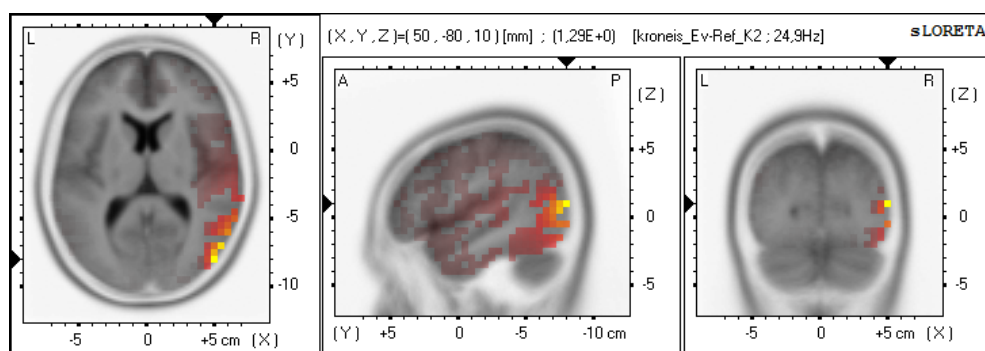


Abb. 3.30: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf horizontale Streifen, $H2=25$ Hz

Untenstehende Abb. 3.31 zeigt den 3D der Cortex sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion, bei der 1. Harmonischen (H1) von 14.5 Hz und der 2. Harmonischen (H2) von 29 Hz der Stimulusfrequenz. Die Schnittbilder bei diesen Frequenzen sind in den Abb. 3.32 und 3.33 zu sehen.

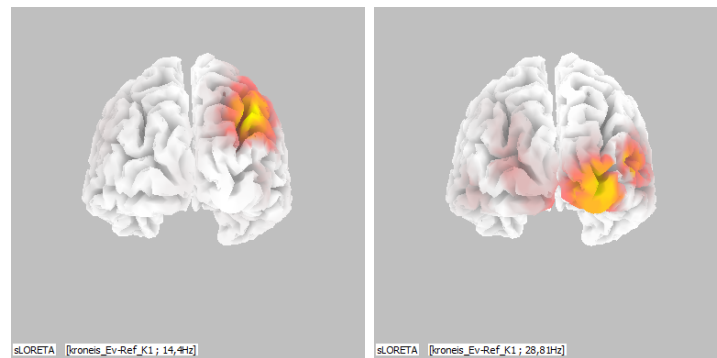


Abb. 3.31: sLORETA 3D-cortex, links: H1=14.5 Hz, rechts: H2=29 Hz, Ansicht von hinten

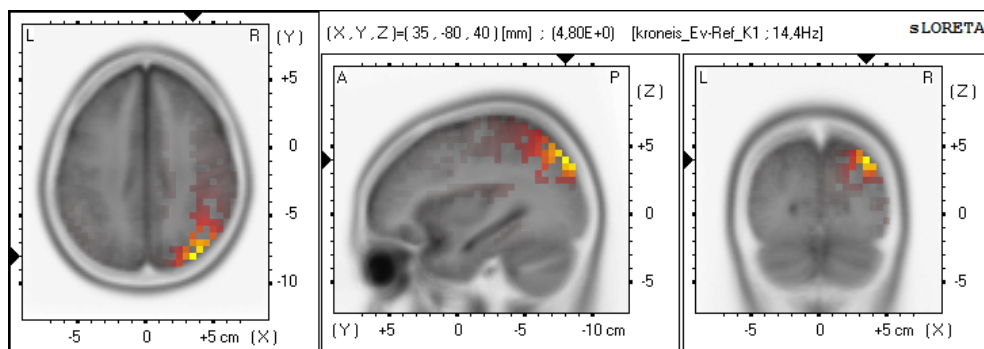


Abb. 3.32: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf vertikale Streifen, H1=14.5 Hz

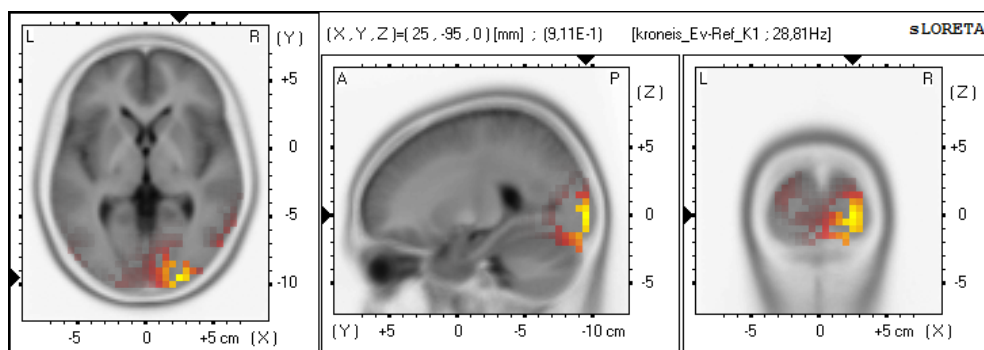


Abb. 3.33: sLORETA Schnittbilder, Fokussierung auf vertikale Streifen, H2=29 Hz

3.1.3 Vergleich overt-covert attention

In Abb. 3.34 ist der 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion der 1. Harmonischen der jeweiligen Stimulusfrequenzen im Mittel eines overt- (SSVEP-Experiment 2) und eines covert-attention (SSVEP-Experiment 3) Experimentes dargestellt. Die jeweiligen Schnittbilder an der Position der maximalen Aktivierung sind in Abb. 3.35 und 3.36 zu sehen.

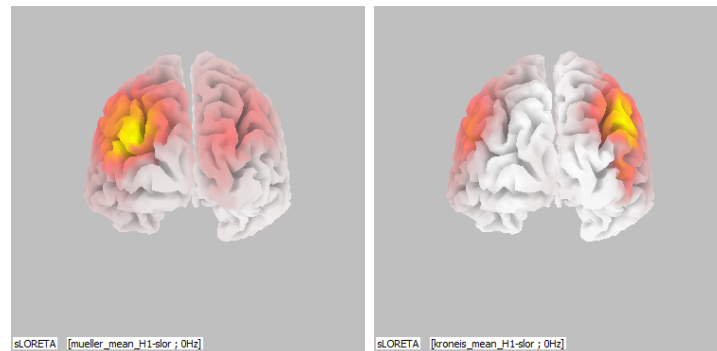


Abb. 3.34: sLORETA 3D-cortex, links: overt, rechts: covert attention, Ansicht von hinten

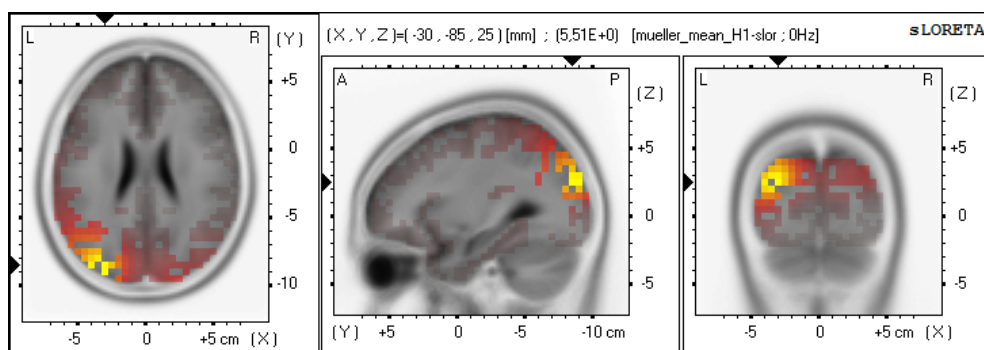


Abb. 3.35: sLORETA Schnittbilder, alle H1 eines overt attention Experiments gemittelt

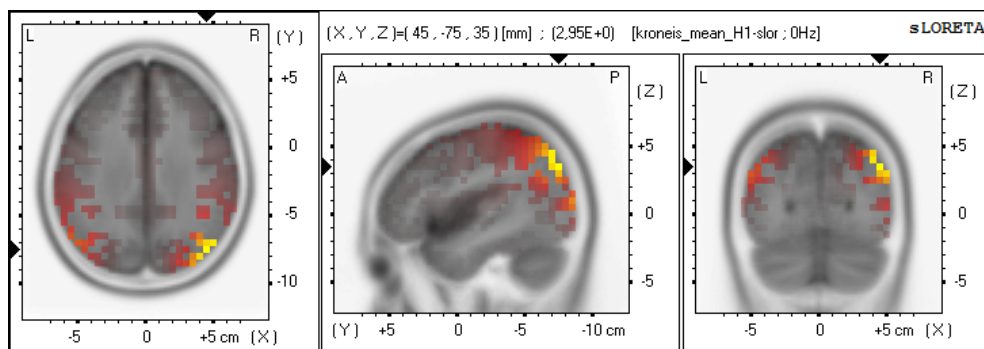


Abb. 3.36: sLORETA Schnittbilder, alle H1 eines covert attention Experiments gemittelt

Der 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion der 1. und 2. Harmonischen der jeweiligen Stimulusfrequenzen im Mittel eines overt- (SSVEP-Experiment 2) und eines covert-attention (SSVEP-Experiment 3) Experimentes ist in Abb. 3.37 zu sehen. Die jeweiligen Schnittbilder an der Position der maximalen Aktivierung sind in Abb. 3.38 und 3.39 dargestellt.

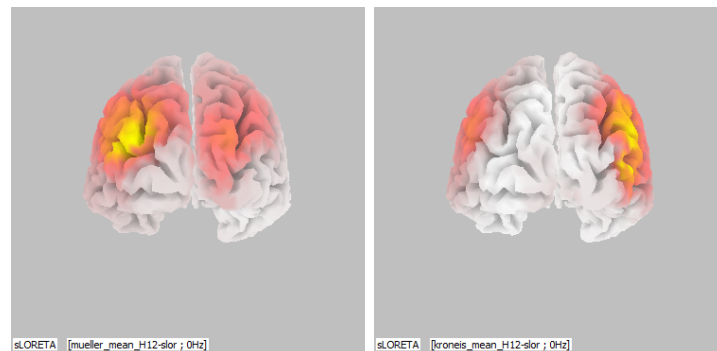


Abb. 3.37: sLORETA 3D-cortex, links: overt, rechts: covert attention, Ansicht von hinten

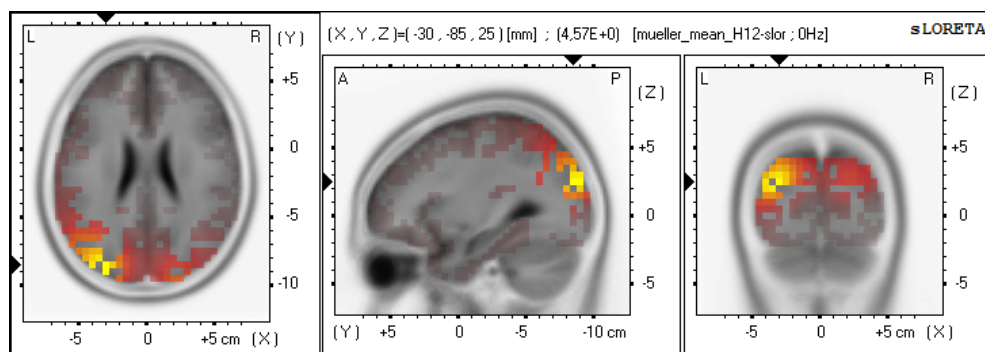


Abb. 3.38: sLORETA Schnittbilder, alle H1 u. H2 eines overt attention Experimente gemittelt

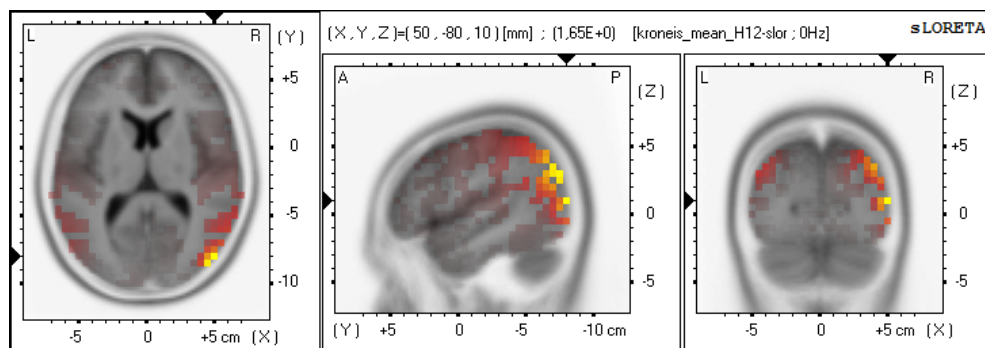


Abb. 3.39: sLORETA Schnittbilder, alle H1 u. H2 eines covert attention Experimente gemittelt

3.2 Bewegungsexperimente

3.2.1 Ausführung einer Hand-/ Ellenbogenbewegung

In Abb. 3.40 ist der 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion, der ERD, während der Dauer von 0.5 bis 1.5 Sekunden nach der Ausführungsanweisung, einer Handbewegung (a) und einer Ellenbogenbewegung (b) im μ -Rhythmus dargestellt. Die jeweiligen Schnittbilder an der Position der maximalen Aktivierung sind in Abb. 3.41 und 3.42 zu sehen.

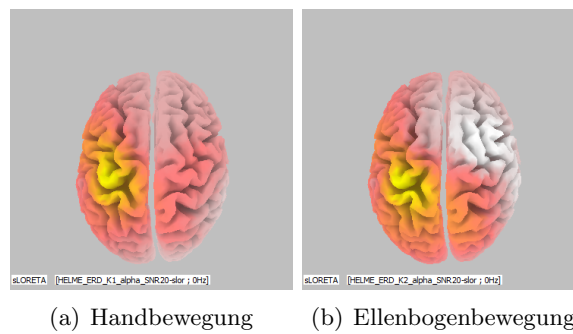


Abb. 3.40: sLORETA 3D-cortex, HELME ERD im μ -Rhythmus, Ansicht von oben

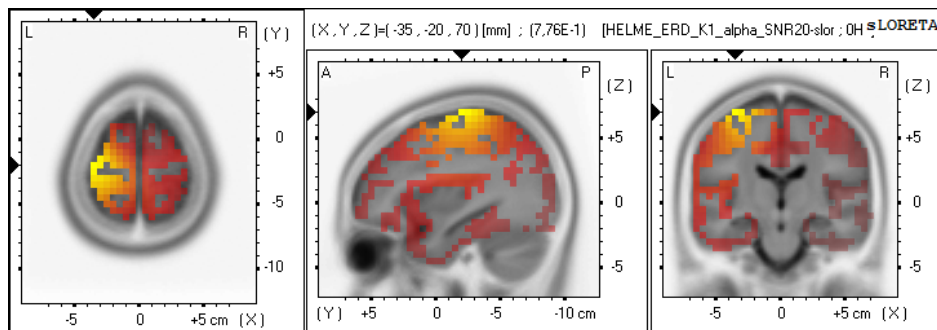


Abb. 3.41: sLORETA Schnittbilder bei der Ausführung einer Handbewegung, ERD im μ -Rhythmus

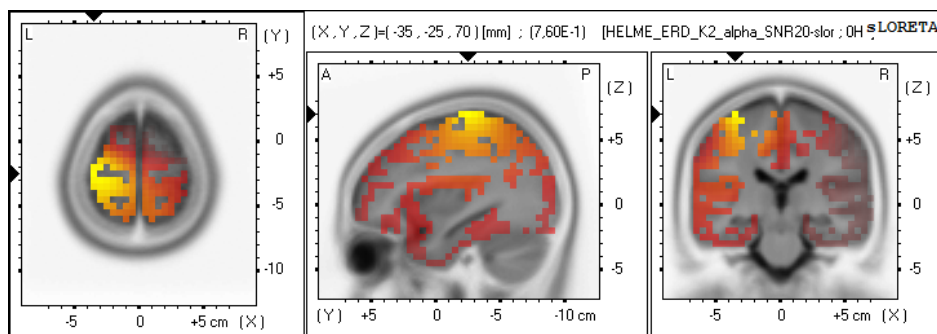


Abb. 3.42: sLORETA Schnittbilder bei der Ausführung einer Ellenbogenbewegung, ERD im μ -Rhythmus

Untenstehende Abb. 3.43 zeigt den 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion, der ERD, während der Dauer von 0.5 bis 1.5 Sekunden nach der Ausführungsanweisung, einer Handbewegung (a) und einer Ellenbogenbewegung (b) β -Bereich. Die jeweiligen Schnittbilder an der Position der maximalen Aktivierung sind in Abb. 3.44 und 3.45 dargestellt.

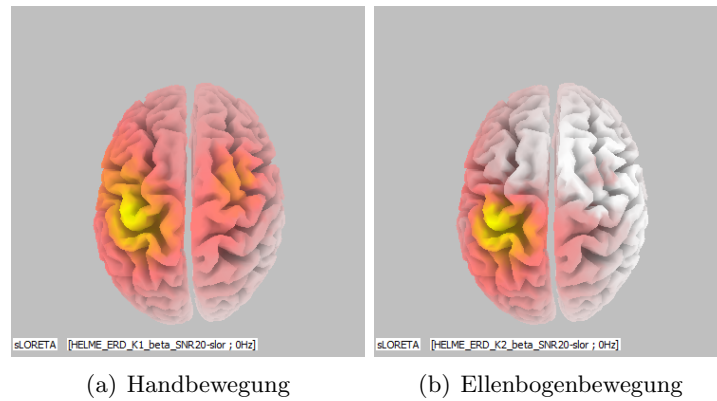


Abb. 3.43: sLORETA 3D-cortex, HELME ERD im β -Bereich, Ansicht von oben

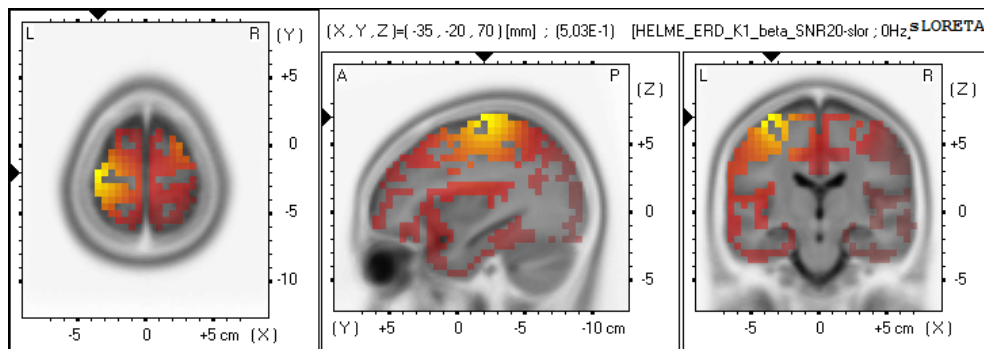


Abb. 3.44: sLORETA Schnittbilder bei der Ausführung einer Handbewegung, ERD im β -Bereich

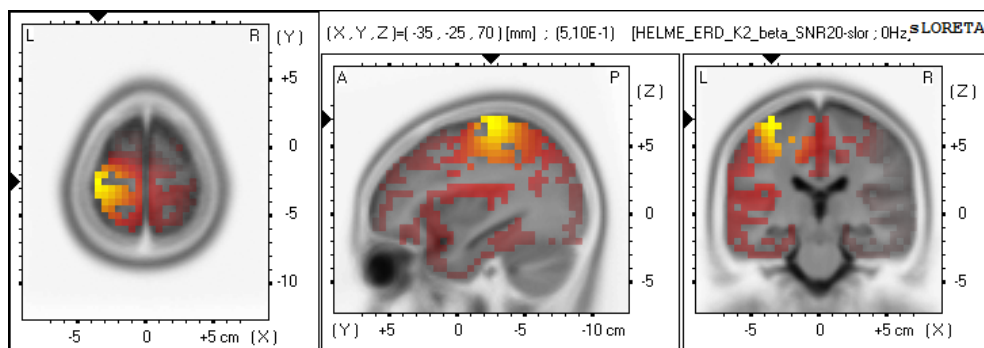


Abb. 3.45: sLORETA Schnittbilder bei der Ausführung einer Ellenbogenbewegung, ERD im β -Bereich

Abb. 3.46 zeigt den 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion, der ERS, während der Dauer von 1.5 bis 2.5 Sekunden nach der Ausführungsanweisung, einer Handbewegung (a) und einer Ellenbogenbewegung (b) im μ -Rhythmus. Die jeweiligen Schnittbilder an der Position der maximalen Aktivierung sind in Abb. 3.47 und 3.48 zu sehen.

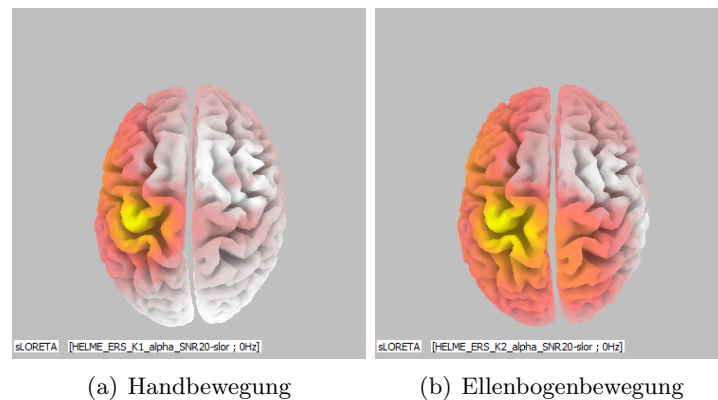


Abb. 3.46: sLORETA HELME ERS 3D-cortex im μ -Rhythmus, Ansicht von oben

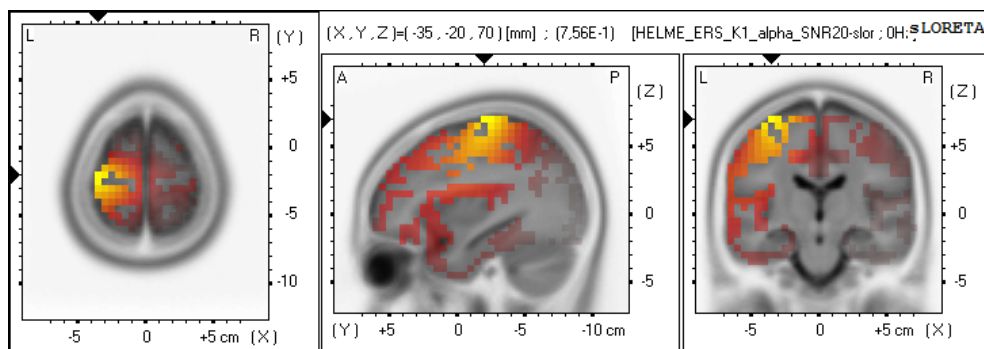


Abb. 3.47: sLORETA Schnittbilder bei der Ausführung einer Handbewegung, ERS im μ -Rhythmus

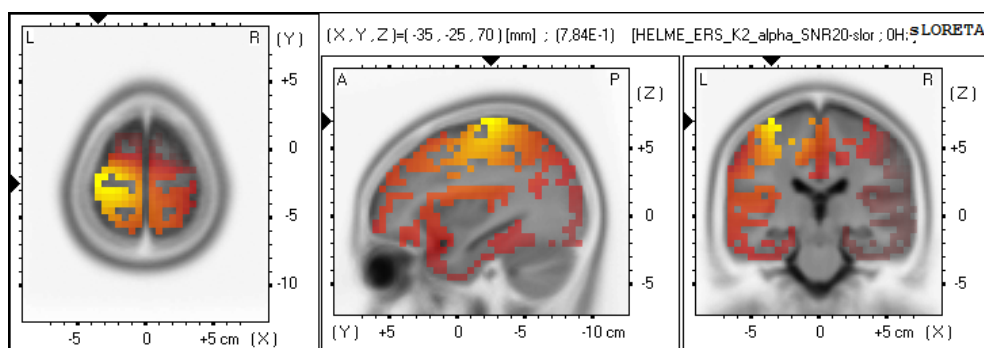


Abb. 3.48: sLORETA Schnittbilder bei der Ausführung einer Ellenbogenbewegung, ERS im μ -Rhythmus

In Abb. 3.49 ist der 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion, der ERS, während der Dauer von 1.5 bis 2.5 Sekunden nach der Ausführungsanweisung, einer Handbewegung (a) und einer Ellenbogenbewegung (b) im β -Bereich zu sehen. Die jeweiligen Schnittbilder an der Position der maximalen Aktivierung sind in Abb. 3.50 und 3.51 dargestellt.

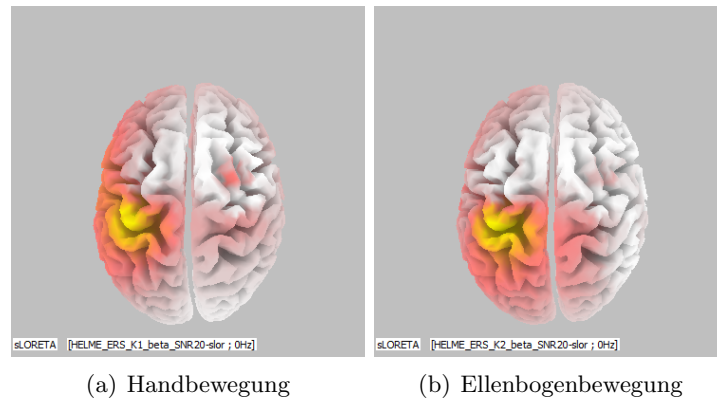


Abb. 3.49: sLORETA HELME ERS 3D-cortex im β -Bereich, Ansicht von oben

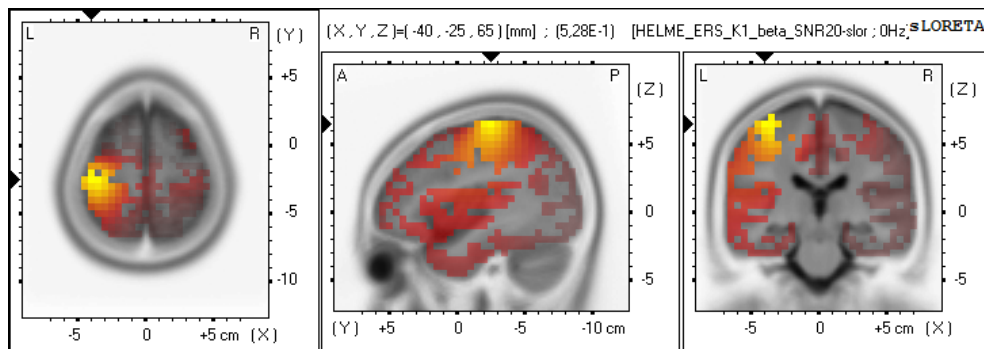


Abb. 3.50: sLORETA Schnittbilder bei der Ausführung einer Handbewegung, ERS im β -Bereich

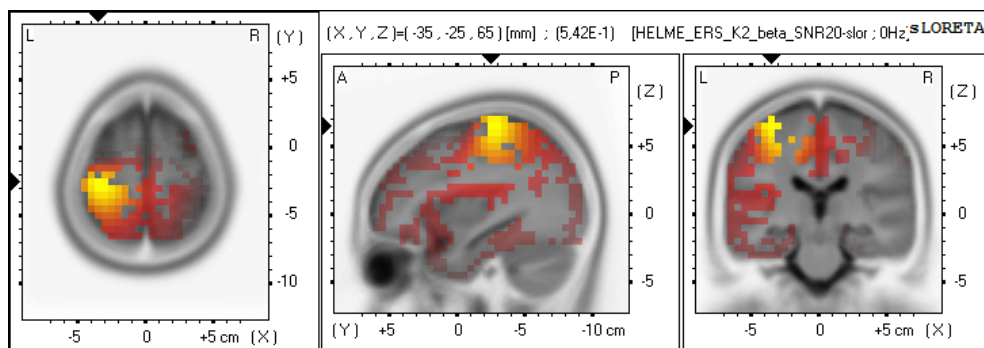


Abb. 3.51: sLORETA Schnittbilder bei der Ausführung einer Ellenbogenbewegung, ERS im β -Bereich

3.2.2 Vorstellung einer Hand-/ Ellenbogenbewegung

Untenstehende Abb. 3.52 zeigt den 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion, der ERD, während der Dauer von 0.5 bis 1.5 Sekunden nach der Ausführungsanweisung, einer vorgestellten Handbewegung (a) bzw. Ellenbogenbewegung (b) im μ -Rhythmus. Die jeweiligen Schnittbilder an der Position der maximalen Aktivierung sind in Abb. 3.53 und 3.54 zu sehen.

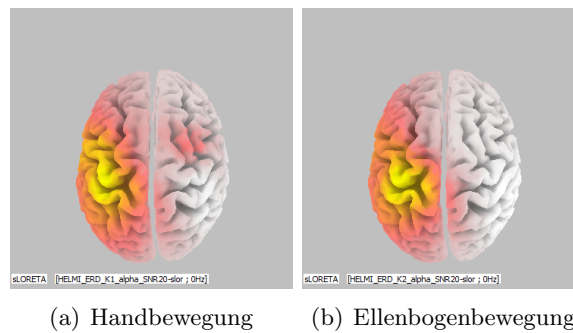


Abb. 3.52: sLORETA 3D-cortex, HELMI ERD im μ -Rhythmus, Ansicht von oben

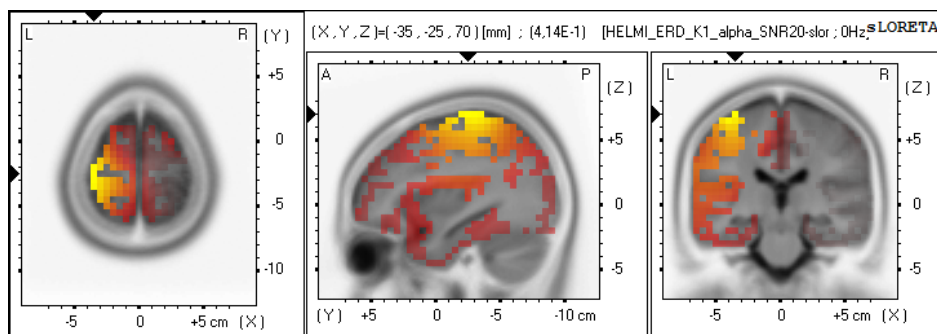


Abb. 3.53: sLORETA Schnittbilder bei der Vorstellung einer Handbewegung, ERD im μ -Rhythmus

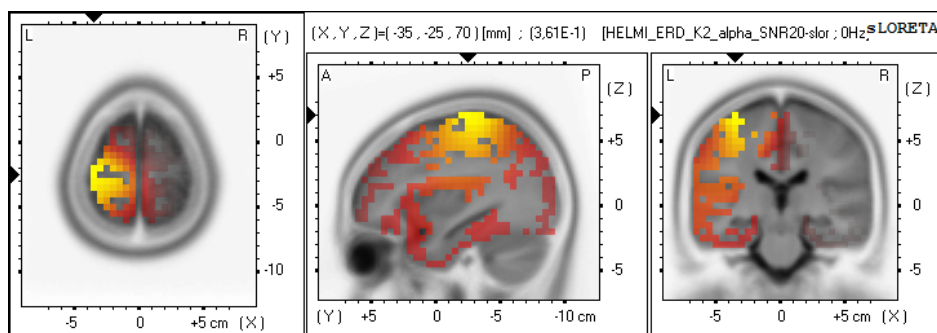


Abb. 3.54: sLORETA Schnittbilder bei der Vorstellung einer Ellenbogenbewegung, ERD im μ -Rhythmus

In Abb. 3.55 ist der 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion, der ERD, während der Dauer von 0.5 bis 1.5 Sekunden nach der Ausführungsanweisung, einer vorgestellten Handbewegung (a) bzw. Ellenbogenbewegung (b) im β -Bereich dargestellt. Die jeweiligen Schnittbilder an der Position der maximalen Aktivierung sind in Abb. 3.56 und 3.57 zu sehen.

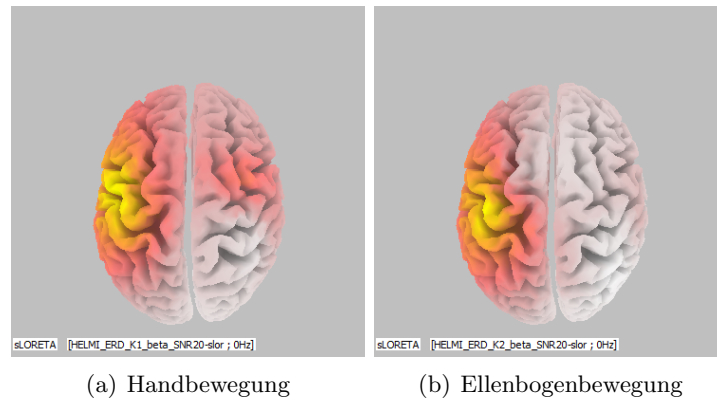


Abb. 3.55: sLORETA 3D-cortex, HELMI ERD im β -Bereich, Ansicht von oben

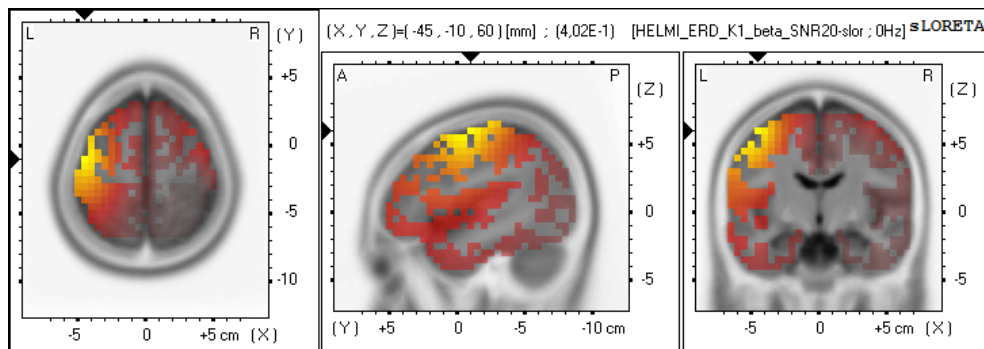


Abb. 3.56: sLORETA Schnittbilder bei der Vorstellung einer Handbewegung, ERD im β -Bereich

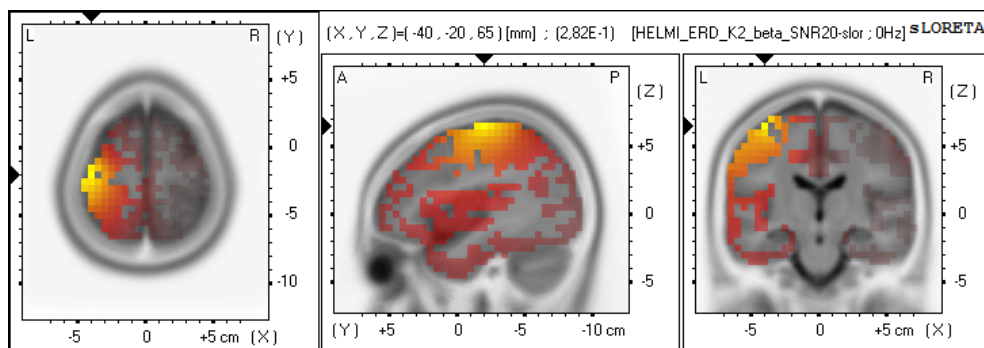


Abb. 3.57: sLORETA Schnittbilder bei der Vorstellung einer Ellenbogenbewegung, ERD im β -Bereich

Abb. 3.58 zeigt den 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion, der ERS, während der Dauer von 1.5 bis 2.5 Sekunden nach der Ausführungsanweisung, einer vorgestellten Handbewegung (a) bzw. Ellenbogenbewegung (b) im μ -Rhythmus. Die jeweiligen Schnittbilder an der Position der maximalen Aktivierung sind in Abb. 3.59 und 3.60 dargestellt.

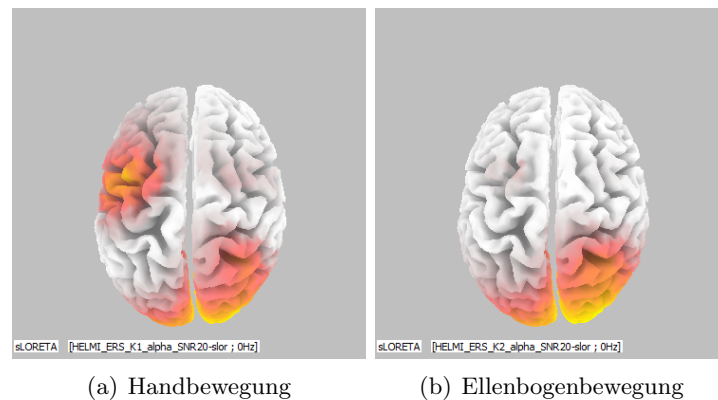


Abb. 3.58: sLORETA HELMI ERS 3D-cortex im μ -Rhythmus, Ansicht von oben

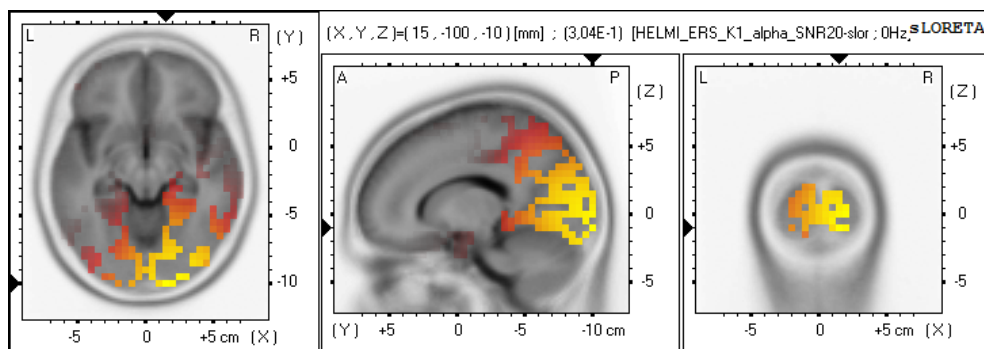


Abb. 3.59: sLORETA Schnittbilder bei der Vorstellung einer Handbewegung, ERS im μ -Rhythmus

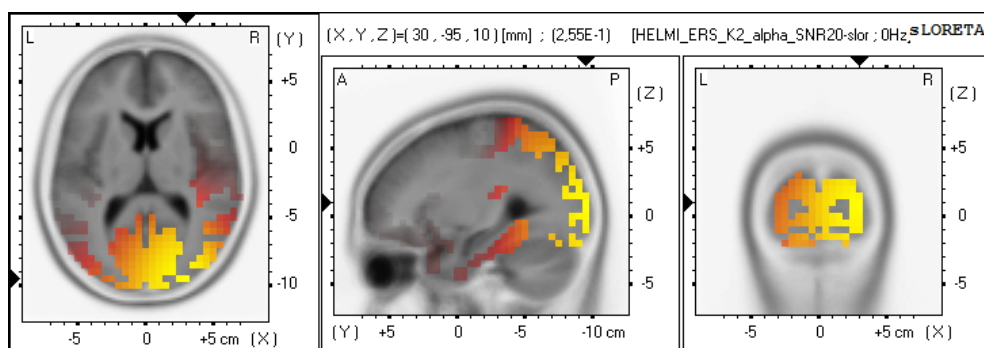


Abb. 3.60: sLORETA Schnittbilder bei der Vorstellung einer Ellenbogenbewegung, ERS im μ -Rhythmus

Untenstehende Abb. 3.61 zeigt den 3D Cortex der sLORETA EEG-Quellenrekonstruktion, der ERS, während der Dauer von 1.5 bis 2.5 Sekunden nach der Ausführungsanweisung, einer vorgestellten Handbewegung (a) bzw. Ellenbogenbewegung (b) im β -Bereich. Die jeweiligen Schnittbilder an der Position der maximalen Aktivierung sind in Abb. 3.62 und 3.63 zu sehen.

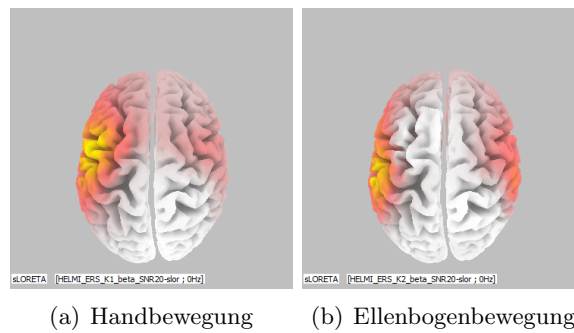


Abb. 3.61: sLORETA HELMI ERS 3D-cortex im β -Bereich, Ansicht von oben

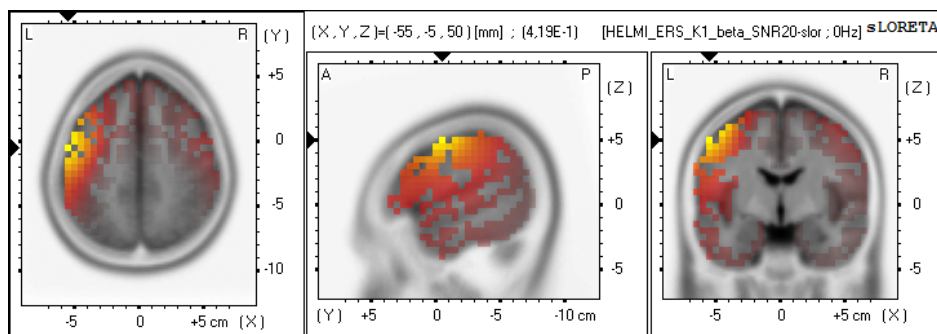


Abb. 3.62: sLORETA Schnittbilder bei der Vorstellung einer Handbewegung, ERS im β -Bereich

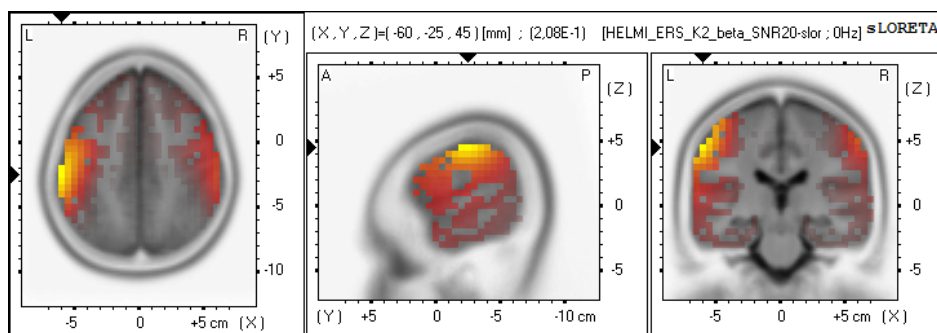


Abb. 3.63: sLORETA Schnittbilder bei der Vorstellung einer Ellenbogenbewegung, ERS im β -Bereich

3.2.3 Tabellarische Zusammenfassung der Aktivierungsmaxima

Im Folgenden sind die Positionen des Voxels mit der höchsten Aktivität, der verschiedenen Experimente in den Tabellen 3.1 und 3.2 aufgelistet und in den Abbildungen 3.64 sowie 3.65 abgebildet. Es handelt sich bei den Positionsangaben um Koordinaten nach dem MNI Standard.

SSVEP-Experimente

Typ	Studie	Stimulus	f	x	y	z	Max.wert	Areal
overt	Experiment 1	6 Hz	H1	-10	-100	10	7.08	BA 18
overt	Experiment 1	6 Hz	H2	20	-95	25	10.8	BA 19
overt	Experiment 1	7 Hz	H1	30	-95	-10	11.1	BA 18
overt	Experiment 1	7 Hz	H2	20	-95	25	8.72	BA 19
overt	Experiment 1	8 Hz	H1	-15	-90	35	19.4	BA 19
overt	Experiment 1	8 Hz	H2	20	-100	-10	10.3	BA 18
overt	Experiment 1	13 Hz	H1	-10	-90	15	11.2	BA 19
overt	Experiment 1	13 Hz	H2	20	-95	25	18.8	BA 19
overt	Experiment 2	6 Hz	H1	-35	-85	30	5.96	BA 19
overt	Experiment 2	6 Hz	H2	20	-95	25	5.94	BA 19
overt	Experiment 2	7 Hz	H1	-30	-90	25	4.42	BA 19
overt	Experiment 2	7 Hz	H2	-35	-85	20	5.01	BA 19
overt	Experiment 2	8 Hz	H1	-30	-90	25	4.44	BA 19
overt	Experiment 2	8 Hz	H2	25	-95	25	2.54	BA 19
overt	Experiment 2	13 Hz	H1	-40	-85	25	7.77	BA 19
overt	Experiment 2	13 Hz	H2	-40	-85	15	2.45	BA 19
covert	Experiment 3	12.5 Hz	H1	-50	-70	35	3.27	BA 39
covert	Experiment 3	12.5 Hz	H2	50	-80	10	1.29	BA 19
covert	Experiment 3	14.5 Hz	H1	35	-80	40	4.80	BA 19
covert	Experiment 3	14.5 Hz	H2	25	-95	0	0.911	BA 18

Tabelle 3.1: Zusammenfassung der rekonstruierten Aktivierungsmaxima der SSVEP-Experimente

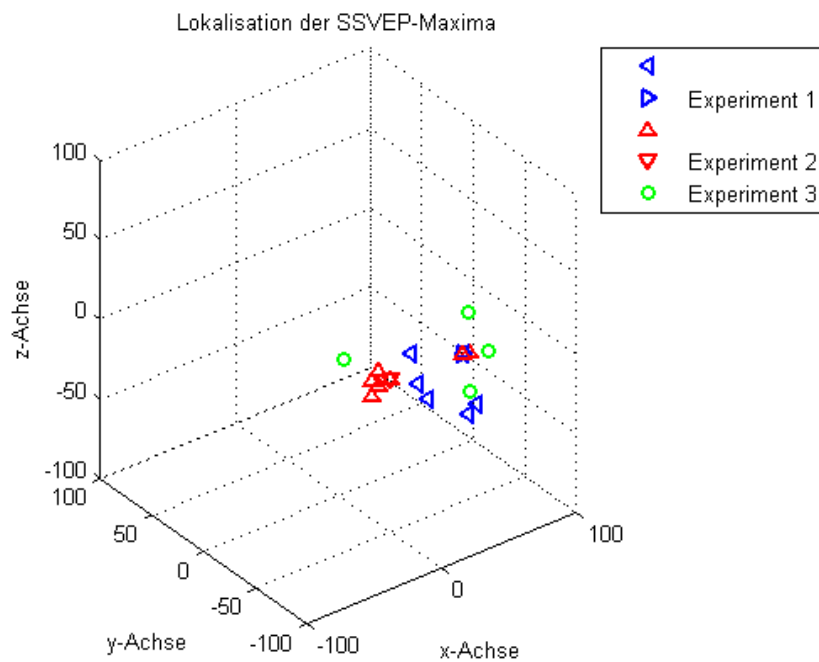


Abb. 3.64: Aktivierungsmaxima der SSVEP-Experimente als Punktwolke

In Abb.3.64 sind die lokalisierten Aktivierungsmaxima der SSVEP-Experimente als Punktwolke im Raum dargestellt. Um zu verdeutlichen, dass einige Maxima in denselben Punkten lokalisiert wurden, wurden für diese Punkte unterschiedliche Markierungen verwendet.

Bewegungsexperimente

Typ	Bewegung	f-Band	x	y	z	Max.wert	Areal
HELME ERD	Hand	μ	-35	-20	70	0.776	BA 6
HELME ERD	Ellenbogen	μ	-35	-25	70	0.760	BA 6
HELME ERD	Hand	β	-35	-20	70	0.503	BA 6
HELME ERD	Ellenbogen	β	-35	-25	70	0.510	BA 6
HELME ERS	Hand	μ	-35	-20	70	0.756	BA 6
HELME ERS	Ellenbogen	μ	-35	-25	70	0.784	BA 6
HELME ERS	Hand	β	-40	-25	65	0.528	BA 3
HELME ERS	Ellenbogen	β	-35	-25	65	0.542	BA 4
HELMI ERD	Hand	μ	-35	-25	70	0.414	BA 6
HELMI ERD	Ellenbogen	μ	-35	-25	70	0.361	BA 6
HELMI ERD	Hand	β	-45	-10	60	0.402	BA 6
HELMI ERD	Ellenbogen	β	-40	-20	65	0.282	BA 6
HELMI ERS	Hand	μ	15	-100	-10	0.304	BA 18
HELMI ERS	Ellenbogen	μ	-30	-95	70	0.255	BA 19
HELMI ERS	Hand	β	-55	-5	50	0.419	BA 6
HELMI ERS	Ellenbogen	β	-60	-25	45	0.208	BA 3

Tabelle 3.2: Zusammenfassung der rekonstruierten Aktivierungsmaxima der Bewegungsexperimenten

HELME...hand elbow motor execution

HELMI...hand elbow motor imagination

ERD ... event related desynchronisation

ERS ... event related synchronisation

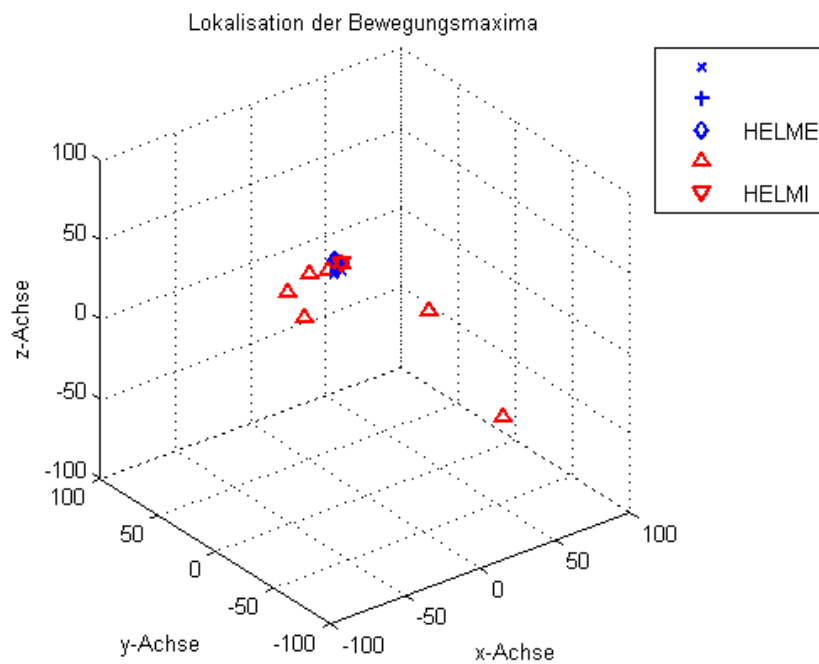


Abb. 3.65: Aktivierungsmaxima der Bewegungsexperimente als Punktwolke

In Abb.3.65 sind die lokalisierten Aktivierungsmaxima der Bewegungsexperimente als Punktwolke im Raum dargestellt. Da in dieser Abbildung einige Maxima im selben Punkt liegen, wurden für diese Punkte unterschiedliche Markierungen verwendet.

Kapitel 4

Diskussion

Im nachstehenden Kapitel werden die Ergebnisse der einzelnen Experimente miteinander verglichen und die wichtigsten Merkmale der Ergebnisse diskutiert.

4.1 SSVEP-Experimente

4.1.1 Overt-attention Experimente

SSVEP-Experiment 1

Die Frequenzspektren der sLORETA Bilder im Mittel zeigen deutlich erkennbare Spitzen bei der 1. Harmonischen (H1) und/oder bei den 2. Harmonischen (H2) der jeweiligen Stimulusfrequenzen. Grundsätzlich gilt, dass umso eindeutiger eine gewisse Frequenzspitze im Spektrum auftritt, umso mehr kann davon ausgegangen werden, dass das dazugehörige sLORETA Bild auch die, von dieser Frequenz angeregten, Gehirnaktivität zeigt. So wurde beispielsweise durch die kleine Spitze der H1 im Spektrum des 6 Hz Stimulus zwar das Aktivierungsmaximum in BA 18 lokalisiert, jedoch wurde auch eine verschwommene Aktivierung über dem frontalen Cortex rekonstruiert. Natürlich ist das Gehirn auch während SSVEP Studien anderweitig aktiv, jedoch heben sich die SSVEP durch ihre großen Amplituden von der 'Hintergrundaktivität' ab, was z.B. beim 6 Hz Stimulus in einem geringeren Ausmaß der Fall war. Ansonsten wurde bei keinem der berechneten Rekonstruktionen Aktivierungen über dem zentralen und frontalen Cortex festgestellt. Die Maxima der SSVEP Rekonstruktionen des SSVEP-Experiments 1 wurden alle in BA 18 und BA 19 lokalisiert.

Grundsätzlich gilt, dass durch möglichst viele, über den gesamten Cortex verteilte EEG-Elektroden genaue Rekonstruktionen erzielt werden können. Da das primäre Interesse bei der Auswertung von SSVEP-Experimentdaten allerdings dem visuellen Cortex gilt, wurde die zentrale und frontale Gehirnaktivität lediglich an sechs Elektroden gemessen.

Werden die sLORETAs der 2. Harmonischen Stimulusfrequenzen betrachtet, die alle deutlich im den jeweiligen Frequenzspektren repräsentiert sind, so wird deutlich, dass alle Maxima für die Stimulationsfrequenzen von 6, 7 und 13 Hz im selben Punkt 20, -95, 25 (MNI XYZ) liegen. Müller-Putz et al. [5] (SSVEP-Experiment 2) unterschieden in der Auswertung ihrer Studie bereits zwischen Probanden, bei denen die maximale Leistung im Spektrum der SSVEP bei der 1. Harmonischen der Stimulusfrequenz und Probanden bei denen die maximale Leistung im Spektrum der SSVEP bei der 2. Harmonischen der Stimulusfrequenz lag. Da in SSVEP-Experiment 1 im Vergleich zum SSVEP-Experiment 2 zur Berechnung der jeweiligen Kreuzspektren, durch die geringere Probandenanzahl, weniger Einzelversuche zu Verfügung standen, hat die Individualität der einzelnen Probanden einen größeren Einfluss als in SSVEP-Experiment 2. Es wäre für weiterführende Arbeiten interessant den Einfluss von individuellen Unterschieden der SSVEP-Quelllokalisationen einzelner Probanden detaillierter zu untersuchen.

SSVEP-Experiment 2

In den einzelnen Frequenzspektren der jeweiligen sLORETA Bilder dieser Studie treten die 1. und 2. Harmonischen (H1 u. H2) der jeweiligen Stimulationsfrequenzen deutlich als Spitzen auf. Folglich wurde gezeigt, dass die Amplitude der SSVEP durch die bewusste Selektion von einem, aus mehreren Stimuli im Gesichtsfeld deutlich beeinflusst wird. Dieses Ergebnis konnte bereits in vorangegangenen Arbeiten festgestellt werden [3] [4] [5] [15]. Da es sich bei dem berechneten Frequenzspektrum, um das Spektrum der mittels sLORETA rekonstruierten Bilder handelt, kann durch die eindeutigen Spitzen der SSVEP gefolgert werden, dass durch die Rekonstruktion keine, für die gegenwärtigen Betrachtungen wichtigen, Information verloren gingen. Allgemein können durch Maxima in den Frequenzspektren der sLORETA-Bilder bestimmte, auch a priori unbekannte, Frequenzen und Merkmale festgestellt werden, um folglich die sLORETA Rekonstruktion an diesen bestimmten Frequenzen gezielt zu untersuchen. Im Vergleich zu den vorhin diskutierten sLORETA Ergebnisse des SSVEP-Experiments 1 sind

die Spektren SSVEP-Experiments 2 wesentlich eindeutiger. Der Unterschied zwischen diesen beiden Studien liegt zunächst in der Anzahl der StudienteilnehmerInnen (Experiment 1: 3, Experiment 2: 10). Folglich sind die sLORETA Rekonstruktionen der Müller-Putz [5] Daten, also des SSVEP-Experiments 2, aufgrund der höheren Stichprobe, als aussagekräftiger und genauer zu betrachten.

Generell wurden alle SSVEP-Quellen dieser Studie im BA 19 lokalisiert. Diese Lokalisierung gehen konform mit vorangegangenen Publikationen, die bewusste Selektion bestimmter visueller Merkmale ebenfalls in BA 19 lokalisiert haben [26] [27]. Es ist naheliegend zu vermuten, dass die bewusste visuelle Selektion eine Funktion höherer visueller Assoziationsareale ist und folglich in diesen Arealen eine elektrische Gehirnaktivierung hervorruft.

Die Lokalisierungen der SSVEP-Quellen für alle Stimulationsfrequenzen dieses Experiments liefern recht ähnliche Ergebnisse um zwei 'Aktivierungsherde'. Alle H1 bei dieser Studie liegen benachbart zum H1 Maximum des 6 Hz Stimulus an -35 -85 30 (MNI XYZ). Während die H2 Maxima der 7 Hz und 13 Hz Stimuli in der ipsilateralen Hemisphäre der jeweiligen H1 liegen, treten die H2 Maxima der 6 Hz und 8 Hz Stimuli auf der jeweiligen contralateralen Hemisphäre, an den Punkten 20/25, -95 ,25 (MNI XYZ) auf. Diese Maxima liegen unter den Positionen der O1 bzw. O2 EEG-Elektrode.

4.1.2 Covert-attention Experiment / SSVEP-Experiment 3

In den Frequenzspektren des covert-attention Experiments sind die SSVEP weniger deutlich zu erkennen, als bei den overt-attention Experimenten. Bei Einzelversuchen, in denen sich die Probanden auf die mit 12.5 Hz flackernden, horizontalen Streifen konzentrieren, ist die GFP bei 12.5 Hz größer, als bei den Einzelversuchen, bei denen sich die Probanden auf die mit 14.5 Hz flackernden vertikalen Streifen konzentrierten. Analoges gilt auch umgekehrt. D.h., dass die GFP bei der Stimulusfrequenz des jeweilig beachteten Stimulus größer ist, als die GFP des unbeachteten Stimulus. Folglich beeinflusst die bewusste Selektion bestimmter visueller Stimuli auch die Amplituden der SSVEP, wenn sich die Stimuli überlappen. Die SSVEP-Quellen wurden für dieses Experiment in BA 18, BA 19 und BA 39 im extrastriären Cortex lokalisiert. Bemerkenswert ist, dass die 1. Harmonischen der zwei unterschiedlichen Klassen (horizontal/vertikal) in jeweils anderen Hemisphären des Gehirns lokalisiert wurden. Da beim ausgewerteten covert-attention Experiment die Stimuli übereinanderlagen, können diese

links/rechts Unterschiede nicht damit erklärt werden, dass die visuellen Stimuli in anderen Gesichtsfeldhälften lagen. Dieses Ergebnis steht im Kontrast zu Studien, die verschiedene VEP-Stimuli in unterschiedlichen Gesichtsfeldhälften verwendeten und eine örtliche Abhängigkeit der SSVEP-Maxima von den jeweiligen Gesichtshälften zeigten [4] [36]. Dieser Umstand wirft die Frage auf, was die Ursache für die Lokalisierungsunterschiede der SSVEP-Quellen für diese beiden Klassen ist. Die unterschiedlichen Faktoren der beiden Stimuli sind die Orientierung der Streifen (horizontal/vertikal), die Farbe (rot/grün) und Frequenz (12.5/14.5 Hz). Können die links/rechts Unterschiede dieser beiden Klassen weiterhin verifiziert werden, so könnte die örtliche Abhängigkeit der SSVEP-Quellen beispielsweise zur Parameterextraktion in BCIs genutzt werden.

4.1.3 Vergleich overt-covert attention

Zum einfachen Vergleich der overt-covert attention Experimente wurden die Durchschnittsbilder aller 1. Harmonischen bzw. aller 1. und 2. Harmonischen der jeweiligen Stimulusfrequenzen eines overt attention Experiments und eines covert attention Experiments nebeneinander abgebildet. Die Aktivierungen des covert attention Experiments liegen tendenziell mehr in Richtung Parietallappen. Wird die corticale visuelle Verarbeitungskette, ausgehend von BA 17 (V1) in mehreren Pfaden Richtung Parietallappen bzw. Temporallappen betrachtet, so kann weiter außen, als weiter fortgeschritten im visuellen Verarbeitungspfad angesehen werden. Die Aktivierungsmaxima liegen bei -30, -85, 25 (MNI XYZ) bei der mittleren overt-attention Rekonstruktion und bei 45,-75,35 (MNI XYZ) bei H1 bzw. 50,-80,10 (MNI XYZ) bei H1u2 der mittleren overt-attention Rekonstruktion. Die links/rechts Hemisphärenunterschiede liegen vermutlich an den unterschiedlichen visuellen Stimuli, jedoch können diese nach aktuellem Wissenstand nicht eindeutig begründet werden.

4.2 Bewegungsexperimente

Da bei der Analyse der Bewegungsexperimentdaten nicht die elektrische Gehirnaktivität bei einer spezifischen Frequenz, sondern in einem Frequenzband betrachtet wird, kommt es allgemein zu 'unschärferen' Bildern als bei den SSVEP Ergebnissen.

4.2.1 Ausführung einer Hand-/Ellenbogenbewegung

Die Aktivierungsmaxima bei ERD einer Bewegung wurde sowohl im μ -als auch im β -Band im Punkt -35, -20, 70 (XYZ MNI) für Handbewegungen und im Punkt -35 -25 70 bei Ellenbogenbewegungen lokalisiert. In denselben Punkten wurde auch die ERS im μ -Rhythmus, sowie die ERS im β -Band in benachbarten Voxeln lokalisiert. Der räumliche Abstand von 5mm zwischen der rekonstruierten Gehirnaktivität von Hand und Ellenbogenbewegung ist genau der Voxelgitterabstand des Gehirnmodells. Jedoch fällt auf, dass in den beiden Frequenzbändern μ und β für ERD und ERS in den resultierenden drei von vier möglichen Fällen das Aktivitätsmaxia der Hand/Ellenbogen exakt in denselben zwei Voxel lokalisiert wurden. Diese Punkte befinden sich im BA 6, genauer im supplementär motorische Areal (SMA), das bei der Planung von selbstinitiierten Bewegungen eine wichtige Rolle einnimmt.

4.2.2 Vorstellung einer Hand-/Ellenbogenbewegung

Bei der Lokalisierung der ERD von vorgestellten Hand/Ellenbogenbewegungen wurden ähnliche Ergebnisse, wie bei der Ausführung dieser Bewegungen erzielt. Vor allem wurden diese im selben Areal (BA 6) lokalisiert. Diese Ergebnisse sind auch gut mit der Theorie [16] vereinbar, da die Ausführung und die Vorstellung einer Bewegung, eine ähnliche Gehirnaktivität verursachen. Die Rekonstruktionsergebnisse der ERS zeigten sich hingegen differenzierter. Vor allem die ERS im μ -Rhythmus wurde von einer anderen Aktivierung im selben Frequenzbereich überlagert und so wurde das Aktivierungsmaxima im visuellen Cortex lokalisiert, was allerdings wenig Sinn macht, da in den Bewegungsexperimenten keine Elektroden über dem visuellen Cortex angebracht waren. Die Maxima der ERS im β -Band wurde ca. 20-25 mm von den jeweiligen Maxima bei Bewegungsausführung entfernt, zum einen im prämotorischer Cortex und im SMA (BA 6) zum anderen im somatosensorischer Cortex (BA 3) lokalisiert. Um eine Unterscheidbarkeit zwischen der Vorstellung einer Hand- und Ellenbogenbewegung

voranzutreiben, wäre es weiterführend zunächst interessant die (sLORETA-) Spektren dieser Bewegungsvorstellungen auf Unterschiede hin zu analysieren. In einem weiteren Schritt könnten die sLORETA Bilder bei vorgestellten Hand- bzw. Ellenbogenbewegungen gezielt in bestimmten Frequenzbändern statistisch verglichen werden.

4.3 Ausblick

sLORETA hat sich auch in dieser Arbeit als sinnvolle Methode erwiesen, mit der aus EEG-Daten eine Stromdichteverteilung mit geringer örtlicher Auflösung berechnet werden kann. Die Lokalisierung verschiedener Merkmale im EEG ist allgemein eine wichtige Information, um z.B. die Effizienz von BCIs zu steigern. Durch die Analyse der sLORETA Spektren ist es möglich die Leistungsverteilung der rekonstruierten Stromdichten zu erhalten. Dadurch kann erkannt werden, bei welchen Frequenzen bestimmte Merkmale auftreten. Es wäre weiterführend interessant mehrere Studien mit dieser Methode auszuwerten, da die Lokalisierung verschiedener Stimuli relativ einfach zu realisieren ist und so die Beobachtung der elektrischen Gehirnaktivität, während verschiedenen kognitiven Prozessen zumindest als Näherung mit vergleichsweise wenig Geräteaufwand ermöglicht wird.

Literaturverzeichnis

- [1] *Pfurtscheller G, Neuper C* 2001 Motor imagery and direct brain-computer communication *Proceedings of the IEEE* **89:7** 1123-1134
- [2] *Wolpaw J R, McFarland D J, Vaughan T M* 2000 Brain-computer interface research at the Wadsworth Center *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* **8** 222-226
- [3] *Middendorf M, McMillan G, Calhoun G, Jones K S* 2000 Brain-Computer Interfaces Based on the Steady-State Visual-Evoked Response *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* **8:2** 211-214
- [4] *Kelly S P, Lalor E C, Reilly R B, Foxe J J* 2005 Visual Spatial Attention Tracking Using High-Density SSVEP Data for Independent Brain-Computer Communication *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* **13:2** 172-178
- [5] *Müller-Putz G R, Eder E, Wriessnegger S C, Pfurtscheller G* 2008 Comparison of DFT and lock-in amplifier features and search for optimal electrode positions in SSVEP-based BCI *Journal of Neuroscience Methods* **168** 174-181
- [6] *Pascual-Marqui R D* 2002 Standardized low resolution brain electromagnetic tomography (sLORETA): technical details *Methods Findings in Experimental Clinical Pharmacology* **24D** 5-12
- [7] *Fuchs M, Kastner J, Wagner M, Hawes S, Ebersole J S* 2002 A standardized boundary element method volume conductor model *Clinical Neurophysiology* **50** 702-712
- [8] *Müller-Putz G R, Kreilinger A, Kaiser V, Neuper C* 2010 Towards Natural Arm Control: Classification of hand and elbow movements *4th International BCI Meeting*

- [9] *Zschocke S* **Klinische Elektroenzephalographie ISBN: 9-78354041939-6** Springer Verlag, 2. Auflage 2009
- [10] *Niedermeyer E, Lopes Da Silva F H* **Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields ISBN: 9-78078175126-1** Lippincott Raven, 5. Auflage 2004
- [11] *Buchner H, Noth J* **Evozierte Potenziale, Neurovegetative Diagnostik, Okulographie: Methodik und klinische Anwendung** Kapitel 5: Elektroretinographie (ERG) und visuell evozierte Potenziale (VEP) *Paulus W* **ISBN: 9-78313139441-5** Thieme, 1. Auflage 2005
- [12] *Regan D* **Human Brain Electrophysiology: Evoked Potentials and Evoked Magnetic Fields in Science and Medicine ISBN: 9-78044401324-8** Elsevier Science, 1989
- [13] *Müller-Putz G R, Scherer R, Brauneis C, Pfurtscheller G* 2005 Steady-state visual evoked potential (SSVEP)-based communication: impact of harmonic frequency components *Journal Of Neural Engineering* **2** 123-130
- [14] *Srinivasan R, Bibi F A, Nunez P L* 2006 Steady-state visual evoked potentials: distributed local sources and wave-like dynamics are sensitive to flicker frequency *Brain Topography* **18:3** 167–187
- [15] *Morgan S T, Hansen J C, Hillyard S T* 1996 Selective attention to stimulus location modulates the steady-state visual evoked potential *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* **93** 4770-4774
- [16] *Rao S M, Binder J R, Bandettini P A, Hammeke T A, Yetkin F Z, Jesmanowicz A, Lisk L M, Morris G L, Mueller W M, Estkowski L D, Wong E C, Haughton V M, Hyde J S* 1993 Functional magnetic resonance imaging of complex human movements *Neurology* **43** 2311–2318
- [17] *Pfurtscheller G, Neuper C* 1997 Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans *Neuroscience Letters* **239** 65–68

- [18] *Hämäläinen M S, Ilmoniemi R J* 1984 Interpreting measured magnetic fields of the brain: estimates of current distributions *Technical Report TTK-F-A559, Helsinki University of Technology, Espoo*
- [19] *Dale A M, Liu A K, Fischl B R, Buckner R L, Belliveau J W, Lewine J D, Halgren E* 2000 Dynamic statistical parametric mapping: combining fMRI and MEG for high-resolution imaging of cortical activity *Neuron* **26** 55-67
- [20] *Pascual-Marqui R D, Michel C M, Lehmann D* 1994 Low resolution electromagnetic tomography: a new method for localizing electrical activity in the brain *International Journal of Psychophysiology* **18** 49-65
- [21] *Bösel R M* **Das Gehirn - Ein Lehrbuch der funktionellen Anatomie für die Psychologie** ISBN: 9-78317019183-9 Kohlhammer, 1. Auflage 2006
- [22] *Schmidt R F, Lang F, Heckmann M* **Physiologie des Menschen: Mit Pathophysiologie** ISBN: 9-78354032908-4 Springer, 30. Auflage 2007
- [23] *Penfield W, Rasmussen T* **The Cerebral Cortex of Man** ASIN: B001D4MZZK Macmillan, 1952
- [24] *Hubel D H, Wiesel T N* 1962 Receptive Fields, Binocular Interaction And Functional Architecture In The Cat's Visual Cortex *The Journal of Physiology* **160** 106-154
- [25] *Hegd  J, Van Essen D C* 2004 Temporal Dynamics of Shape Analysis in Macaque Visual Area V2 *Journal of Neurophysiology* **92** 3030-3042
- [26] *Moran J, Desimone R* 1985 Selective Attention Gates Visual Processing in the Extrastriate Cortex *Science* **229** 782-784
- [27] *Clark V P, Hillyard S A* 1996 Spatial selective attention affects early extrastriate but not striate components of the visual evoked potential *Journal of Cognitive Neuroscience* **8:5** 387-402
- [28] *Britten K H, van Wezel R J* 1998 Electrical microstimulation of cortical area MST biases heading perception in monkeys *Nature Neuroscience* **1** 59-63

- [29] *Trepel M* **Neuroanatomie: Struktur und Funktion** ISBN: 9-78343741297-4 Urban Fischer / Elsevier, 3. Auflage 2003
- [30] *Wright R D, Ward L M* **Orienting of Attention** ISBN: 9-780-19513049-2 Oxford University Press, 1. Auflage 2008
- [31] *Kroneis G* 2008 Visuell evozierte Hirnpotentiale und deren Einsatz in einem Brain-Computer Interface unabhängig von der Okulomotorik *Graz University of Technology*
- [32] *Tikhonov A N, Goncharsky A, Stepanov V V, Yagola A G* **Numerical Methods for the Solution of Ill-Posed Problems** ISBN: 9-78904814583-6 Springer Netherlands, 1. Auflage 1995
- [33] *Brillinger D R* **Time Series: data Analysis and Theory** ISBN: 9-780-89871501-9 Society for Industrial Mathematics, New Ed 2001
- [34] *Pascual-Marqui R D* 2002 Notes on some physics, mathematics, and statistics for time and frequency domain LORETA <http://www.uzh.ch/keyinst/NewLORETA/Misuse/08-LORETA-FFT-math.pdf>
- [35] *Pfurtscheller G, Lopez Da Silva F H* 1999 Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles *Clinical Neurophysiology* **110** 1842-1857
- [36] *Di Russo F, Martinez A, Sereno M I, Pitzalis S, Hillyard S* 2001 Cortical Sources of the Early Components of the Visual Evoked Potential *Human Brain Mapping* **15** 95-111