Bachelorarbeit

Vergleich enzephalographischer Verfahren (MEG, EEG) und Quellenanalysen von visuell evozierten Antworten

Vorgelegt von:

Lena Rutz

Matrikelnummer: 1067471

Betreuer:

Prof. Dr. Karin Mittmann

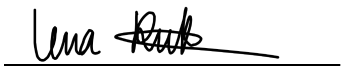
Dipl.-Ing. Andreas Wollbrink

Münster, den 03.08.2022

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit versichere ich, dass ich die Bachelorarbeit selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe, alle Ausführungen, die andere Schriften wörtlich oder sinngemäß entnommen wurden, kenntlich gemacht sind und die Arbeit in gleicher oder ähnlicher Fassung noch nicht Bestandteil einer Studien- oder Prüfungsleistung war.

Münster, den 03.08.2022



Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei denjenigen bedanken, die mich während der Bearbeitung meiner Bachelorarbeit begleitet und unterstützt haben.

Zuallererst gilt mein Dank Herrn Dipl.-Ing. Andreas Wollbrink, der mir zu jeder Zeit mit Rat und Tat zur Seite stand. Vielen Dank für all die Mühe und Geduld.

Ich möchte mich ebenso bei Herrn Prof. Dr. Carsten Wolters bedanken, der sich ebenso immer die Zeit genommen hat, mich mit seinem fachlichen Rat zu unterstützen.

Mein Dank gebührt auch Frau Prof. Dr. Karin Mittmann, die diese Arbeit betreut und für einen reibungslosen Ablauf gesorgt hat.

Außerdem bedanke ich mich bei Karin Wilken, Hildegard Deitermann und Ute Trompeter, die die Messungen mit großer Sorgfalt durchgeführt haben.

Zuletzt möchte ich denjenigen danken, die viele Stunden in das Korrekturlesen meiner Arbeit investiert haben.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis 1

1 Einleitung 2

2 Theorie 3

2.1 Evozierte Antworten 3

2.2 Visuell evozierte Potentiale 5

2.3 Ableitung visuell evozierter Antworten 6

2.4 Kortikale Organisation der Area striata 7

2.5 Kortikale Quellen der einzelnen VEA-Komponenten 9

3 Methoden 10

3.1 Visuelle Stimulation 10

3.2 Geräte zur Datenerfassung 11

3.3 Probanden 14

3.4 Datenverarbeitung 15

4 Ergebnisse 17

4.1 Quellenanalyse 17

4.2 Ergebnisse im Gerätevergleich 27

4.3 VEP-Komponente in Abhängigkeit des Messdurchgangs 36

4.4 Unterschiede zwischen alleiniger MEG- und zusätzlicher EEG-Messung 39

5 Diskussion 40

5.1 Retinotopie 40

5.2 Vergleich der verschiedenen enzephalographischen Geräte 43

5.3 Einfluss der Messdauer auf die Signalqualität 50

5.4 Einfluss der simultanen EEG-Messung auf die MEG-Qualität 51

6 Fazit 52

Literaturverzeichnis 54

Anhang 58

Abkürzungsverzeichnis

CAR ..... Common Average Reference
EEG ..... Elektroenzephalographie/Elektroenzephalogramm
EKG ..... Elektrokardiographie/Elektrokardiogramm
EOG ..... Elektrookulographie/Elektrookulogramm
LED ..... Leuchtdiode
MEG ..... Magnetoenzephalographie/Magnetoenzephalogramm
MRT ..... Magnetresonanztomographie
MTA ..... medizinisch-technischer Assistent
SRV ..... Signal-Rausch-Verhältnis
VEA ..... Visuell evozierte Antwort
VEF ..... Visuelle evoziertes Feld
VEP ..... Visuell evoziertes Potential

1 Einleitung

Visuell evozierte Potentiale werden in der klinischen Anwendung zur Untersuchung des visuellen Systems verwendet. Die Einführung der Messung von Größen wie Latenzen und Amplituden der Potentiale mittels Elektroenzephalographie ersetzt dabei die subjektive Empfindungsbeschreibung in der Diagnostik (Jörg und Hielscher, 1993). Die visuellen Antworten auf einen Reiz erzeugen neben Potentialänderungen auch Änderungen der magnetischen Felder die das Hirn erzeugt, diese können durch die Magnetoenzephalographie aufgezeichnet werden.

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die Unterschiede zwischen verschiedenen enzephalographischen Systemen aufzuzeigen. Dabei werden drei Systeme verwendet, ein kombiniertes EEG- und MEG-System der Firma VSM MedTech Ltd., ein stationäres EEG-System der Firma Electrical Geodesics Inc. und ein mobiles EEG der Firma BrainProducts GmbH. Mit den verschiedenen Systemen werden Antworten mehrerer Probanden auf eine visuelle Stimulation aufgezeichnet. Die Stimulation erfolgt durch eine Musterumkehr von Schachbrettelementen, die jeweils in einem Ringsegment in einem Quadranten des Gesichtsfeldes der Probanden präsentiert wird.
Die Stimulation eines Quadranten im visuellen Feld erzeugt eine Aktivität im diagonal dazu liegenden Bereich des visuellen Kortex. Dies wird als Retinotopie bezeichnet (Hoffmann et al., 2010). Die retinotope Organisation des visuellen Kortex wird untersucht, indem eine Quellenanalyse für Daten, die mit dem kombinierten MEG- und EEG-System aufgezeichnet wurden, durchgeführt wird.

Die Geräte werden in erster Linie anhand der Qualität ihrer aufgezeichneten Signale verglichen. Dabei werden besonders die Topographien, die Amplituden, die Latenzen und die Signal-Rausch-Verhältnisse der evozierten Antworten analysiert. Der Aufwand der jeweiligen Messungen mit den unterschiedlichen Systemen und die Anwendungsmöglichkeiten spielen ebenso eine Rolle.

Diese Bachelorarbeit stellt eine Vorarbeit zu einer zukünftig geplanten Studie, die den Zusammenhang zwischen Schwerhörigkeit und Demenzerkrankungen untersuchen soll, dar. In dieser Studie soll unter anderem die Hirnantwort der Patienten auf visuelle Stimuli untersucht werden, da beobachtet wurde, dass auch der auditorische Kortex bei

Personen mit beeinträchtigtem Hörvermögen durch visuelle Stimulation aktiviert wird (Schormans et al., 2017). Die Ergebnisse dieser Arbeit können als Entscheidungshilfe genutzt werden, welches Gerät sich für diese Studie am besten eignet.

2 Theorie

2.1 Evozierte Antworten

Evozierte Potentiale werden definiert als volumengeleitete, extrazellulär abgeleitete Signale, die nach elektrischer oder adäquater Reizung erregbaren Gewebes auftreten (Jörg und Hielscher, 1993). Die Reizung einer Nervenzelle führt zum Einfluss positiver Ionen in den intrazellulären Raum, die das Membranpotential vom Ruhepotential, das ca. -70 mV beträgt, in die Richtung positiver Werte verschiebt. Wird dabei ein bestimmter Schwellenwert, das Schwellenpotential, überschritten, wird ein Aktionspotential ausgelöst. Dabei gilt das Alles-oder-Nichts-Gesetz: Sobald das Schwellenpotential überschritten ist, hängen die Amplitude und die Form des Aktionspotentials nicht weiter von der Intensität der Reizung ab (Raghavan et al., 2019). Abbildung 2.1 zeigt den Ablauf des Aktionspotentials. Nachdem das Schwellenpotential überschritten wurde, erfolgt durch die Öffnung der Natriumkanäle und somit einer erhöhten Na^+-Leitfähigkeit die Depolarisation. Dabei steigt das Membranpotential durch den Einstrom der Kationen ins Zellinnere bis in den positiven Bereich. Der Peak mit Werten über 0 mV wird als Overshoot bezeichnet. Durch die langsame Öffnung der Kaliumkanäle und die nach dem Overshoot stark abnehmende Na^+-Leitfähigkeit, führt die Repolarisation zu einem Wiederaufbau des Ruhepotentials. Die Kaliumkanäle bleiben nach Erreichen des Ruhepotentials weiter geöffnet, sodass weiterhin K^+-Ionen aus der Zelle in den extrazellulären Raum ausströmen und das Membranpotential über das Ruhepotential hinaus sinkt. Dies nennt man Hyperpolarisation. Durch die Inaktivierung der Kaliumkanäle erreicht das Membranpotential wieder das Ruhepotential (Raghavan et al., 2019).

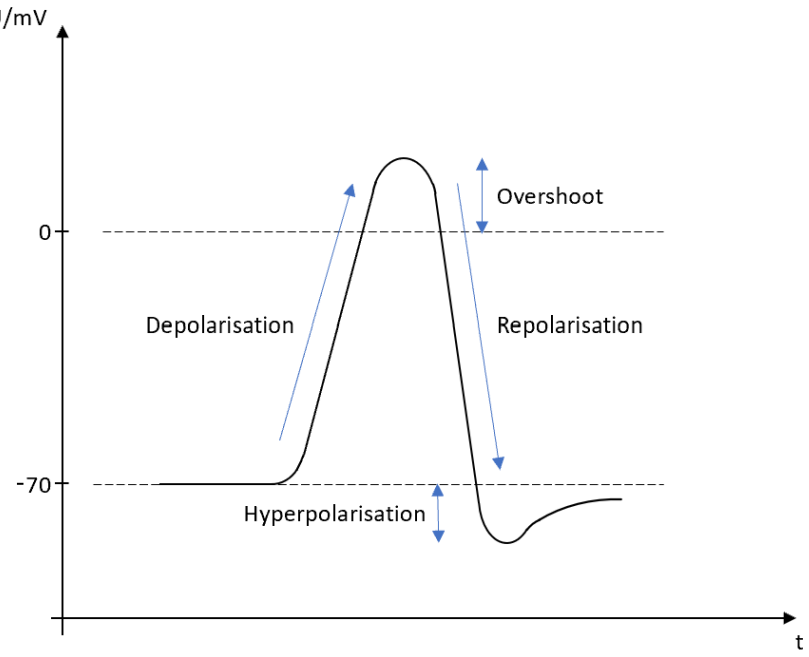


Abbildung 2.1: Schematische Darstellung eines Aktionspotentials mit Depolarisation, Overshoot, Repolarisation und Hyperpolarisation. (Quelle: Eigene Darstellung)

Das initiale Aktionspotenzial führt zur Depolarisation der benachbarten Membran, somit setzt sich das Aktionspotenzial entlang der Nervenzelle fort. Der Aufbau der Nervenzelle ist in Abbildung 2.2 dargestellt. Die Dendriten bilden die rezeptiven Strukturen, die Impulse aufnehmen und zum Soma leiten. Das Axon ist eine effektorische Struktur. Es leitet Impulse vom Soma weiter. Die Axone sind häufig von Myelinscheiden, die von speziellen Gliazellen gebildet werden, umhüllt (Pavelka und Roth, 2005). Am Ende des Axons, an den Axonterminalen erfolgt die Impulsweiterleitung über Synapsen. Der Impuls des afferenten Neurons löst eine Ausschüttung von Neurotransmittern in der Synapse aus, welche dann das efferente Neuron erregen (Rovenský und Payer, 2009).

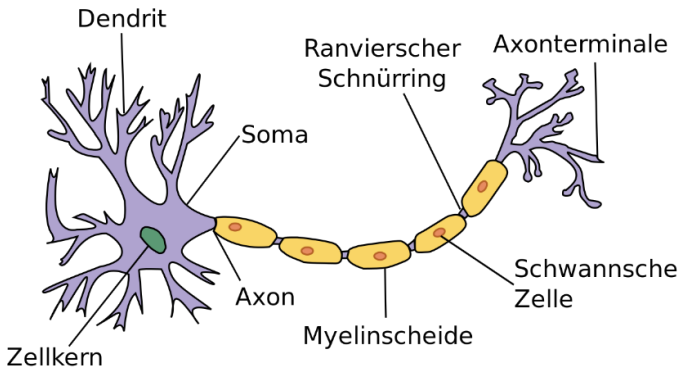


Abbildung 2.2: Aufbau eines Neurons. (Quelle: Quasar Jarosz/English Wikipedia, CC BY-SA 3.0 <https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0>, via Wikimedia Commons)

Durch die Inaktivierung der Ionenkanäle nach deren Öffnung kann ein neues Aktionspotential erst nach einer Refraktärphase gebildet werden. Dies sorgt dafür, dass die Erregung nur in eine Richtung weitergeleitet wird. Die Geschwindigkeit der Erregungsleitung ist unter anderem abhängig davon, ob das Axon der Nervenzelle marklos oder markhaltig ist. Bei marklosen Nervenzellen setzt sich das Aktionspotential kontinuierlich fort. Markhaltige Nervenzellen sind durch Umhüllungen mit Myelinscheiden gekennzeichnet, zwischen den Myelinscheiden befinden sich Lücken, die Ranvierschen Schnürringe. Nur dort ist der Membranwiderstand gering genug und die Dichte an Natriumkanälen groß genug um ein Aktionspotential auszubilden. Der hohe Membranwiderstand an den Orten der Membran, die von Markscheiden umhüllt sind sorgt ebenso dafür, dass sich das Aktionspotential von Schnürring zu Schnürring fast verlustfrei fortsetzen kann. Die Erregungsleitung erfolgt somit springend von einem Ranvierschen Schnürring zum nächsten und wird saltatorische Erregungsausbreitung genannt. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit in den markhaltigen Nervenzellen ist dadurch schneller (Raghavan et al., 2019; Stöhr et al., 1996).

2.2 Visuell evozierte Potentiale

Visuell evozierte Potentiale entstehen durch die adäquate Reizung der Retina. Man unterscheidet zwischen blitzevozierten und musterumkehr-evozierten Potentialen. Blitzevozierte Potentiale werden durch Reizung mit Lichtblitzen hervorgerufen, musterumkehr-evozierte Potentiale werden durch Streifen- oder Schachbrettmuster provoziert, deren helle und dunkle Teile in bestimmter Frequenz wechseln. Die Präsentation von Musterumkehrstimuli kann mit Hilfe eines Projektors und einem beweglichen Spiegel oder mit Hilfe eines Computermonitors erfolgen. Der Vorteil von Projektor und Spiegel ist die Musterumkehr innerhalb von 5-10 ms, wohingegen ein Computerbildschirm häufig 10-20 ms für den Bildaufbau benötigt. Dadurch können Latenzverzögerungen entstehen (Stöhr et al., 1996).

Es gibt verschiedene retinokortikale Verbindungen, also Verbindungen aus Nervenzellen vom Auge bis zum visuellen Kortex im Okzipitallappen. Je nach Reiz wird eine spezifische Verbindung aktiviert. Da die verschiedenen Verbindungen eine unterschiedliche Anzahl an Neuronen beinhalten, wodurch sich aufgrund der unterschiedlichen Anzahl an synaptischen Übertragungen die Impulsleitung hinsichtlich ihrer Geschwindigkeit

unterscheidet, haben die jeweiligen Potentiale je nach retinokortikaler Verbindung verschiedene Latenzen (Stöhr et al., 1996).

Die Musterumkehrstimulation wird in der klinischen Anwendung am häufigsten verwendet (Odom et al., 2016). Das zentral okzipital am Schädel abgeleitete visuelle Potential nach Reizung durch Musterumkehrstimulation weist 3 Komponenten auf: eine negative Komponente 75 ms nach dem Stimulus, N75 genannt, eine positive Komponente mit einer Latenz von 100 ms, P100 genannt, und eine weitere negative Komponente, die in der Literatur mit N135 (Odom et al., 2016; Hari und Puce, 2017) oder mit N145 bezeichnet wird (Markland, 2020; Hashimoto et al., 1999). Die Latenzen unterscheiden sich wie bereits erwähnt je nach Reizart. Da in verschiedenen Laboren durch unterschiedliche Ausstattung verschiedene Bedingungen vorliegen, sollte jedes Labor eigene Normwerte ermitteln (Markland, 2020; Odom et al., 2016).

2.3 Ableitung visuell evozierter Antworten

Evozierte Antworten werden in evozierte Potentiale und evozierte Felder eingeteilt. Evozierte Potentiale werden mittels Elektroenzephalographie (EEG) abgeleitet, während evozierte Felder mittels Magnetoenzephalographie (MEG) abgeleitet werden. Die Erregung von Neuronen in der Hirnrinde führt zu einem Stromfluss, der sowohl als elektrisches Potential als auch als magnetisches Feld messbar ist (Hari und Puce, 2017).

Die Messung der elektrischen Potentiale mittels EEG erfolgt über Elektroden, die an der Kopfhaut befestigt werden. Die Elektroden sind dabei oft in einer Kappe oder einem Netz zusammengefasst, sodass die Platzierung der einzelnen Elektroden weniger aufwändig ist. Ein guter Kontakt zwischen der Elektrode und der Kopfhaut ist wichtig für die Signalqualität. Die Güte dieses Kontaktes wird durch den Widerstand wiedergegeben. Um möglichst niedrige Widerstände zu erreichen, werden leitende Mittel verwendet, wie zum Beispiel Elektrodengel oder Lösungen. Es ist außerdem hilfreich, wenn die Probanden frisch gewaschene Haare und keine kosmetischen Produkte verwendet haben. Werden zusätzlich Elektroden auf der Gesichtshaut angebracht, wird die Haut zunächst mit Alkohol gereinigt (Hari und Puce, 2017).

Bei der Messung magnetischer Felder im MEG werden SQUID Sensoren verwendet, die helmartig in einem Dewar angeordnet sind. SQUID steht für „superconducting quantum

interference device“, also ein supraleitendes Quanteninterferenzgerät. Diese Sensoren ermöglichen die Messung der Magnetfelder des Hirns, die Signalgrößen im Femtoteslabereich aufweisen (Hari R und Puce A, 2017). Das Magnetfeld der Erde ist im Gegensatz zu denen, die die Hirnströme hervorrufen 10^8-mal so groß, weshalb eine magnetische Abschirmung des Messortes und ein Einsatz von Gradiometern, die nicht vom Gehirn erzeugte Magnetfelder messen und anschließend aus dem Signal herausrechnen, erforderlich ist. Hari und Puce (2017) empfehlen jedoch in ihrem Buch, externe Einflüsse und Artefakte immer, wenn möglich, zu vermeiden und nicht später durch die Signalverarbeitung zu entfernen. Bei der MEG-Messung entfällt das Anbringen von Elektroden. Die Probanden setzen sich lediglich in das Gerät, welches dann an die Probanden angepasst wird. Dabei ist wichtig, dass die Probanden keine magnetischen Materialien an oder in sich tragen. Dazu zählt Schmuck, aber auch kosmetische Produkte wie Mascara können magnetische Partikel enthalten. Probanden mit Implantaten sollten vor der Messung einmal zur Probe gemessen werden, um festzustellen, wie störend sich das Implantat auf die Signale auswirkt und zu entscheiden, ob eine weitere Messung sinnvoll ist. Im Gegensatz zum EEG sind die Sensoren im MEG nicht an einer bestimmten Stelle am Kopf fixiert, was die Zuordnung der aufgezeichneten Signale eines Sensors zu den jeweiligen Hirnarealen erschwert. Die Position des Kopfes im Dewar wird daher durch Spulen ermittelt, die an festen Orten am Kopf des Probanden angebracht sind. Die relative Position dieser Spulen in Bezug zu den SQUID Sensoren gibt Aufschluss über die genaue Kopfposition. (Hari und Puce, 2017).

Sowohl bei EEG-, als auch bei MEG-Messungen ist es insbesondere bei visuellen Experimenten hilfreich, zusätzlich ein Elektrookulogramm (EOG) aufzuzeichnen. Das EOG misst vertikale und horizontale Augenbewegungen durch vier um die Augen angebrachte Elektroden (Hari und Puce, 2017).

2.4 Kortikale Organisation der Area striata

Die Area striata, der primär visuelle Kortex, ist in beiden Hemisphären des Okzipitallappens lokalisiert und erstreckt sich superior und inferior entlang des Sulcus calcarinus (Wang et al., 2019). Er ist retinotop organisiert, das heißt das rechte oder linke Gesichtsfeld wird in der kontralateralen Hemisphäre repräsentiert und umgekehrt, ebenso wird das untere oder obere Gesichtsfeld im superioren oder inferioren Teil des

Sulcus calcarinus repräsentiert. Zudem wird zwischen fovealem, also zentralem, und peripherem Gesichtsfeld unterschieden. Das foveale Gesichtsfeld wird im posterioren Teil des okzipitalen Kortex repräsentiert, während das periphere Gesichtsfeld tiefer im Interhemisphärenspalt und im Sulcus calcarinus repräsentiert wird (Hoffman et al., 2011; Ahlfors et al., 1992). Abbildung 2.3 zeigt die retinotope Organisation für die linke Hemisphäre. Die Retinotopie wurde erstmals durch die Korrelation von Gesichtsfelddefiziten und Läsionen in Teilen des visuellen Kortex entdeckt (Holmes, 1918). Durch den Einsatz von funktioneller Magnetresonanztomografie ist es möglich neuronale Aktivität zu lokalisieren und somit die retinotope Kartierung des visuellen Kortex zu zeigen (Hoffman et al., 2011).

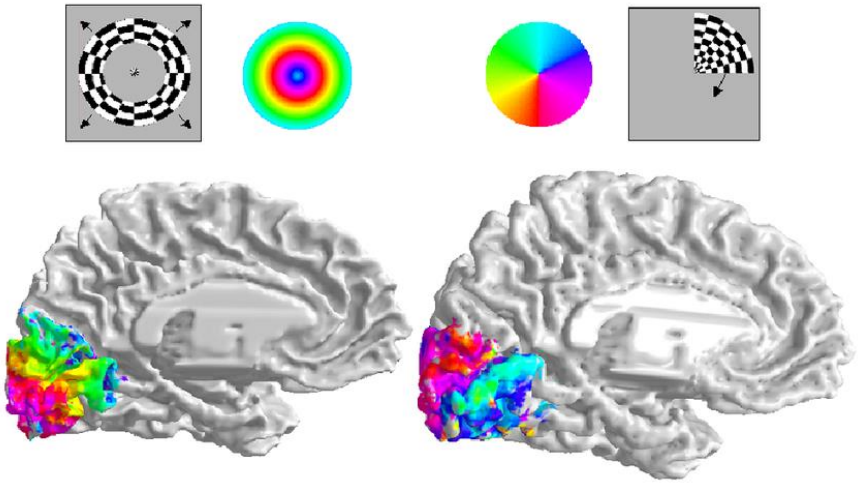


Abbildung 2.3: Anhand zwei Stimuli wurde mittels funktioneller Magnetresonanztomografie die retinotope Karte im visuellen Kortex gemessen. Links: Mit zunehmender Exzentrizität des Rings verlagert sich die Aktivierung des Kortex vom okzipitalen Pol tiefer entlang des Sulcus calcarinus. Rechts: Die obere Hälfte des Gesichtsfeldes wird im inferioren Teil des Sulcus calcarinus repräsentiert (Grün- und Blautöne), die untere Hälfte des Gesichtsfeldes wird superior des Sulcus Calcarinus projiziert (Lila- und Rottöne). (Quelle: Dougherty et al., 2003)

Die Retinotopie besagt unter anderem, dass die Stimulation einer Gesichtsfeldhälfte die kontralaterale Hemisphäre aktiviert. Bei der Ableitung der Signale, fällt jedoch auf, dass die größte evozierte Antwort kontralateral zur aktivierten Hemisphäre, also ipsilateral zur stimulierten Gesichtsfeldhälfte liegt (Markland, 2020; Barrett et al., 1976). Barrett et al. (1976) begründen dieses Phänomen damit, dass die Elektroden auf der zum Stimulus ipsilateralen Hemisphäre besser platziert sind, um die zu ihnen orientierten evozierten Potentiale der zum Stimulus kontralateralen Hemisphäre aufzuzeichnen. Abbildung 2.4 zeigt diese paradoxe Lateralisation.

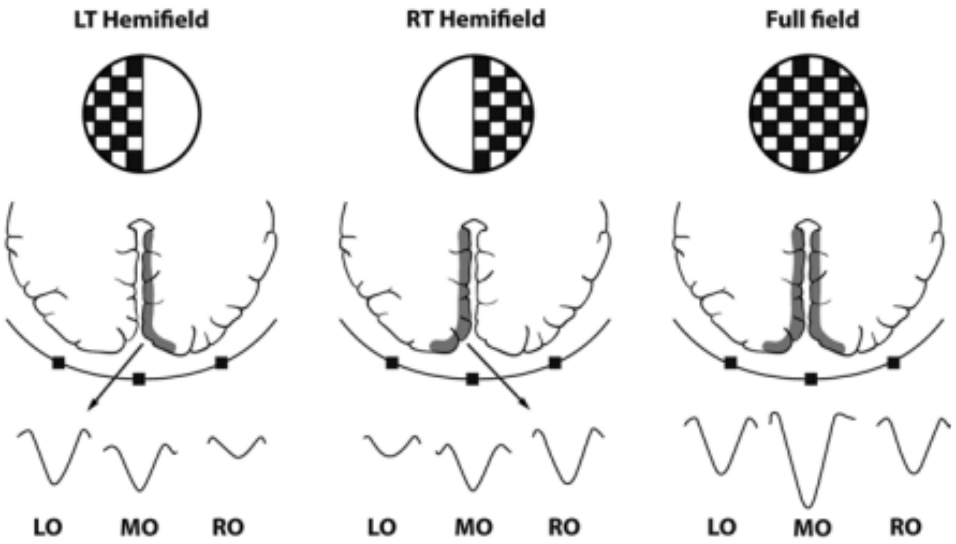


Abbildung 2.4: Paradoxe Lateralisation bei der Ableitung von visuell evozierten Antworten nach Halbfeldstimulation. Links: Die Stimulation der linken Gesichtsfeldhälfte aktiviert die rechte Hemisphäre, die größte evozierte Antwort wird dabei über der LO Elektrode abgeleitet. Mitte: Die Stimulation der rechten Gesichtsfeldhälfte aktiviert die linke Hemisphäre, die größte evozierte Antwort wird dabei über der RO Elektrode abgeleitet. Rechts: Die Ganzfeldstimulation aktiviert den visuellen Kortex in beiden Hemisphären, die größte evozierte Antwort wird dabei über der MO Elektrode abgeleitet. (Quelle: Markland, 2020)

2.5 Kortikale Quellen der einzelnen VEA-Komponenten

Es gibt viele Publikationen über die Quellen der einzelnen VEP und VEF Komponenten. In mehreren Veröffentlichungen wird anstelle der N75, P100 und N145 Komponenten von einer C1 und einer C2 Komponente gesprochen, wobei die C1 Komponente mit der P100 Komponente und die C2 Komponente mit der N145 Komponente vergleichbar ist (Jeffreys und Axford, 1972; Darcey et al., 1980; Parker et al., 1982; Maier et al., 1987; Butler et al., 1987). In den verschiedenen Studien wurde die Quelle der jeweiligen Komponente durch Dipolfits berechnet und die Frage beantwortet, ob die Quelle im striaten oder im extrastriaten Kortex generiert wird. Tabelle 1 zeigt einen Überblick der Ergebnisse.

Daten	Publikation	N75	P100/C1	N145/C2
EEG	Butler et al. (1987)		striate Quelle	
	Darcey et al. (1980)		striate Quelle	
	Di Russo et al. (2002)	striate Quelle	extrastriate Quelle	
	Drasdo und Edwards (1989)	extrastriate Quelle	extrastriate Quelle	extrastriate Quelle
	Ducati et al. (1988)	striate Quelle	striate Quelle	
	Jeffreys und Axford (1972)		striate Quelle	extrastriate Quelle
	Lesèvre und Joseph (1979)	extrastriate Quelle	extrastriate Quelle	extrastriate Quelle
	Maier et al. (1987)		striate Quelle	extrastriate Quelle
	Noachtar et al. (1993)	striate Quelle	striate Quelle	
	Ossenblok und Spekreijse (1991)		extrastriate Quelle	
	Parker et al. (1982)		striate Quelle	
	Srebro (1987)		striate Quelle	extrastriate Quelle
MEG	Nakamura et al. (1997)	striate Quelle	striate Quelle	extrastriate Quelle
	Hashimoto et al. (1999)	striate Quelle		striate Quelle
	Hatanaka et al. (1997)	striate Quelle	striate Quelle	striate Quelle

Tabelle 2.1: Übersicht der ermittelten Quellen für die N75, P100/C1 und N145/C2 Komponenten in verschiedenen Publikationen: im striaten oder extrastriaten visuellen Kortex. (Quelle: Eigene Darstellung)

3 Methoden

3.1 Visuelle Stimulation

Für die Programmierung des Stimulus wurde die Psychophysics Toolbox in Matlab verwendet (Brainard, 1997).

Den Probanden wird ein Segment eines ringförmigen Schachbrettmusters gezeigt, in der Mitte des Rings befindet sich ein rotes Fixationskreuz. Das Schachbrett besteht aus schwarzen und weißen Schachbrettelementen, der Hintergrund ist ein Grauton mit der mittleren Leuchtdichte zwischen weiß und schwarz. Das Ringsegment hat einen Öffnungswinkel von 90°, sodass jeweils ein Viertel des Rings gezeigt wird. Dabei wird in 4 Quadranten unterschieden: Quadrant 1 erstreckt sich von 0° bis 90°, wenn man den höchsten Punkt des Rings als 0° definiert und im Uhrzeigersinn vorgeht, Quadrant 2 schließt sich an Quadrant 1 an und erfüllt das Ringsegment von 90° bis 180°, Quadrant 3 startet bei 180° und endet bei 270° und Quadrant 4 erfüllt die restlichen 90° von 270° bis 360°. Der Ring hat einen Außendurchmesser von 4° Sehwinkel und einen Innendurchmesser von 2° Sehwinkel bei einem Abstand zwischen Probanden und Monitor von 91 cm. Abbildung 3.1 zeigt den Stimulus und die Einteilung der verschiedenen Quadranten.

Die Stimulation erfolgt durch einen Farbwechsel der Schachbrettelemente. Zum Zeitpunkt jeder Stimulation wird ein Trigger an die Akquisitionssoftware gesendet, der

später den Zeitpunkt des Reizes in den Daten markiert. Die schwarzen Elemente wechseln auf weiß und die weißen auf schwarz. Diese Wechsel passieren in einem Abstand von 400 bis 600 ms, wobei das auf die gesamte Stimulationszeit gerechnete Mittel 500 ms beträgt. Eine Messung besteht aus vier Messdurchgängen, in denen jeweils ein Quadrant gezeigt wird. Ein Durchgang dauert 500 s, sodass insgesamt 1000 Farbwechsel erfolgen. Die Reihenfolge, in der die Quadranten präsentiert werden variiert je nach Messung.

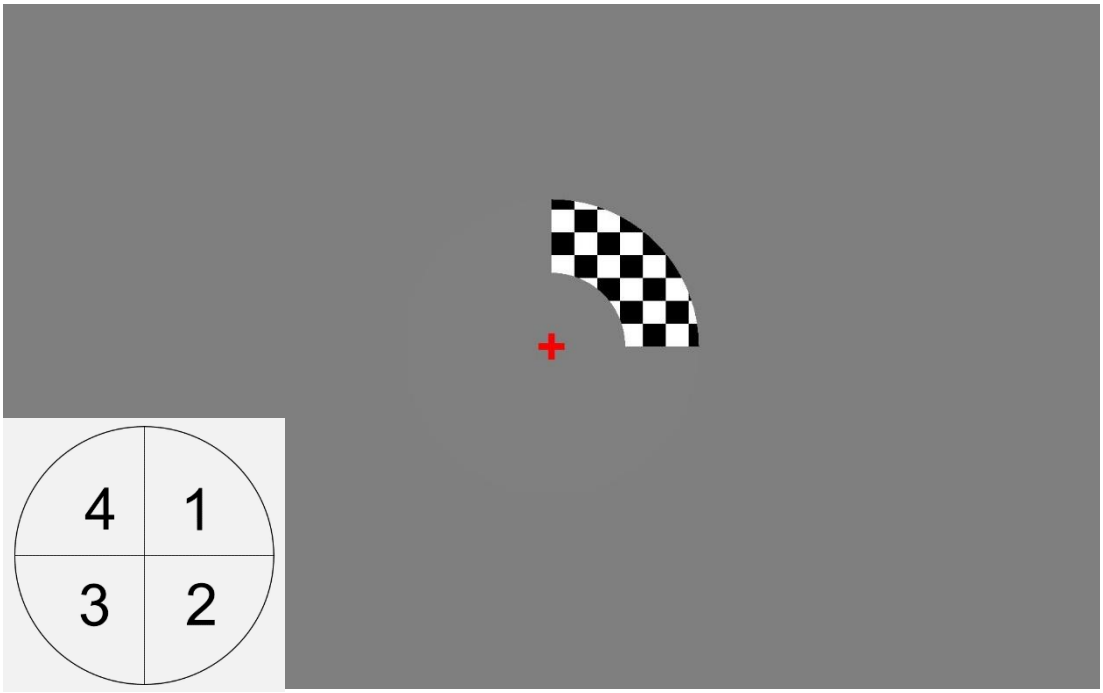


Abbildung 3.1: Darstellung des Monitors bei der Stimulation. In der Mitte des Monitors befindet sich ein rotes Fixationskreuz, um das herum jeweils ein Quadrant des Schachbrettringes gezeigt wird (hier: Quadrant 1). Unten links: Einblendung der Quadrantenbezeichnung.

3.2 Geräte zur Datenerfassung

Für die Messungen werden 3 verschiedene Geräte verwendet. Ein MEG-Gerät, in dem simultane EEG-Messungen möglich sind, ein stationäres EEG-Gerät und ein mobiles EEG-Gerät.

Das MEG-System der Firma VSM MedTech Ltd. hat 275 SQUID Sensoren, die die magnetischen Felder des Hirns messen. Es ist in einem magnetisch abgeschirmten Raum platziert. Zusätzlich zur MEG-Messung besteht die Möglichkeit mit einem 56-Kanal-EEG zeitgleich mit dem MEG ein EEG aufzuzeichnen. Die EEG-Elektroden sind dabei in einer Kappe zusammengefasst (Abb. 3.2), der Elektroden-Haut-Kontakt wird durch ein

Elektrodengel verbessert. Bei allen im MEG durchgeführten Messungen sind zusätzlich Elektroden um die Augen angebracht worden, um ein horizontales und ein vertikales EOG aufzuzeichnen. Die Augenbewegungen der Probanden wurden zusätzlich mit einem EyeLink-System der Firma SR Research Ltd aufgezeichnet. Die Elektrodenpositionen der EEG-Kappe werden nach dem Kleben mit Hilfe einer Polhemus Technologie digitalisiert, indem jeder Punkt, der mit dem Polhemus-Stift abgegangen wird, Koordinaten zugewiesen bekommt und man dementsprechend die relative Position der einzelnen Positionen zueinander kennt (Polhemus, 2018).

Abbildung 3.2: Elektrodenkappe des kombinierten MEG- und EEG-Systems in der Vorder- und Seitenansicht.

Das stationäre EEG-System der Firma Electrical Geodesics Inc. hat 128 Sensoren, die in einem Elektrodennetz zusammengefasst sind (Abb. 3.3). Das System befindet sich in einem elektrisch und akustisch abgeschirmten Raum. Die Elektroden sind mit kleinen Schwämmen verbunden, die den Kontakt zur Kopfhaut herstellen. Das Elektrodennetz muss vor der Applikation in einer Lösung aus Kaliumchlorid, alkoholfreiem Shampoo und lauwarmem Wasser eingeweicht werden, damit die Schwämme die Lösung aufsaugen. Das Netz wird den Probanden aufgezogen und jede Elektrode einmal hin und her bewegt, sodass die Stelle an der Kopfhaut möglichst von Haaren befreit wird. Zwei der Elektroden wurden umgeleitet und werden als EKG-Elektroden verwendet. Diese

werden nach Reinigung der Hautstellen mit Alkohol seitlich an den linken unteren Rippenbögen und an der rechten Schulter oberhalb des Schlüsselbeins mit Elektrodengel angebracht. Nach der Messung der Elektrodenimpedanzen, also dem Widerstand zwischen Haut und Elektrode, wird mit einer Pipette zusätzliche Lösung an die Schwämme der Elektroden mit zu hohen Impedanzen gespritzt, um diese zu verbessern. Die Positionen der Elektroden sind schematisch für alle Probanden in Form von Koordinaten eines dreidimensionalen Koordinatensystems angegeben.

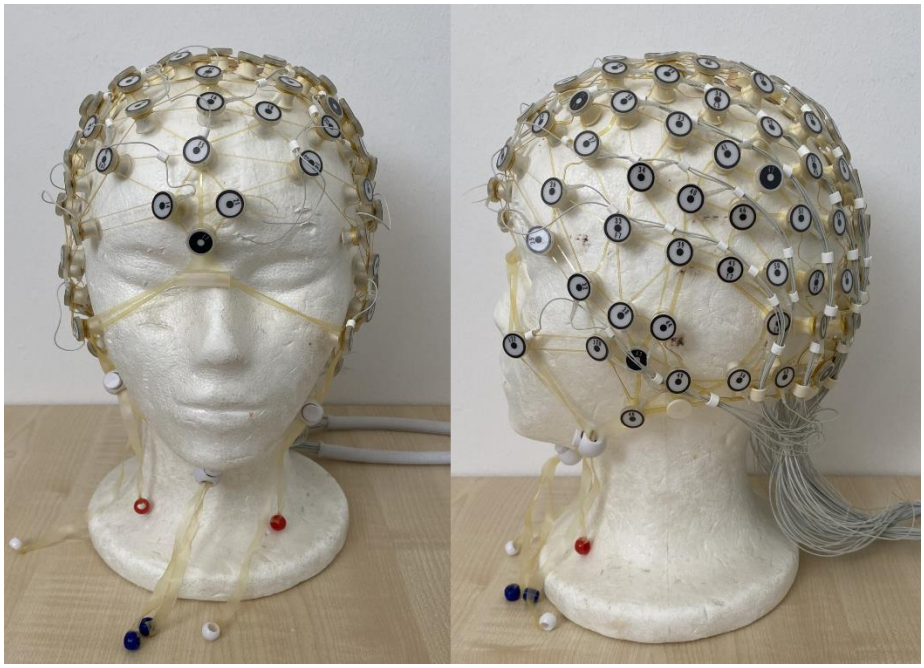


Abbildung 3.3: Elektrodennetz des stationären EEGs in der Vorder- und Seitenansicht.

Das mobile EEG-System der Firma BrainProducts GmbH hat 30 Kanäle mit der Möglichkeit, zwei weitere Kanäle in Form von Klebeelektroden anzuschließen (Abb. 3.4). Das EEG ist über Bluetooth mit dem Akquisitionslaptop verbunden, sodass es mobil einsetzbar ist. Es werden Trockenelektroden verwendet, die in Drypad- und Flexsensoren unterschieden werden. Die Drypadsensoren werden an der Stirn angebracht und haben eine glatte Kontaktfläche. Die Flexsensoren werden an der Kopfhaut angebracht und haben bewegliche Füße, um die Haare zu überwinden. Die Kappe besteht aus einer Art Bügel, dessen Enden über den Ohren platziert werden. Am höchsten Punkt des Bügels befindet sich die Cz Elektrode. Von dort gehen Greifarme zu den restlichen Elektroden aus. Der Kontakt der Elektroden und der Kopfhaut wird durch den von den Greifarmen ausgeübten Druck auf den Kopf hergestellt. Die Elektrodenhalterungen haben LEDs, die grün oder rot leuchten, je nachdem ob die

Impedanzschwelle unterschritten wird oder nicht. Die Impedanzwerte der rot leuchtenden Elektroden werden durch neues Ausrichten und Bewegen der Elektrodenfüße verringert. Da das mobile EEG-Gerät keinen festen Standort hat, muss das benötigte Equipment zusätzlich zur Kappe auch aufgebaut werden. Dazu gehört der Laptop mit dem Akquisitionsprogramm, der Stimulationsmonitor und die Triggerbox, die durch eine Photodiode den Zeitpunkt eines Stimulus erkennt und an das Akquisitionsprogramm sendet. Hier sind die Elektrodenpositionen wie auch beim stationären EEG in Koordinaten gegeben, die für alle Probanden dieselben sind.

Abbildung 3.4: Elektrodenkappe des mobilen EEG-Systems in der Vorder- und Seitenansicht.

Die verschiedenen EEG-Geräte werden im Folgenden auch als mobiles, stationäres und kombiniertes EEG-System bezeichnet.

3.3 Probanden

Insgesamt haben sieben Probanden an den Messungen teilgenommen, die nach einer Aufklärung ihr schriftliches Einverständnis gegeben haben, freiwillig an der Studie teilzunehmen.

Nicht jeder Proband wurde mit allen Systemen gemessen. Eine Übersicht, welche Probanden mit welchen Geräten gemessen wurden, zeigt Tabelle 3.1. Die Probanden unterscheiden sich nach Geschlecht und Alter. Drei Probanden sind weiblich und vier Probanden sind männlich. Keiner der Probanden bis auf Proband S4 hat eine

Sehschwäche. Proband S4 hat die Messung mit dem stationären EEG ohne Brille durchgeführt, bei der Messung mit dem mobilen EEG trug der Proband die Brille.

Proband	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7
MEG						x	
simultanes MEG und EEG	x	x			x	x	
stationäres EEG	x	x		x		x	x
mobiles EEG		x	x	x			x

Tabelle 3.1: Übersicht über die Teilnahme der Probanden an den Messungen mit unterschiedlichen Systemen. Ein x *steht für eine Teilnahme.*

3.4 Datenverarbeitung

Die erhobenen Daten wurden mit der Software Curry 8 bearbeitet. Für eine bessere Vergleichbarkeit ist die grundsätzliche Bearbeitung aller Daten gleich.

Im ersten Schritt wird ein Bandpassfilter mit einem Hochpass- von 1 Hz und einem 40 Hz Tiefpassfilter angewendet. Damit wird zugleich die 50 Hz Netzfrequenz herausgefiltert. Nach der Filterung werden alle Kanäle inspiziert, auffällig verrauschte Kanäle sowie die zwei EKG-Kanäle des stationären EEGs werden verworfen. Im nächsten Schritt werden starke, z.B. durch Lidschläge ausgelöste Augenartefakte detektiert und reduziert. Dafür wird bei den MEG- und simultanen MEG- und EEG-Messungen der vertikale EOG-Kanal verwendet, bei den anderen EEG Datensätzen werden augennahe Kanäle ausgewählt, in denen solche Artefakte gut erkennbar sind. Die Detektion erfolgt durch einen eingestellten Schwellenwert. Wird dieser Wert von dem ausgewählten Kanal überschritten wird das Zeitintervall von 200 ms vor bis 500 ms nach der Grenzüberschreitung markiert. Die Korrektur der markierten Artefakte erfolgt durch eine Kovarianz. Hierbei werden alle markierten Zeitintervalle des ausgewählten Kanals gemeinsam gemittelt und aus dem gemittelten Signal ein Transmissionskoeffizient für jeden einzelnen Kanal gebildet. Das korrigierte Signal bildet sich dann aus der Differenz des ursprünglichen Signals und dem Produkt aus Transmissionskoeffizient und dem Signal des Kanals, der zur Detektion des Artefaktes genutzt wurde (Compumedics Ltd, 2020). Da die Korrektur nicht auf die Signale des Detektionskanal angewendet wird, wird dieser verworfen. Als nächstes werden die kontinuierlichen Daten in einzelne Events eingeteilt. Dafür wird das Zeitintervall von 300 ms vor bis 300 ms nach dem Reizzeitpunkt ausgewählt. Die ersten zehn Events werden anschließend verworfen, aufgrund der Vermutung, dass die Probanden eine kurze Gewöhnungszeit an den

Stimulus brauchen. Bevor die Events gemittelt werden, werden alle Signale darauf geprüft, ob sie bestimmte Grenzwerte überschreiten. Für die EEG-Signale wurden dabei die Grenzwerte -100 µV und 100 µV verwendet, für die MEG-Signale -1,25 pT und 1,25 pT. Wenn Signale irgendeines nicht verworfenen Kanals diese Werte überschreiten, wird das entsprechende Event verworfen.

Die Mittelung stellt einen wichtigen Schritt in der Signalverarbeitung dar. Die evozierte Antwort auf einen Reiz ist im Vergleich zu sonstigen Aktivitäten und Störeinflüssen sehr klein. Das Signal-Rausch-Verhältnis (SRV) beträgt je nach evozierter Antwort 1/5 bis 1/100, wobei die evozierte Antwort das Signal darstellt und die Hintergrundaktivitäten das Rauschen (Markland, 2020). Um das SRV zu verbessern, wird ausgenutzt, dass der Zeitpunkt des Reizes bekannt ist und die evozierte Antwort zeitlich mit dem Reiz korreliert. Die restliche Aktivität steht in keinem Zusammenhang zum Reizzeitpunkt. Werden mehrere Events gemittelt, so bleibt die evozierte Antwort erhalten, aber die spontane Aktivität mittelt sich raus. Dabei hängt die Veränderung des Signal-Rausch-Verhältnisses von der Anzahl der Mittelungen N, also der Anzahl der Stimulationen ab:

$$\frac{S}{R} \times \sqrt{N} = \frac{S'}{R'} \qquad (1)$$

Der Term $\frac{S}{R}$ steht dabei für das Signal-Rausch-Verhältnis vor der Mittelung. Durch N Mittelungen verbessert sich das Signal-Rausch-Verhältnis um den Faktor $\sqrt{N}$ auf $\frac{S'}{R'}$ (Jörg und Hielscher, 1993; Hari und Puce, 2017). Bei der Mittelung von 1000 Events verbessert sich das SRV somit um den Faktor 31,62.

Bei EEG Daten werden die gemittelten Daten mit einer CAR rereferenziert. Anstatt der Referenzelektrode wird dabei das Mittel aller Signale als Referenz genutzt (Ludwig et al., 2009). Die Anzahl der verworfenen Kanäle und der gemittelten Events je nach Quadrant, Proband und Gerät ist der Tabelle in Anhang 1 zu entnehmen.

Für die kombinierten MEG- und EEG-Daten wurde eine Quellenanalyse durchgeführt. Dabei wird ein Dipol für die jeweilige Feldverteilung berechnet, dessen Position der Quelle der evozierten Antwort entspricht, wenn die Lokalisation fehlerfrei verläuft und das Quellmodell korrekt ist. Die berechneten Dipole unterscheiden sich für die MEG- und EEG-Daten in ihrer Position und Orientierung. Durch die Kombination beider Daten

werden die Vorteile beider Modalitäten zusammengeführt und so die Quellenlokalisation verbessert (Cohen und Cuffin, 1979; Cohen und Cuffin, 1983; Cohen und Cuffin, 1987; Cohen und Cuffin, 1991; Fuchs et al., 1998). Bei kombinierten MEG- und EEG-Daten wird empfohlen, einen Leitfähigkeitsfaktor einzubinden, der das MEG nutzt, um die Leitfähigkeit des EEGs zu kalibrieren (Compumedics Ltd, 2020). Teilweise sind MRT-Daten der Probanden vorhanden, sodass die Quelle auf die tatsächliche Anatomie der Probanden projiziert wird. Für die Quellenanalyse mit realistischem MRT-basiertem Kopfmodell wird mit der Randelementmethode das Vorwärtsproblem zur Quellenanalyse gelöst. Dazu wird der Kopf in drei Kompartimente unterteilt: Die Haut mit einer Leifähigkeit von 0,33 S/m, das Gehirn mit einer Leitfähigkeit von 0,33 S/m und den Schädel mit einer Leitfähigkeit von 0,0132 S/m, also 1/25 von den Leitfähigkeiten der Haut und des Hirns.

In der Auswertung der Daten werden besonders die Signal-Rausch-Verhältnisse, die Amplituden, die Latenzen und die Topographien betrachtet. Dabei beziehen sich alle Größen auf den Maximalwert der ersten Komponente, die etwa 80 ms nach der Reizung auftritt. Der Wert der Amplitude entspricht also der maximalen Amplitude der untersuchten Komponente, die Latenz beschreibt die Dauer zwischen dem Zeitpunkt der Stimulation und dem Maximum der untersuchten Komponente. Das SRV beschreibt das Verhältnis des Signals zum Zeitpunkt des Maximums und dem Rauschen des gemittelten Prästimulusintervalls und die Topographie zeigt die Feldverteilung zum Zeitpunkt des Maximums der betrachteten Komponente.

4 Ergebnisse

4.1 Quellenanalyse

Mit den Daten der kombinierten MEG- und EEG-Messung wurden Quellenanalysen durchgeführt. Von Probanden S1, S2 und S5 sind MRT-Daten vorhanden, die für die Quellenlokalisation genutzt wurden. Von Proband S6 gibt es keine MRT-Daten, hier wurde ein Standard Datensatz verwendet.

In Abbildung 4.1 sind die Butterflyplots und die Topographien von Proband S6 dargestellt. Butterflyplots sind eine kumulierte Darstellung der gemittelten Daten aller Kanäle übereinander. Die Topographien zeigen die Feldverteilungen zu dem Zeitpunkt,

der in den Butterflyplots mit der lilafarbenen vertikalen Linie markiert ist. Der Quadrant, in dem der Plot und die Topographie dargestellt sind, entspricht dem Quadranten des visuellen Feldes, in dem das Schachbrettmuster gezeigt wurde. Die in der Abbildung oben rechts gezeigten Daten sind also die Antwort auf die Stimulation des ersten Quadranten des visuellen Feldes. In allen Topographien erkennt man sowohl in denen des MEGs (oben) als auch in denen des EEGs (unten) eine dipolare Verteilung. Diese ist bei den MEG-Daten räumlich begrenzter, während sich die Verteilung bei den EEG-Daten über die gesamte Topographie erstreckt. Bei den EEG-Daten sind überall zwei Pole abgebildet, bei den MEG-Daten sind nach Reizung von Quadrant 1 der positive und nach Reizung von Quadrant 4 der negative Pol nicht vollständig dargestellt. Die Verteilung von positivem und negativem Pol unterscheiden sich je nach Quadranten. In den MEG-Topographien ist der negative Pol in den Quadranten 1 und 2 je oberhalb des positiven Pols positioniert, in den Quadranten 3 und 4 ist dies umgekehrt. Außerdem fällt auf, dass die Nulllinie zwischen den negativen und positiven Magnetfeldstärken bei Quadranten 1 und 4 eher horizontal verläuft, bei Quadranten 2 und 3 ist die Nulllinie im Vergleich dazu in je eine andere Richtung geneigt. Die EEG-Topographien zeigen dasselbe Phänomen um 90° gedreht. Hier sind im ersten und zweiten Quadranten der negative Pol je rechts vom positiven Pol positioniert, im dritten und vierten Quadranten ist der negative Pol links vom positiven Pol. Die Nulllinie zwischen den negativen und positiven Potentialen verläuft hier bei den oberen Quadranten (1 und 4) vertikal, im Gegensatz hierzu ist die Nulllinie bei den unteren Quadranten ebenso je in eine andere Richtung geneigt.

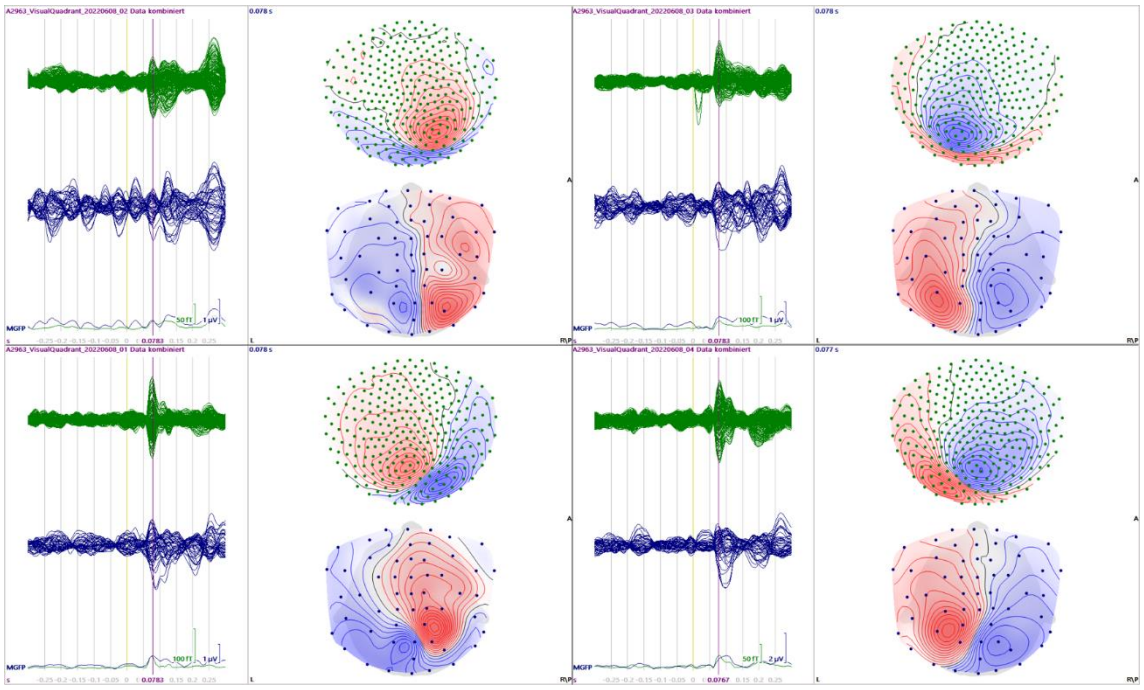


Abbildung 4.1: Darstellung der MEG- und EEG-Butterflyplots und Topographien der evozierten Antworten nach Reizung der vier Quadranten von Proband S6. Die Antworten sind jeweils in dem Quadranten dargestellt, der im visuellen Feld stimuliert wurde. Die Topographien (jeweils rechts) zeigen die Feldverteilungen zu dem Zeitpunkt der in den Butterflyplots (jeweils links) markiert ist. Die oberen in grün dargestellten Daten sind die MEG-Daten, die unteren in blau dargestellten Daten sind die EEG-Daten. Bei EEG-Topographien in grau hinterlegt: schematische Draufsicht eines Kopfes mit Nase und Ohren.

Für die in Abb. 4.1 markierten Zeitpunkte wurden in der Quellenanalyse der kombinierten Daten Dipole berechnet, die in Abb. 4.2 zu sehen sind. Die Anordnung der einzelnen Bilder entspricht ebenso wie in Abb. 4.1 der der stimulierten Quadranten. Auf allen frontalen Schnittansichten erkennt man eine Art Kreuz, das aus dem interhemisphärischen Spalt und dem Sulcus calcarinus gebildet wird. Das Ergebnis nach Stimulation des ersten Quadranten (oben rechts) zeigt einen Dipol im links-unteren Teil des beschriebenen Kreuzes. Nach Stimulation von Quadrant 2 befindet sich der Dipol links vom interhemisphärischen Spalt und oberhalb des Sulcus calcarinus. Die Stimulation des dritten Quadranten führt zu einem im oberen linken Teil des Kreuzes lokalisierten Dipol. Der Dipol nach der Stimulation von Quadrant 4 befindet sich im unteren linken Teil des Kreuzes aus Sulcus calcarinus und Interhemisphärenspalt.

Alle Dipole weisen verschiedene Orientierungen auf. Diese werden im Folgenden durch ihre grobe Orientierung entlang der Longitudinal- und Transversalachse und dem minimalen Winkel, den sie zum Interhemisphärenspalt aufweisen, beschrieben. Der

Interhemisphärenspalt wird dabei als vertikale Achse angenommen. Die Quelle, die für die Stimulation des ersten Quadranten berechnet wurde, ist quasi im 90°-Winkel nach rechts hin zum interhemisphärischen Spalt orientiert. Der Dipol nach Stimulation des zweiten Quadranten ist eher inferior nach rechts in einem Winkel von etwa 50° zum Interhemisphärenspalt orientiert. Der Dipol im dritten Quadranten ist vertikal von dem des zweiten Quadranten gespiegelt, also auch superior, aber nach links orientiert. Der Winkel zum interhemisphärischen Spalt ist hier etwas geringer und beträgt ca. 45°. Die Antwort auf die Stimulation des vierten Quadranten des Gesichtsfeldes erzeugt einen Dipol, der superior nach links in einem Winkel von ca. 70° orientiert ist.

Um die Dipole herum sieht man Konfidenzellipsoide. Diese beschreiben das Volumen, in dem sich der Dipol befinden könnte, ohne dass sich die aus der Dipolposition vorwärts berechneten Daten um mehr als das Rauschen von den gemessenen Daten unterscheiden. Die Ellipsoide haben in Quadrant 1 und 3 eine ähnliche Größe und sind kleiner als die in Quadrant 2 und 4. In Quadrant 4 ist das Konfidenzellipsoid am größten.

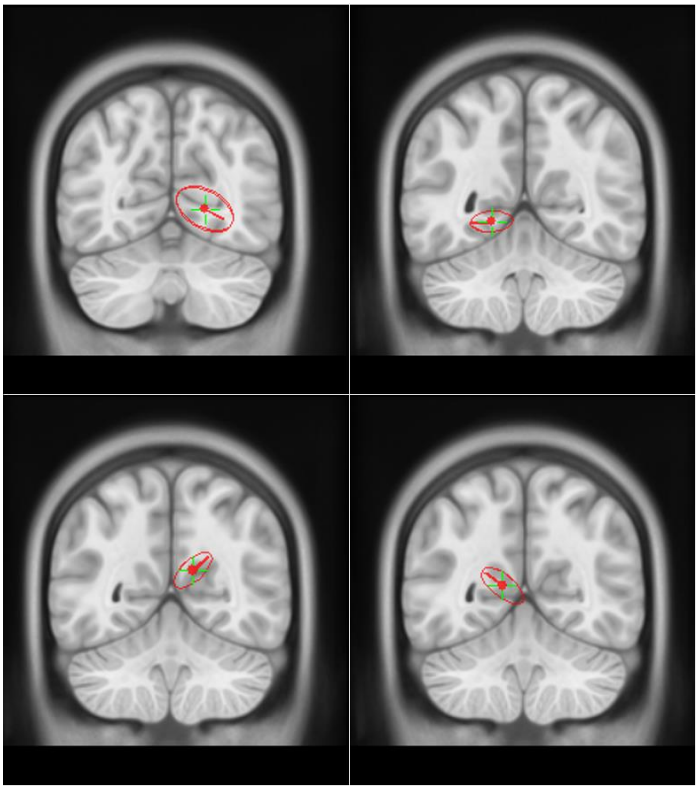


Abbildung 4.2: Darstellung der Ergebnisse der Quellenlokalisierung von Proband S6 in der Frontalansicht. Die Dipole sind von Konfidenzellipsoiden umgeben. Die Anordnung in den Quadranten der Abbildung entspricht der Stimulation des jeweiligen Quadranten.

In Abbildung 4.3 sieht man die Ergebnisse der Quellenanalyse der Daten von Proband S1. Bei der Stimulation des ersten Quadranten wird die Quelle in der linken Hemisphäre etwas superior des Cerebellums lokalisiert. Nach Stimulation von Quadrant 2 des visuellen Feldes ist die Quelle zentral und auf ähnlicher Höhe der Longitudinalachse wie die Quelle nach Stimulation des ersten Quadranten positioniert. Die Quelle nach der Stimulation von Quadrant 3 wird in der rechten Hemisphäre und superior im Vergleich zu den ersten beiden Quadranten lokalisiert. Die Position der Quelle der Antwort auf die Stimulation des vierten Quadranten ist ebenso in der rechten Hemisphäre und auf der Longitudinalachse etwas superior zu den Quellen von Quadrant 1 und 2 und inferior der Quelle des dritten Quadranten verortet.

Die Quellen der vier Antwortkomponenten auf die Stimulation der unterschiedlichen Quadranten unterscheiden sich neben der Position auch in ihrer Orientierung. Die Quelle der Antwort auf die Stimulation des ersten Quadranten des visuellen Feldes ist etwa um 90° nach rechts zum Interhemisphärenspalt geneigt. Der Dipol des zweiten Quadranten ist inferior nach rechts orientiert und um ca. 5° vom interhemisphärischen Spalt geneigt. Die Quelle, die aus der Antwort auf die Stimulation von Quadrant 3 berechnet wurde, ist ebenso inferior in einem Winkel von etwa 40° nach links zur Längsfurche hin orientiert. Auch die Quelle im vierten Quadranten ist inferior und nach links orientiert, jedoch ist hier der Winkel mit ca. 80° größer.

Die Größe der Konfidenzellipsoiden ist bei allen vier Quellen ähnlich. Das des ersten Quadranten ist am größten, das des zweiten Quadranten am kleinsten.

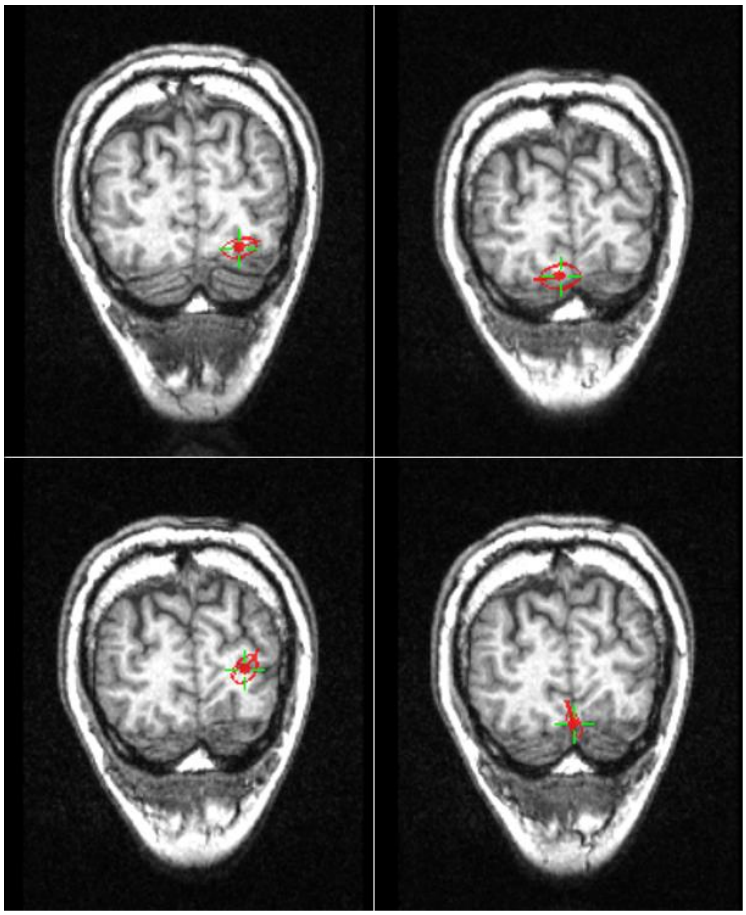


Abbildung 4.3: Darstellung der Ergebnisse der Quellenlokalisierung von Proband S1 in der Frontalansicht. Die Dipole sind von Konfidenzellipsoiden umgeben. Die Anordnung in den Quadranten der Abbildung entspricht der Stimulation des jeweiligen Quadranten.

Die Quellenpositionen von Proband S2 sind in Abbildung 4.4 gezeigt. Die Dipole sind nach Stimulation von Quadrant 1 und 2 in der linken Hemisphäre lokalisiert, die Quelle des ersten Quadranten ist dabei näher am Interhemisphärenspalt als die des zweiten Quadranten. Die des zweiten Quadranten ist superior der Quelle des ersten Quadranten. Die Quellen nach Stimulation der linken Quadranten des Gesichtsfeldes (3 und 4) sind in der rechten Hemisphäre lokalisiert. Die Positionen der Quellen auf der Longitudinalachse sind ähnlich.

Die Orientierung der Dipole unterscheidet sich auch hier bei allen vier Quellen. Der Dipol im ersten Quadranten ist superior und in etwa 40° nach rechts zum interhemisphärischen Spalt orientiert. Im zweiten Quadranten ist der Dipol inferior nach rechts orientiert, der Winkel zwischen Dipol und Interhemisphärenspalt beträgt hier ca. 50°. Im dritten Quadranten ist der Dipol etwa 15° vom interhemisphärischen Spalt

inferior nach links orientiert. Die Richtung des Dipols im vierten Quadranten ist superior nach links und ca. um 10° zum Interhemisphärenspalt geneigt.

Die Konfidenzellipsoide sind bei den Quellen nach Stimulation von Quadrant 1 und 2 am kleinsten. Das Ellipsoid um die Quelle, die für die Antwort auf die Stimulation des vierten Quadranten berechnet wurde, ist am größten.

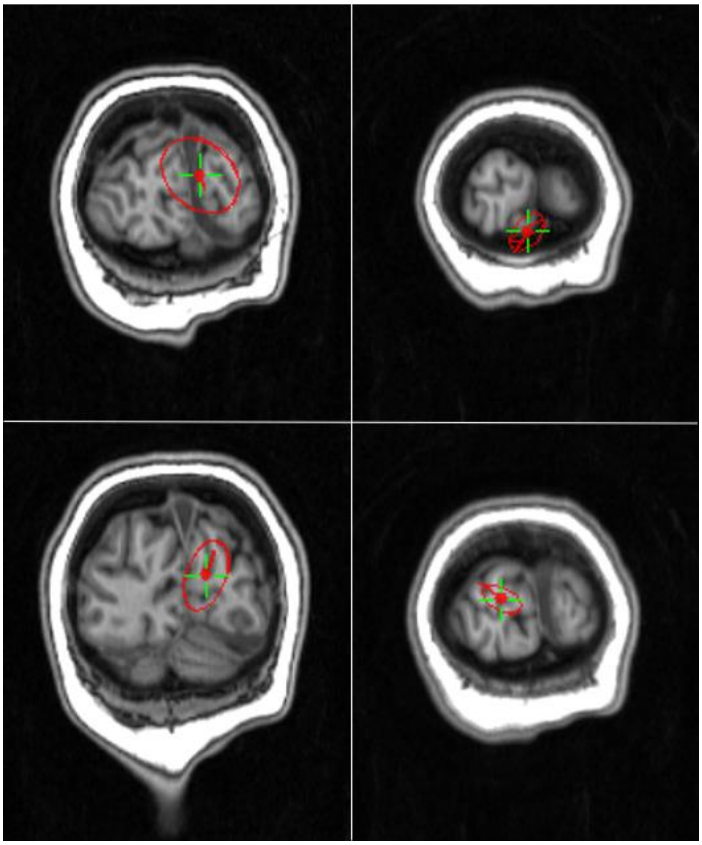


Abbildung 4.4: Darstellung der Ergebnisse der Quellenlokalisierung von Proband S2 in der Frontalansicht. Die Dipole sind von Konfidenzellipsoiden umgeben. Die Anordnung in den Quadranten der Abbildung entspricht der Stimulation des jeweiligen Quadranten.

Die Ergebnisse der Quellenanalyse mit den kombinierten MEG- und EEG-Daten von Proband S5 sind in Abbildung 4.5 dargestellt. Die Quellen der Antworten auf die Stimulation der Quadranten in der rechten Hälfte des Gesichtsfeldes sind beide in der linken Hemisphäre im Cerebellum lokalisiert. Die Quelle des ersten Quadranten ist dabei lateraler als die des zweiten. Die Dipole, die aus den Antworten auf die Stimulation der linken Hälfte des visuellen Feldes berechnet wurden, sind in der rechten Hemisphäre positioniert. Die Quelle des vierten Quadranten ist superior zur Quelle im dritten Quadranten und ebenso zentraler.

Die Orientierung der ersten beiden Quellen, die die Antworten auf die Stimulation von Quadrant 1 und 2 widerspiegeln, ist sehr ähnlich. Der Dipol zeigt jeweils nach rechts hin zur Längsfurche, im ersten Quadranten beträgt der Winkel ca. 90°, im zweiten Quadranten ist der Dipol etwas nach oben geneigt, sodass der Winkel zum Interhemisphärenspalt etwa 80° beträgt. Die Orientierung der Dipole, die aus den Antworten auf die Stimulation von den Quadranten 3 und 4 berechnet wurden, ist ebenso ähnlich. Beide Dipole sind superior nach links orientiert. Im dritten Quadranten beträgt der Winkel zum interhemisphärischen Spalt etwa 70°, im vierten Quadranten etwa 40°.

Das Konfidenzellipsoid ist im ersten Quadranten sehr schmal, im zweiten und dritten Quadranten haben die Ellipsoiden eine ähnliche Größe. Das Konfidenzellipsoid, die auf den Daten der Stimulation des vierten Gesichtsfeldquadranten basiert, ist deutlich größer als die anderen Ellipsoiden.

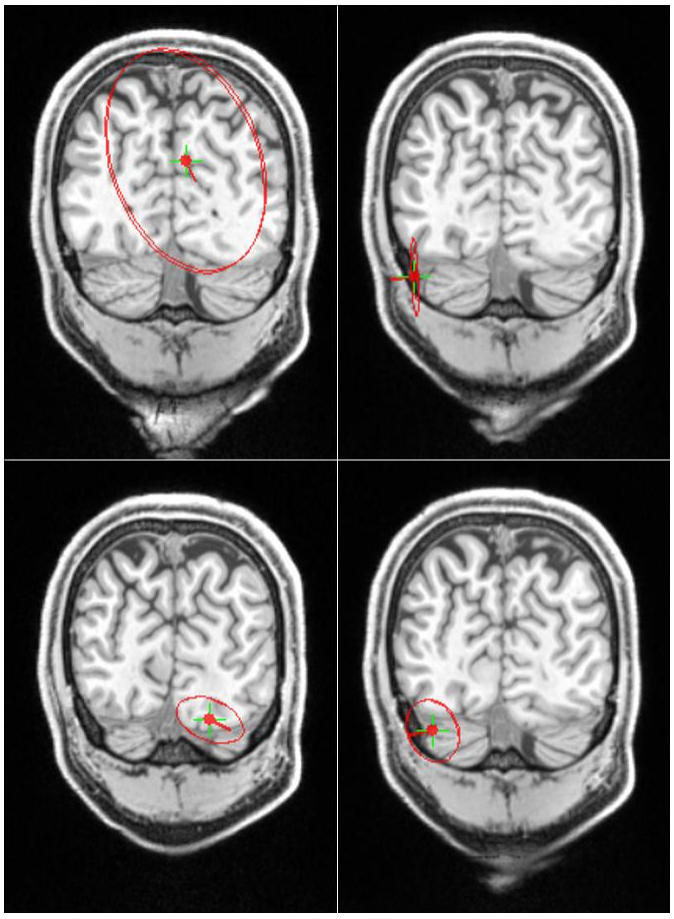


Abbildung 4.5: Darstellung der Ergebnisse der Quellenlokalisierung von Proband S5 in der Frontalansicht. Die Dipole sind von Konfidenzellipsoiden umgeben. Die Anordnung in den Quadranten der Abbildung entspricht der Stimulation des jeweiligen Quadranten.

Um die Position der Quellen im Kopfvolumen besser einordnen zu können, sind diese in Abbildung 4.6 in der Sagittalebene dargestellt. Bei den Probanden S1, S2 und S6 sind die Positionen der Quellen in den unterschiedlichen Quadranten jeweils sehr ähnlich. Bei Proband S5 sind die Positionen in den ersten drei Quadranten einander ähnlich, die Position der Quelle im vierten Quadranten weicht von den anderen ab. Vergleicht man die Positionen auch zwischen den Probanden, fällt auf, dass die Quellen von Probanden S1, S2 und S5 im Vergleich zu denen von Proband S6 okzipitaler lokalisiert sind. Die Quellen von Proband S6 sind deutlich tiefer positioniert.

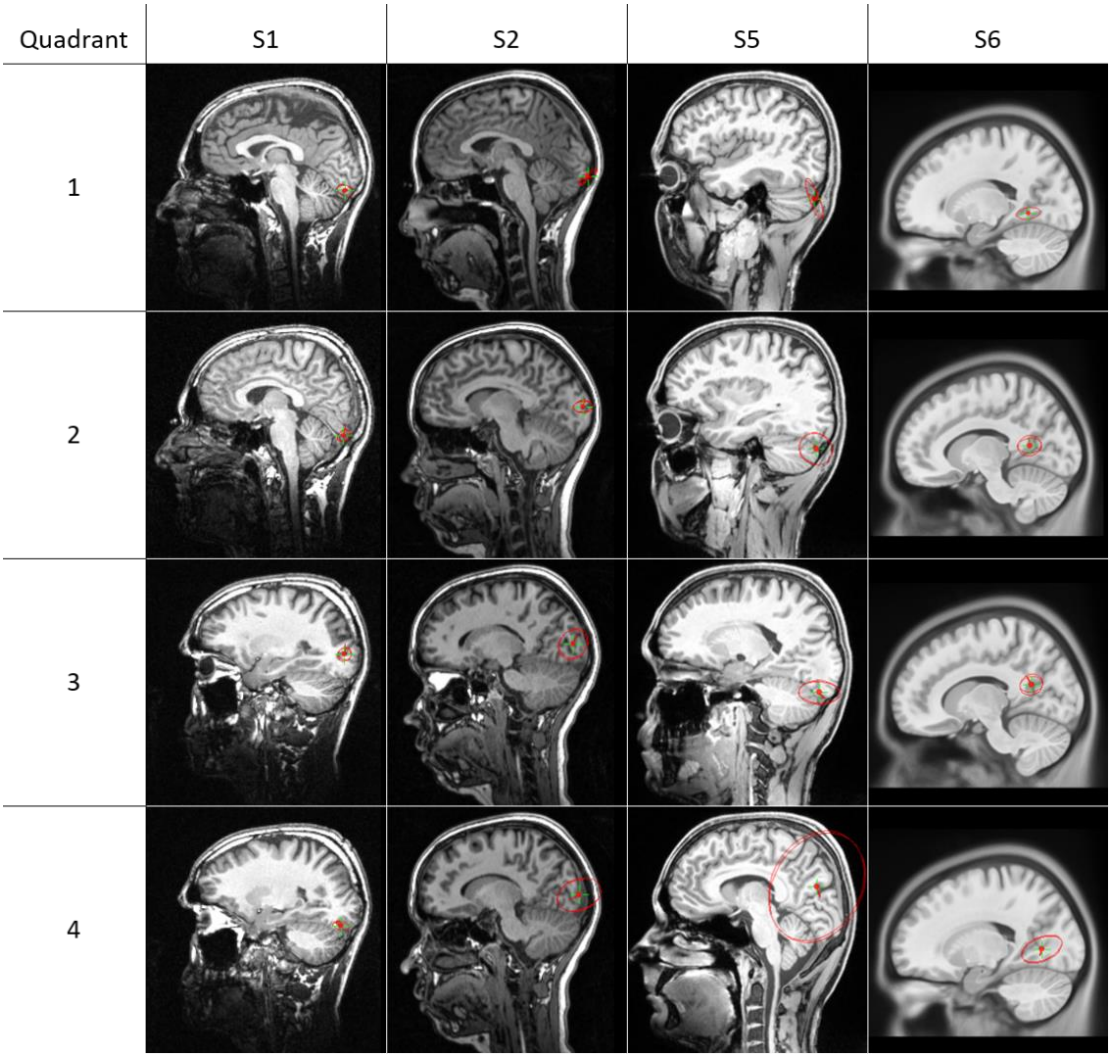


Abbildung 4.6: Darstellung der Quellenposition in der Sagittalansicht für alle Quadranten der untersuchten Probanden.

Die Quellen weisen unterschiedliche Dipolstärken auf und erklären mit ihrer Stärke und Position unterschiedlich große Anteile der gemessenen Signale. Diese sind in Tabelle 4.1 zusammengefasst.

Die Dipolstärken variieren je nach Probanden und Quadranten zwischen 2,87 und 23,4 µAmm. Bei den Probanden S1, S2 und S5 sind die Dipolstärken in den Quadranten 2 und 3 jeweils am höchsten. Bei Proband S5 ist die Dipolstärke in Quadrant 4 auffällig niedrig im Gegensatz zu den anderen Quadranten. Proband S6 weist in Quadrant 1 die höchste Dipolstärke auf, auch in Quadranten 2 und 3 betragen die Dipolstärken über 20 µAmm. Dahingegen ist auch hier der Wert im vierten Quadranten mit 10,4 µAmm auffällig niedrig.

Die Anteile des Signals, die durch die Dipole erklärt werden, variieren ebenso zwischen Probanden und Quadranten. Der geringste Anteil beträgt hier 28,2%, der höchste 85,1%. Bei jedem Probanden erklärt der Dipol des vierten Quadranten den geringsten Anteil des gemessenen Signals.

Proband	Quadrant	Dipolstärke/µAmm	erklärtes Signal/%
S1	1	12,2	74,1
	2	19,8	82,2
	3	20,8	74
	4	14	57,7
S2	1	5,28	60,7
	2	10,6	84,2
	3	10,7	70
	4	8,2	55,5
S5	1	13,5	66,1
	2	16,7	45,8
	3	14,7	60
	4	2,87	28,2
S6	1	23,4	77,8
	2	22,1	85,1
	3	20,1	80,5
	4	10,4	72,9

Tabelle 4.1: Übersicht über die Dipolstärken und die Höhe des Signalanteils, der durch den Dipol erklärt wird für alle kombinierten MEG- und EEG-Daten. Bei den ersten drei Probanden wurde ein realistisches Kopfmodell der individuellen MRT-Daten genutzt, bei Proband S6 wurde ein vereinfachtes Kugelmodell der im Programm enthaltenen Standard MRT-Daten verwendet.

Der Anteil des erklärten Signals lässt sich ebenso aus Abbildung 4.7 entnehmen. Dort werden exemplarisch die Topographien der gemessenen Signale (oben), der berechneten Dipole (mittig) und der Differenz der beiden (unten) von Proband S1 für die Antwort auf die Stimulation des zweiten Quadranten (links) und des vierten Quadranten (rechts) dargestellt. Die Topographien der anderen Quadranten und

Probanden sind Anhang 2 zu entnehmen. Man erkennt, dass in den Differenz-Topographien bei den MEG-Daten weniger Isopotentiallinien vorhanden sind als bei den EEG-Daten. Außerdem unterscheiden sich auch die Differenz-Topographien des zweiten und vierten Quadranten anhand der Anzahl und Dichte der Isopotentiallinien. Die Topographien nach Stimulation des vierten Quadranten weisen sowohl in den MEG-, als auch in den EEG-Daten die höhere Dichte und Anzahl auf.

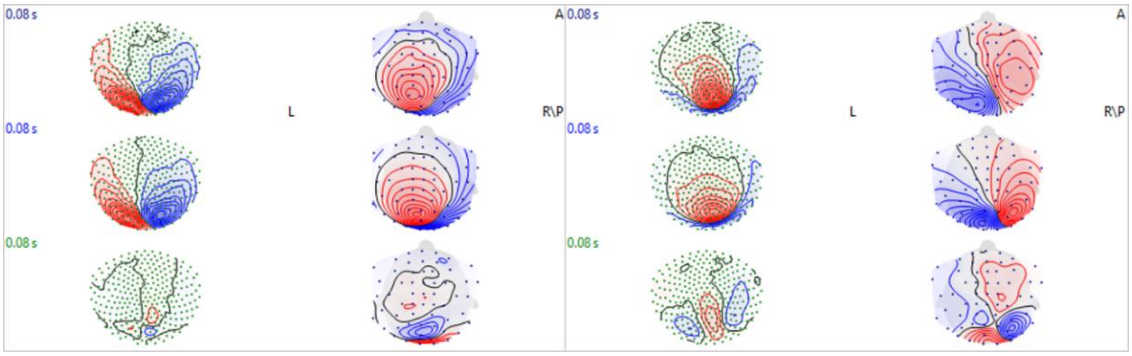


Abbildung 4.7: Darstellung der Topographien von Proband S1. Links: Topographien ca. 80 ms nach Stimulation des zweiten Quadranten, rechts: Topographien ca. 80 ms nach Stimulation des vierten Quadranten. Die jeweils linken Topographien zeigen die MEG-Topographien, die rechten sind die EEG-Topographien. Die oberen Topographien basieren auf den gemessenen Signalen, die mittleren zeigen die Topographien, die der berechnete Dipol erzeugt und die jeweils untere Topographie zeigt die Differenz zwischen den oberen beiden Topographien.

4.2 Ergebnisse im Gerätevergleich

Neben denen für die Quellenanalyse verwendeten kombinierten MEG- und EEG-Daten wurden zusätzlich Messungen mit dem stationären und dem mobilen EEG-System aufgezeichnet. Dabei erzeugen die Daten der verschiedenen Systeme unterschiedliche Topographien der betrachteten Komponente und die Maxima der Komponente treten zu unterschiedlichen Latenzen auf. Die Topographien und Latenzen können zwischen den verschiedenen Systemen verglichen werden. Außerdem können bei Probanden, die mit mehreren Systemen gemessen wurden, die Amplituden und Signal-Rausch-Verhältnisse verglichen werden.

Abbildung 4.8 zeigt für jede Messung jeweils die Topographie zur angegebenen Latenz nach Stimulation von Quadrant 1 des Gesichtsfeldes. In der linken Spalte sind die Topographien der kombinierten MEG- und EEG-Messung gezeigt, wobei die obere Topographie jeweils die des MEGs darstellt und die untere die des EEGs. In der mittleren Spalte sind die Topographien des stationären EEGs dargestellt und in der linken Spalte

die des mobilen EEGs. Es fällt auf, dass mit wachsender Anzahl an Elektroden die Dichte der Isopotentiallinien zunimmt.

In den Topographien der kombinierten Messungen erkennt man die dipolare Verteilung besonders in den MEG-Topographien. Diese ist bei den Probanden S1 und S6 sehr ähnlich lokalisiert, bei Proband S2 ist die Verteilung etwas zentraler, bei Proband S5 etwas parietaler. Auch in den EEG-Topographien ist eine dipolare Verteilung zu erkennen, wobei nur bei Proband S6 beide Pole vollständig abgebildet sind. In der EEG-Topographie von Proband S5 ist eine weitere dipolartige Verteilung im linken frontal-temporalen Bereich zu sehen, die in den anderen Topographien nicht erkennbar ist.

Betrachtet man die Topographien des stationären EEGs, erkennt man bei allen Probanden bis auf Proband S2 eine dipolare Verteilung, bei der die zwei Pole abgebildet sind. Bei den Probanden S2 und S4 ist nahe den zwei vorderen Elektroden, die in den Topographien rechts und links von der Nase dargestellt sind und in Realität unterhalb der Augen angebracht werden, eine hohe Dichte an Isopotentiallinien und eine flächenmäßig kleinere dipolare Verteilung. Außerdem fällt bei Proband S2 auf, dass der negative Pol mittiger lokalisiert ist und somit von positiven Isopotentiallinien umgeben ist. Bei Proband S4 fällt auf, dass die Pole im Gegensatz zu den anderen Probanden umgekehrt sind. Dabei fällt auch der deutlich spätere Zeitpunkt des Komponentenmaximums auf. Hier ist der negative Pol links und der positive Pol rechts, bei Probanden S1, S6 und S7 ist dies anders herum.

Bei den Topographien des mobilen EEGs sind die dipolaren Verteilungen weniger deutlich zu erkennen. Bei Proband S2 ist in der Topographie ein negativer Pol im okzipitalen Bereich angedeutet. Die Topographie von Proband S3 zeigt einen negativen Pol im linken okzipitalen Bereich und einen positiven Pol im frontalen Bereich. In der Topographie von Proband S4 ist ein positiver Pol im linken temporal-okzipitalen Bereich dargestellt, im rechten temporal-okzipitalen Bereich werden kleinere negative und ein leicht positiver Pol angedeutet. Die Topographie von Proband S7 deutet einen negativen Pol im rechten okzipitalen Bereich an.

Fasst man alle Topographien der vier Quadranten jedes Probanden je System zusammen, erhält man für das kombinierte MEG und EEG 16 Topographien (Anhang 3),

für das stationäre EEG 20 (Anhang 4) und für das mobile EEG ebenso 16 Stück (Anhang 5). Vergleicht man die Anzahl der Topographien die eine dipolare Verteilung mit zwei abgebildeten Polen zeigen, erhält man für die kombinierte MEG- und EEG-Messungen, von denen die EEG-Topographien bewertet werden, acht vollständige Dipole. Dabei ist zu erwähnen, dass die Topographien von Proband S5 nicht beachtet wurden, da die Einschätzung durch die sich im linken frontal-temporalen Bereich befindende Verteilung erschwert ist. So sind in acht von zwölf Topographien, also in etwa 67% des kombinierten EEGs, vollständige Dipole abgebildet. Bei den VEPs des stationären EEGs sind in 13 von den 20 Topographien die zwei Pole vollständig dargestellt, also in 65% der Fälle. Die Daten des mobilen EEGs weisen in keiner der 16 Topographien vollständig abgebildete Dipole auf.

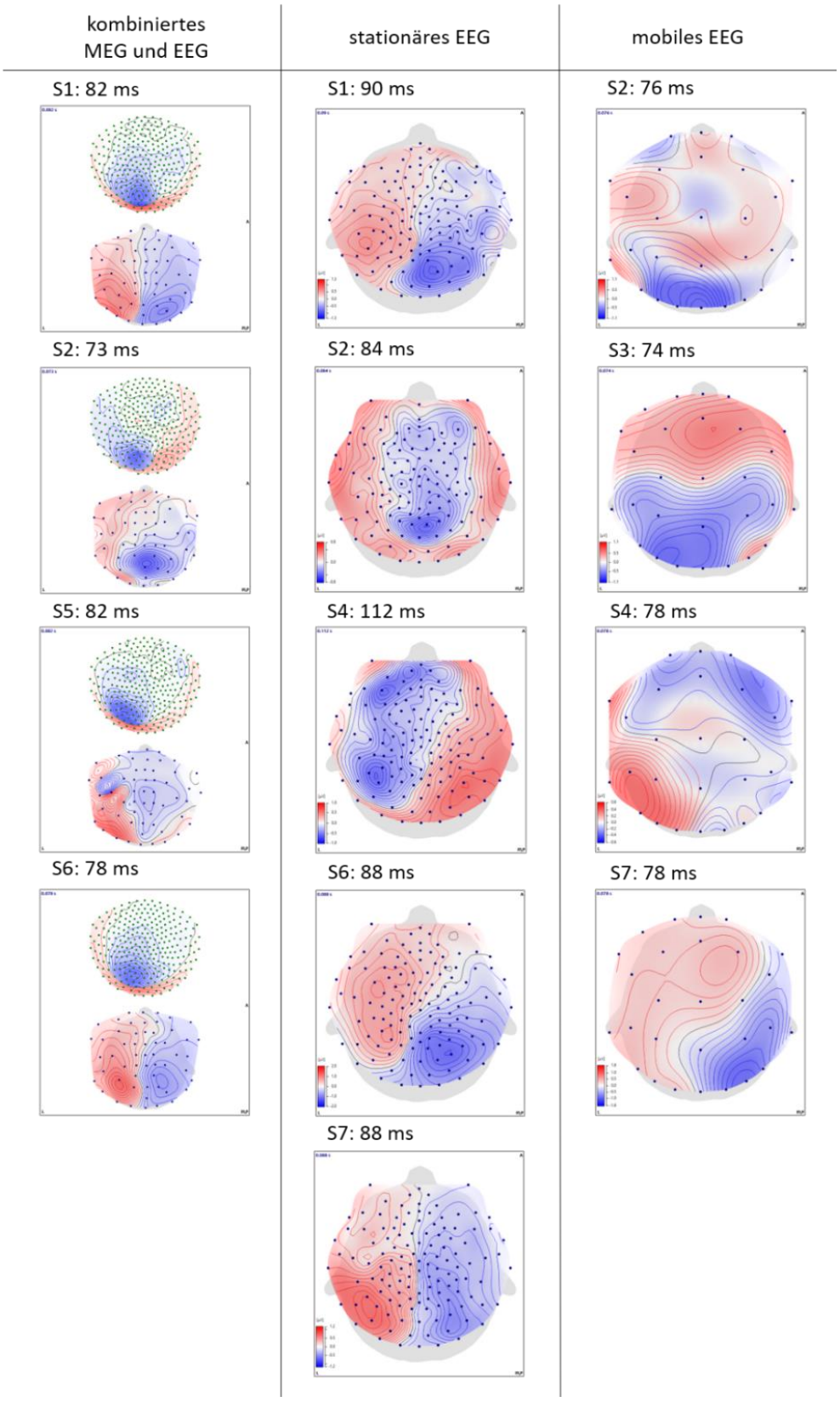


Abbildung 4.8: Übersicht der Topographien bei Stimulation des ersten Quadranten des visuellen Feldes. Über den Topographien sind Proband und Latenz angegeben. Linke Spalte: Topographien der simultanen MEG- und EEG-Messung (oben: MEG, unten: EEG) zur angegebenen Latenzzeit. Mittlere Spalte: Topographien der stationären EEG-Messung zur angegebenen Latenzzeit. Rechts: Topographien der mobilen EEG-Messung zur angegebenen Latenzzeit. Bei EEG-Topographien in grau hinterlegt: schematische Draufsicht eines Kopfes mit Nase und Ohren.

In Abbildung 4.9 sind alle Topographien der evozierten Antworten von Proband S2 je nach Gerät und Quadrant dargestellt. Die EEG-Topographien des kombinierten Systems und die des stationären Systems weisen dabei besonders im Bereich des Hinterkopfes Ähnlichkeiten auf. Die Topographien des mobilen Systems haben bei den Quadranten 2 und 3 ähnliche Verteilungen wie die anderen Systeme. Die Topographien des ersten und vierten Quadranten ähneln sich durch einen negativen Pol im Bereich des Hinterkopfes, der in den Topographien des kombinierten und stationären Systems vollständig und in den Topographien des mobilen Systems nur teilweise abgebildet ist.

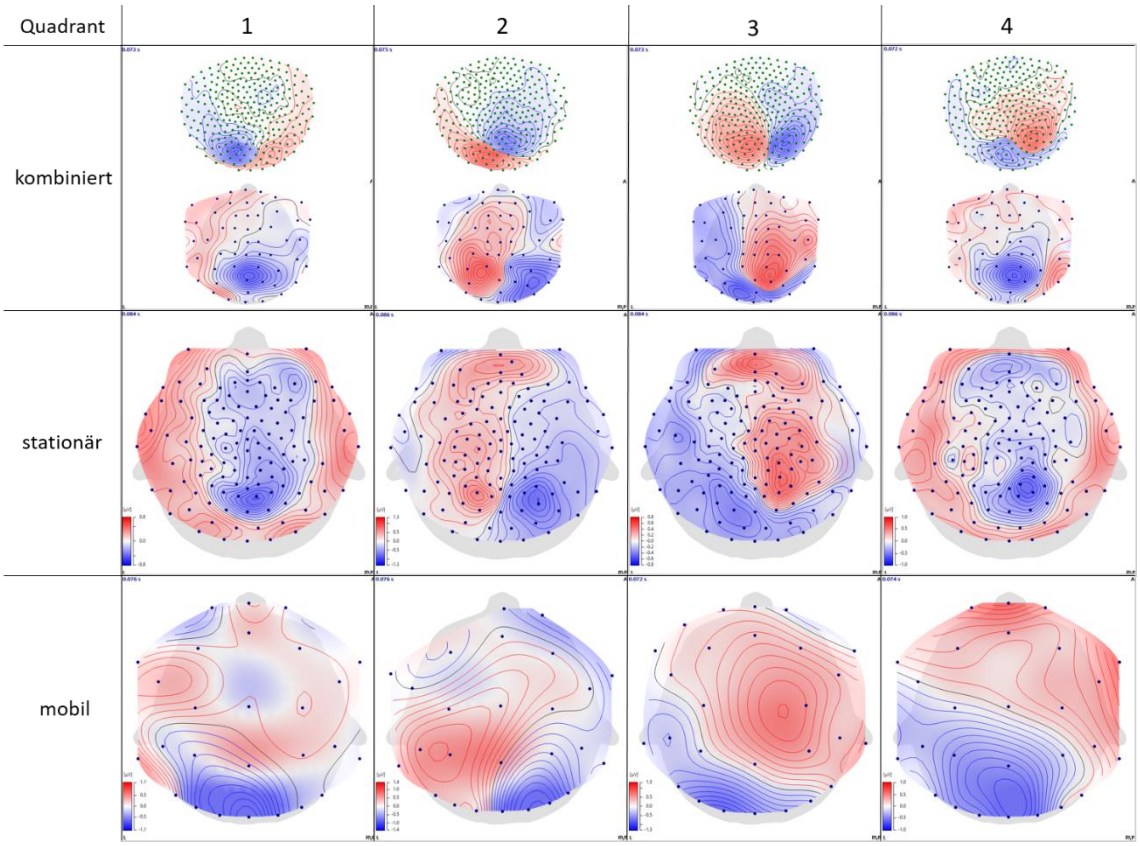


Abbildung 4.9: Tabellarische Darstellung aller Topographien der betrachteten Antwortkomponente von Proband S2. Die erste Zeile zeigt die Topographien des kombinierten Systems, mit den MEG-Topographien oben und den EEG-Topographien unten. In der zweiten Zeile sind die Topographien des stationären Systems dargestellt und in der untersten Zeile sieht man die Topographien des mobilen Systems.

Die Latenzen der betrachteten VEP-Komponente unterscheiden sich sowohl zwischen den Probanden als auch zwischen den einzelnen Quadranten beim selben Probanden. Um die Latenzen zwischen den EEG-Geräten zu vergleichen, wurde daher ein Mittelwert über alle Probanden und Quadranten pro Gerät gebildet (Tab. 4.2). Für die kombinierte MEG- und EEG-Messung beträgt dieser Mittelwert 79,9 ms, der Mittelwert aus den

Messungen mit dem mobilen EEG-System weicht um 0,5 ms davon ab, das Mittel aus den Messungen mit dem stationären EEG weicht mit 9,7 ms von dem der kombinierten Messung ab und mit 10,2 ms von dem der mobilen Messung. So liegt die mittlere Latenz der stationären EEG-Daten ca. 10 ms über denen der anderen Systeme.

Mittelt man die Latenzen aller Probanden und Geräte für die jeweiligen Quadranten, so erhält man für die Stimulation von Quadrant 1 eine mittlere Latenz der betrachteten Antwortkomponente von 83,3 ms, für Quadrant 2 85,2 ms, für die Antwort auf die Stimulation von Quadrant 3 83,3 ms und für Quadrant 4 beträgt die mittlere Latenz 82 ms.

Latenzen/ms

	Quadrant	MEG und EEG kombiniert	stationäres EEG	mobiles EEG
S1	1	82	90	
	2	90	98	
	3	90	96	
	4	80	90	
S2	1	73	84	76
	2	75	86	76
	3	73	84	72
	4	72	86	74
S3	1			74
	2			82
	3			80
	4			78
S4	1		112	78
	2		76	106
	3		90	80
	4		86	76
S5	1	82		
	2	83		
	3	85		
	4	82		
S6	1	78	88	
	2	78	90	
	3	77	88	
	4	78	90	
S7	1		88	78
	2		88	80
	3		86	82
	4		96	78
Mittelwert		79,9	89,6	79,4

Tabelle 4.2: Vergleich der Latenzen der betrachteten VEP-Komponente der jeweiligen Probanden, Quadranten und Geräte und deren Mittelwerte.

In Abbildung 4.10 werden die Signal-Rausch-Verhältnisse der verschiedenen EEG-Systeme gegenübergestellt. Dabei sind die verschiedenen Messungen desselben Probanden in einer Farbe zusammengefasst. Von Proband S1 (grüne Punkte) gibt es Daten des stationären und des kombinierten EEG-Systems. Die SRV-Werte des kombinierten Systems sind dabei immer höher als die des stationären Systems. Der größte Unterschied tritt bei der Stimulation des zweiten Quadranten auf, der kleinste bei Stimulation von Quadrant 3. Von Proband S2 (blaue Punkte) gibt es Daten aller untersuchten EEG-Systeme. Die SRV-Werte sind dabei besonders beim mobilen und stationären System ähnlich. Das kombinierte System weist in drei von vier Quadranten das höchste SRV auf, dabei ist der Abstand beim zweiten Quadranten am größten. Nur beim vierten Quadranten ist das SRV des mobilen EEGs höher. Proband S4 (graue Punkte) wurde mit dem mobilen und dem stationären EEG-System gemessen. Hier hat das mobile EEG in drei von vier Fällen das größere SRV, wobei der Unterschied im vierten Quadranten sehr klein ist. Die Signal-Rausch-Verhältnisse der VEPs der stationären und kombinierten EEG-Messungen von Proband S6 sind in Abbildung 4.10 als lachsfarbene Punkte dargestellt. Dabei ist der Abstand zwischen den zwei Werten der verschiedenen Systeme für jeden Quadranten sehr ähnlich, die SRV-Werte des kombinierten EEGs sind in allen vier Quadranten größer als die des stationären EEGs. Die gelben Punkte zeigen die Werte von Proband S7 des mobilen und des stationären EEGs. Hier haben die Punkte ebenfalls bis auf den vierten Quadranten sehr ähnliche Abstände, für die Quadranten 1 bis 3 liegt das Signal-Rausch-Verhältnis des stationären EEG-Systems über dem des mobilen EEGs, beim vierten Quadranten weist das mobile EEG ein leicht höheres SRV auf.

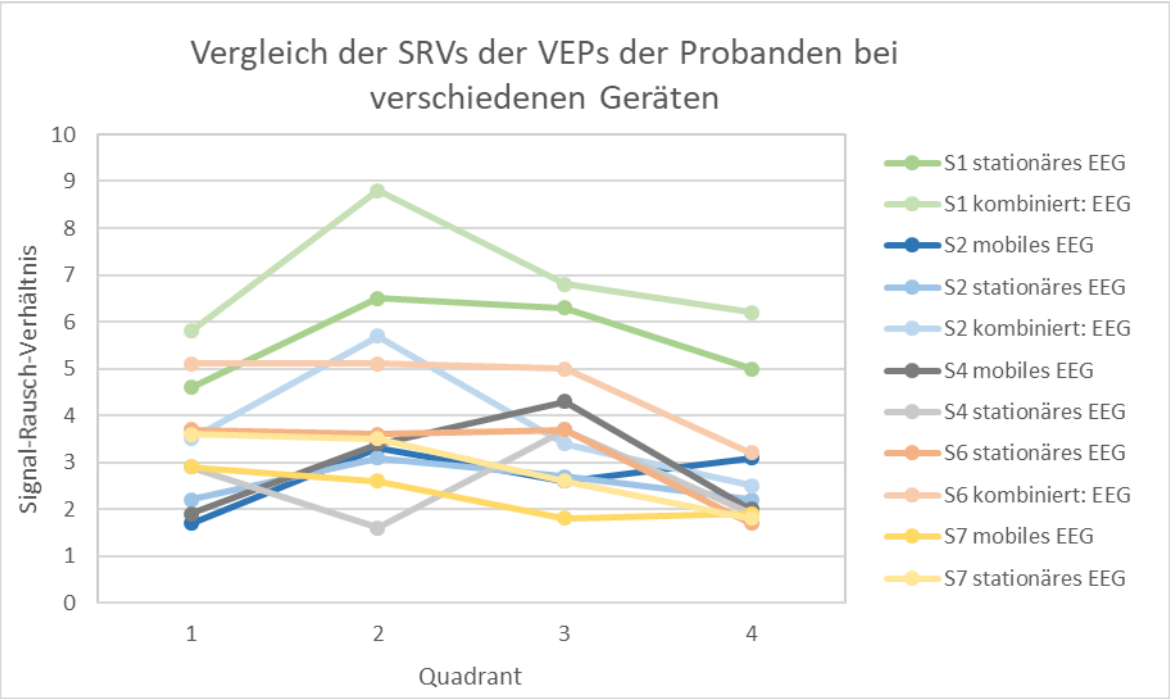


Abbildung 4.10: Die Signal-Rausch-Verhältnisse der betrachteten Komponente der gemittelten VEPs der Probanden bei Messungen mit verschiedenen Geräten. Die Daten der einzelnen Probanden sind jeweils in einer Farbe dargestellt, die verschiedenen Geräte unterscheiden sich in der Intensität der Farbe.

Abbildung 4.11 zeigt analog zum Vergleich der Signal-Rausch-Verhältnisse in Abbildung 4.9 den Vergleich der maximalen Amplituden zwischen den verschiedenen Geräten. Die Anzahl und Art der Messungen, die dabei pro Quadranten durchgeführt wurden, ist dabei dieselbe. Die Daten von Proband S1 (grüne Punkte) zeigen, dass die Amplituden bei Stimulation des ersten und vierten Quadranten bei beiden Geräten gleich sind. Bei Quadrant 2 hat das stationäre EEG die maximale Amplitude, bei Quadrant 3 das kombinierte System. Der Vergleich der drei Systeme bei Proband S2 (blaue Punkte) zeigt, dass die Amplitude der mobilen EEG-Messung in den ersten drei Quadranten mit am höchsten ist. Die Amplituden des stationären EEGs weisen in Quadranten 1 und 4 die niedrigsten Werte auf, die Amplitude des kombinierten EEGs sind in Quadranten 2 und 3 die niedrigsten. Bei Proband S4 (graue Punkte) sind die Amplituden bei Stimulation des dritten und vierten Quadranten sehr ähnlich, die Werte des zweiten Quadranten weisen die höchste Differenz auf. Hier sind sowohl die Werte des mobilen, als auch die des stationären EEGs mal höher und mal niedriger. Die Amplituden von Proband S6 (lachsfarbene Punkte) sind in allen Quadranten ähnlich, bei Quadranten 2 und 4 sind sie gleich. Die Differenz zwischen den Systemen ist bei Stimulation des dritten Quadranten, bei dem der Wert des kombinierten Systems höher ist, größer als die bei Stimulation des

ersten Quadranten, bei dem der Wert des stationären EEGs höher ist. Im Fall von Proband S7 sind bei Stimulation mit Quadrant 1 und 3 die Amplituden des mobilen EEGs größer. Wird in den Quadranten 2 und 4 des visuellen Feldes stimuliert, sind die Amplituden des stationären EEGs größer, wobei dort die Differenz zwischen den Werten kleiner ist.

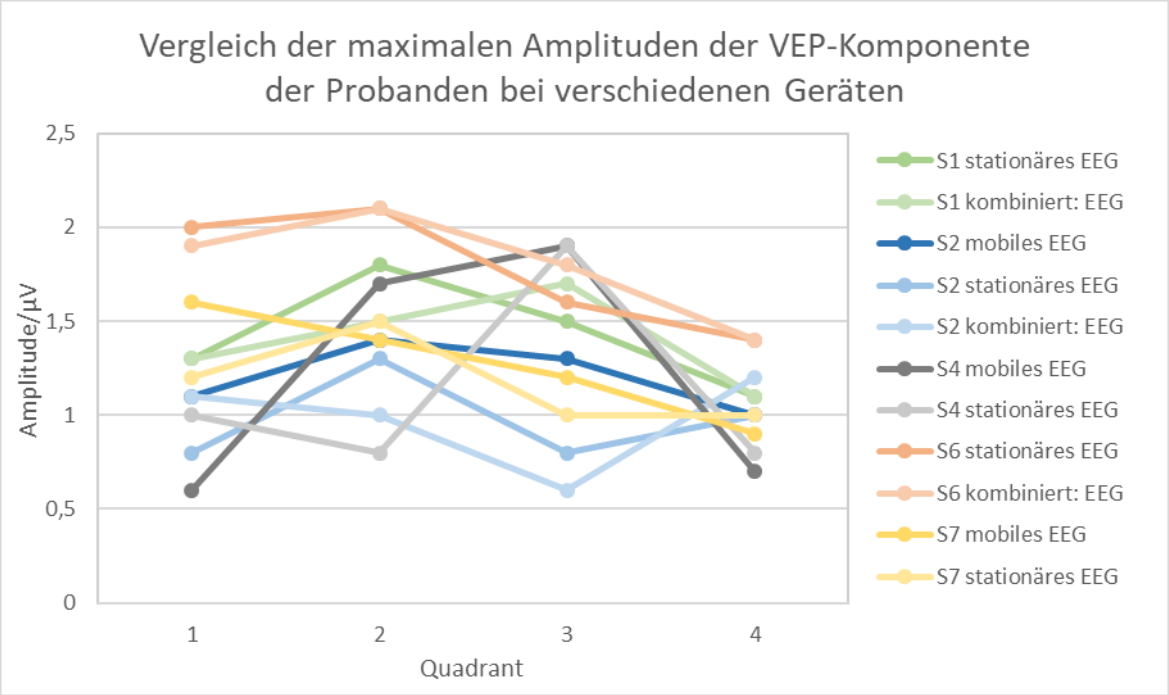


Abbildung 4.11: Die maximalen Amplituden der betrachteten VEP-Komponente der Probanden bei Messungen mit verschiedenen Geräten. Die Daten der einzelnen Probanden sind jeweils in einer Farbe dargestellt, die verschiedenen Geräte unterscheiden sich in der Intensität der Farbe.

Aus Tabelle 4.3 kann man die Differenzen der in Abbildungen 4.10 und 4.11 dargestellten Daten entnehmen. Der Vergleich vom mobilem und stationärem EEG zeigt, dass die Amplituden des mobilen EEGs in 7 Fällen größer sind, die des stationären EEGs sind in 4 Fällen größer, einmal sind sie gleich groß. Im Mittel sind die Amplituden der Daten des mobilen EEGs 0,14 µV größer als die des stationären EEGs. Bei den Signal-Rausch-Verhältnissen ist sechs mal das der mobilen EEG-Messung höher und sechs mal das der stationären EEG-Messung. Hier ist das SRV bei den stationären EEG-Messungen im Mittel um 0,02 höher. Nur ein Proband wurde sowohl mit dem mobilen EEG als auch mit dem kombinierten System gemessen, sodass 4 Fälle in Form der vier Quadranten unterschieden werden können. Die Amplituden des mobilen EEGs sind in zwei Fällen größer als die des kombinierten Systems, in einem Fall ist die Amplitude bei der Messung

mit dem kombinierten System höher und einmal sind die Amplituden gleich. Im Mittel zusammengefasst ist die Amplitude bei Daten des mobilen Systems um 0,23 µV höher als bei Daten des kombinierten EEGs. Das Signal-Rausch-Verhältnis ist in einem Fall beim mobilen EEG höher als beim kombinierten System. In den drei anderen Fällen ist das SRV des kombinierten Systems höher als das des mobilen EEGs. Im Mittel ist das SRV des kombinierten EEG-Systems um 1,1 höher als das des mobilen EEGs. Im Vergleich zwischen dem stationären und dem kombinierten EEG-System sind die Amplituden in vier Fällen bei Daten des stationären EEGs größer, in vier Fällen sind die des kombinierten EEGs größer und in weiteren vier Fällen sind die Werte der Amplituden gleich. Im Mittel unterscheiden sich die Amplituden der zwei Systeme nicht. Die Signal-Rausch-Verhältnisse sind drei mal beim stationären System höher und neun mal beim kombinierten EEG. Das SRV des kombinierten Systems ist im Mittel um 0,74 höher als das des stationären EEGs.

	Quadrant	S1		S2		S4		S6		S7	
		Amplitude/µV	SRV	Amplitude/µV	SRV	Amplitude/µV	SRV	Amplitude/µV	SRV	Amplitude/µV	SRV
Differenz	1			0,3	-0,5	-0,4	-1			0,4	-0,7
mobiles und	2			0,1	0,2	0,9	1,8			-0,1	-0,9
stationäres EEG	3			0,5	-0,1	0	0,6			0,2	-0,8
	4			0	0,9	-0,1	0,1			-0,1	0,1
Mittelwert				0,23	0,13	0,1	0,38			0,1	-0,58
Differenz	1			0	-1,8						
mobiles und	2			0,4	-2,4						
kombiniertes EEG	3			0,7	-0,8						
	4			-0,2	0,6						
Mittelwert				0,23	-1,10						
Differenz	1	0	-1,2	-0,3	-1,3			0,1	0,1		
stationäres und	2	0,3	-2,3	0,3	-2,6			0	0,1		
kombiniertes EEG	3	-0,2	-0,5	0,2	-0,7			-0,2	1,1		
	4	0	-1,2	-0,2	-0,3			0	-0,1		
Mittelwert		0,03	-1,30	0	-1,23			-0,03	0,30		

Tabelle 4.3: Differenzen von Amplituden und Signal-Rausch-Verhältnissen desselben Probanden zwischen verschiedenen Geräten. Aus den Differenzen der vier Quadranten wurde jeweils der Mittelwert gebildet. Die Differenzen sind positiv, wenn das erst genannte EEG-System den größeren Wert aufweist, ist der Wert beim zweit genannten EEG-Gerät größer, ist die Differenz negativ.

4.3 VEP-Komponente in Abhängigkeit des Messdurchgangs

Die Quadranten wurden teilweise in verschiedenen Reihenfolgen präsentiert, um den potenziellen Einfluss von Ermüdung auf die zuletzt gezeigten Quadranten nicht nur auf immer dieselben Quadranten einwirken zu lassen. Abbildungen 4.12, 4.13 und 4.14 zeigen den Zusammenhang der Amplitude, des Signal-Rausch-Verhältnisses und der Latenz von der zeitlichen Abfolge der gezeigten Quadranten. Es sind nur die Ergebnisse der EEG-Messungen dargestellt. Auf der y-Achse werden die Werte der Amplitude bzw. des SRV oder der Latenz dargestellt. Die x-Achse spiegelt die Reihenfolge der

Präsentation wider, 1 steht also für den ersten Messdurchgang, 2 für den zweiten Durchgang etc. Tabelle 4.4 zeigt die dazugehörigen Werte und Mittelwerte. In den Graphen ist kein klarer Trend zu erkennen. In allen drei Abbildungen sind einzelne Werte zu sehen, die teilweise von den Werten desselben Probanden mit demselben Messsystem als auch von den Werten der anderen Probanden abweichen. Die Amplituden von Proband S3 (mobile EEG-Messung) sind beim zweit und dritt gezeigten Quadranten deutlich höher als die restlichen Werte (Abb. 4.12). Bei den Signal-Rausch-Verhältnissen sind die Werte von Proband S1 des stationären und des kombinierten Systems, sowie die Werte der zwei zuletzt gezeigten Quadranten von Proband S6 und der Wert des dritten Durchgangs von Proband S2 beim kombinierten System auffallend hoch (Abb. 4.13). Proband S4 hat teilweise auffällig hohe Latenzwerte. Die Latenz des ersten Durchgangs bei der Messung mit dem stationären EEG und die Latenz des dritten Durchgangs bei der mobilen EEG-Messung sind höher als die restlichen Latenzen (Abb. 4.14). Die Mittelwerte der Amplituden steigen mit der Präsentation der ersten drei Quadranten, die mittlere Amplitude des VEPs des zuletzt gezeigten Quadranten sinkt auf einen kleineren Wert als die Amplitude des zuerst gezeigten Quadranten. Die mittleren Signal-Rausch-Verhältnisse verhalten sich ähnlich, mit den ersten drei Durchgängen nimmt das SRV zu, dann nimmt es ab. Auch hier ist der Wert des zuletzt gezeigten Quadranten kleiner als der des zuerst präsentierten. Die Latenz des zweiten Durchgangs nimmt im Gegensatz zum ersten ab, die des dritten Durchgangs nimmt dann wieder zu und die Latenz des letzten Durchgangs nimmt im Vergleich dazu wieder ab. Die höchste Latenz weist dabei der dritte Durchgang auf, die niedrigste der zweite.

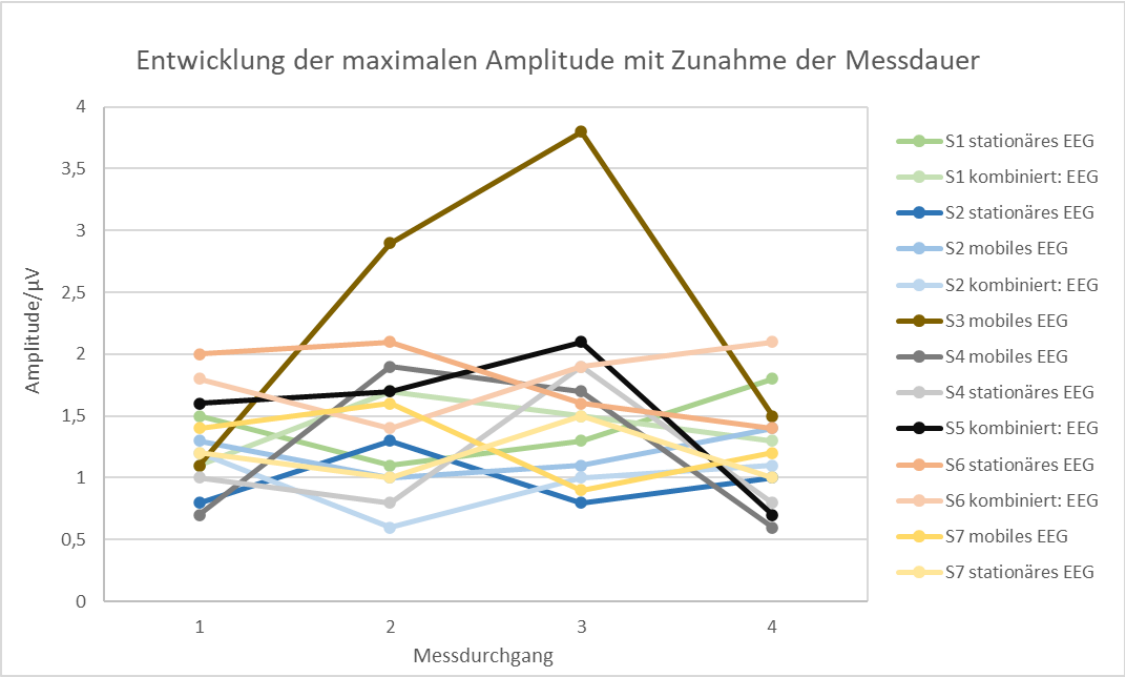


Abbildung 4.12: Die maximale Amplitude der betrachteten VEP-Komponente in Abhängigkeit des Messdurchgangs. Rechts: Legende mit Probandenbezeichnung und verwendetem EEG-System.

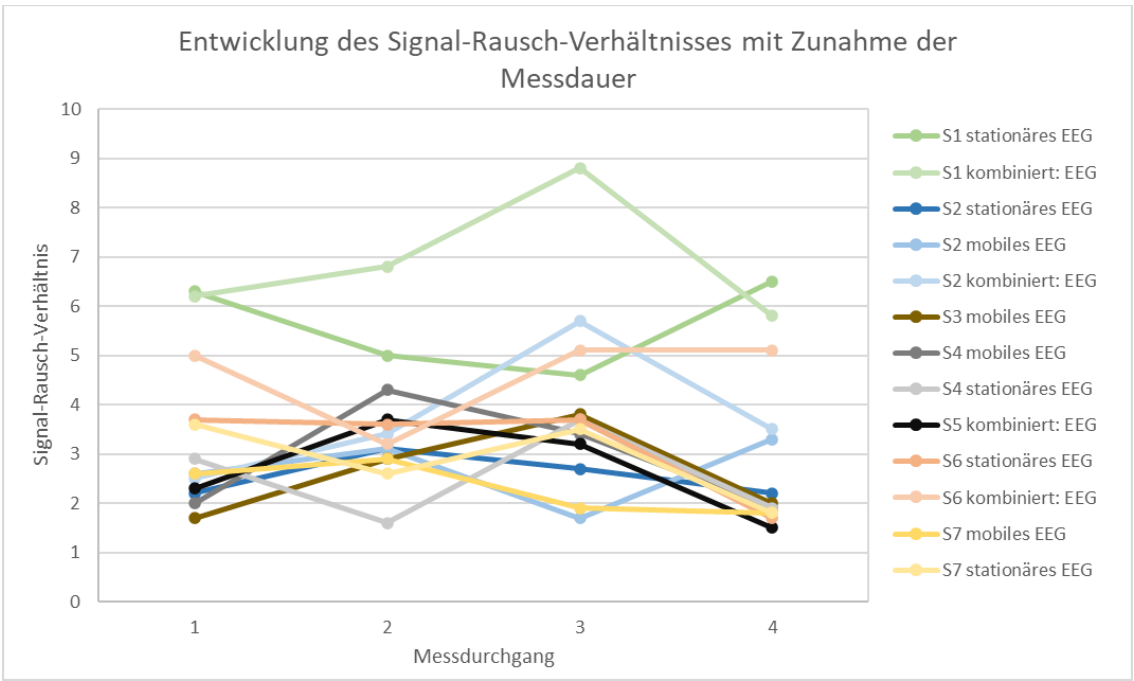


Abbildung 4.13: Das Signal-Rausch-Verhältnis zum Zeitpunkt der maximalen Amplitude der betrachteten VEP-Komponente in Abhängigkeit des Messdurchgangs. Rechts: Legende mit Probandenbezeichnung und verwendetem EEG-System.

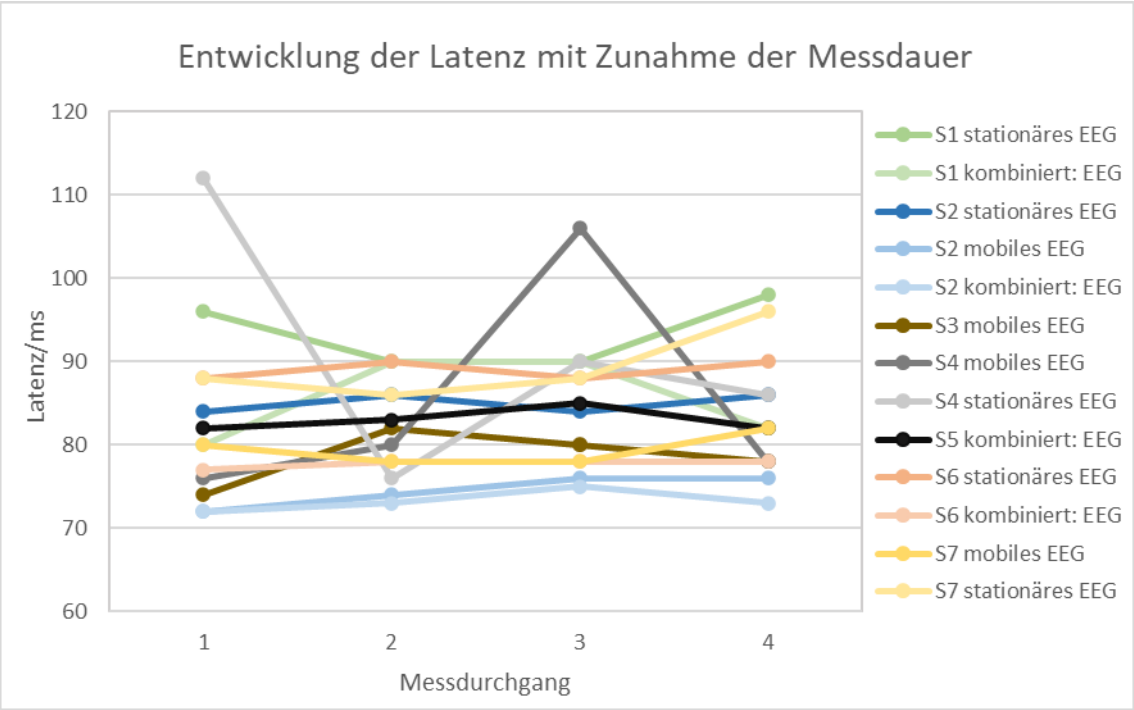


Abbildung 4.14: Die Latenz der betrachteten VEP-Komponente in Abhängigkeit des Messdurchgangs. Rechts: Legende mit Probandenbezeichnung und verwendetem EEG-System.

	Amplitude/µV				SRV				Latenz/ms			
Durchgang	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
S1 stationär	1,5	1,1	1,3	1,8	6,3	5	4,6	6,5	96	90	90	98
S1 kombiniert	1,3	1,5	1,7	1,1	6,2	6,8	8,8	5,8	80	90	90	82
S2 stationär	0,8	1,3	0,8	1	2,2	3,1	2,7	2,2	84	86	84	86
S2 mobil	1,3	1	1,1	1,4	2,6	3,1	1,7	3,3	72	74	76	76
S2 kombiniert	1,2	0,6	1	1,1	2,5	3,4	5,7	3,5	72	73	75	73
S3 mobil	1,1	2,9	3,8	1,5	1,7	2,9	3,8	2	74	82	80	78
S4 mobil	0,7	1,9	1,7	0,6	2	4,3	3,4	1,9	76	80	106	78
S4 stationär	1	0,8	1,9	0,8	2,9	1,6	3,7	1,9	112	76	90	86
S5 kombiniert	1,6	1,7	2,1	0,7	2,3	3,7	3,2	1,5	82	83	85	82
S6 stationär	2	2,1	1,6	1,4	3,7	3,6	3,7	1,7	88	90	88	90
S6 kombiniert	1,8	1,4	1,9	2,1	5	3,2	5,1	5,1	77	78	78	78
S7 mobil	1,4	1,6	0,9	1,2	2,6	2,9	1,9	1,8	80	78	78	82
S7 stationär	1,2	1	1,5	1	3,6	3,5	2,6	1,8	88	86	88	96
Mittelwert	1,3	1,5	1,6	1,2	3,4	3,6	3,9	3,0	83,2	82,0	85,2	83,5

Tabelle 4.4: Überblick der Amplituden, SRVs und der Latenzen in Abhängigkeit der Präsentationsreihenfolge der Quadranten. Alle Daten eines Präsentationszeitpunktes wurden zu einem Mittelwert zusammengefasst.

4.4 Unterschiede zwischen alleiniger MEG- und zusätzlicher EEG-Messung

Proband S6 wurde sowohl ohne als auch mit zusätzlicher EEG-Messung im MEG gemessen. Dadurch ist ein Vergleich der Signal-Rausch-Verhältnisse und der Amplitudenwerte möglich. Das Signal-Rausch-Verhältnis wird in diesem Fall unabhängig von der Komponente bestimmt und nutzt das maximale Signal der gemittelten Daten zur Berechnung. Die maximale Amplitude bezieht sich auf die betrachtete Komponente mit einer Latenz von ca. 80 ms. Diese sind in Abbildung 4.15 gezeigt. Vergleicht man die

maximalen Amplituden beider Messungen, sieht man, dass die Werte der Messung ohne zusätzlichem EEG (blaue Punkte) jeweils höher liegen als die der Messung mit zusätzlichem EEG (orangene Punkte). Das Signal-Rausch-Verhältnis ist bei Quadranten 1, 2 und 3 größer bei alleiniger MEG-Messung (graue Punkte), bei Quadrant 4 liegt das SRV mit simultaner EEG-Messung (gelbe Punkte) über dem der alleinigen MEG-Messung.

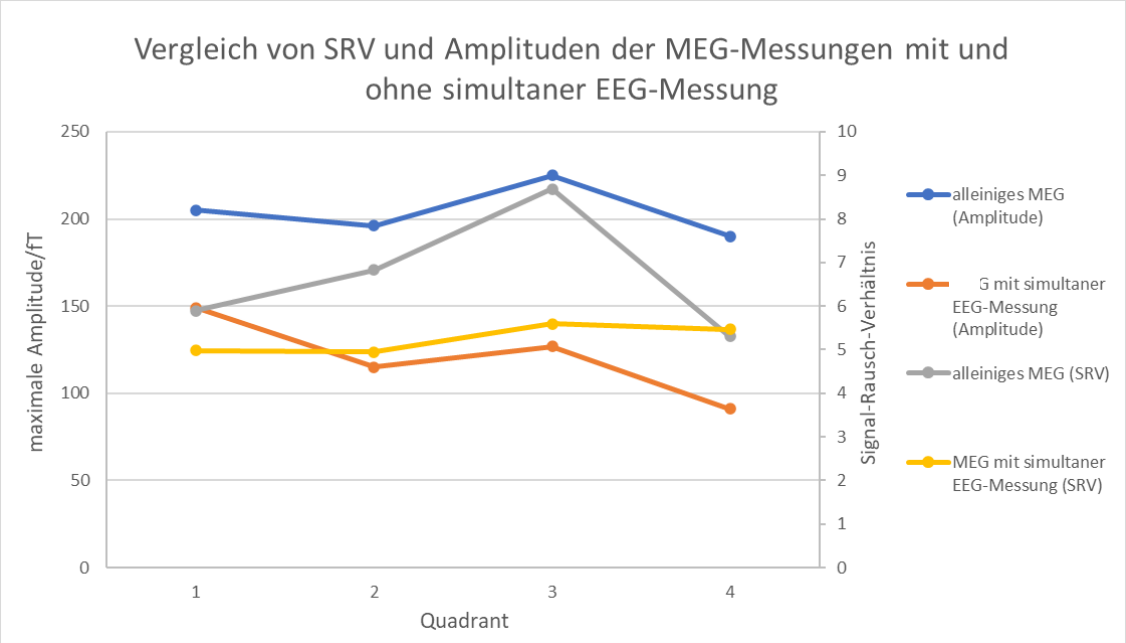


Abbildung 4.15: Darstellung der maximalen Amplitudenwerte und maximalen SRVs von Proband S6 bei MEG-Messungen mit und ohne simultaner EEG-Messung je nach stimuliertem Quadranten. Die blauen und grauen Punkte zeigen die Amplituden- und SRV-Werte, wenn kein zusätzliches EEG aufgezeichnet wird. Orange und Gelb spiegeln die Amplituden und SRV-Werte bei zusätzlicher EEG-Messung wieder.

5 Diskussion

5.1 Retinotopie

Die Quellen der Komponenten der evozierten Antworten, die in Kapitel 4.1 untersucht wurden, spiegeln in vielen Fällen die retinotope Organisation des visuellen Kortex wider.

Bei Proband S6 sind alle 4 Quellen der verschiedenen Quadrantenstimulationen in der sowohl kontralateralen Hemisphäre zur stimulierten Gesichtsfeldhälfte als auch jeweils über oder unter dem Sulcus calcarinus bei Stimulation eines Quadranten in der unteren oder oberen Gesichtsfeldhälfte lokalisiert (Abb. 4.2). Man kann dies auch schon anhand der Topographien (Abb. 4.1) erahnen. Besonders in den MEG-Topographien erkennt man die kontralaterale Position der dipolaren Verteilung und dadurch, dass die

Topographien der Antworten auf die Stimulation der oberen beiden Quadranten die jeweils unteren Pole nicht vollständig abbilden, kann man darauf schließen, dass die Quellen im okzipitalen Kortex inferior von den Quellen der Antworten auf die Stimulation der unteren Quadranten im visuellen Feld lokalisiert sind.

Auch bei den Probanden S1 und S2 sind die Quellen oft der Theorie der Retinotopie entsprechend lokalisiert. Bei Proband S1 entspricht die Position der Quelle in drei Fällen der retinotopen Organisation. Die Quelle der Antwort auf die Stimulation des zweiten Quadranten ist sehr mittig und im Gegensatz zur Quelle des ersten Quadranten auch nicht weiter oben auf der Longitudinalachse positioniert und entspricht somit nicht der Retinotopie. Die Quellen von Proband S2 sind ebenso in drei Fällen der Retinotopie entsprechend lokalisiert. Die Quelle nach Stimulation des vierten Quadranten des Gesichtsfeldes ist zwar auf der kontralateralen Hemisphäre lokalisiert, aber die Höhe der Quelle auf der Longitudinalachse entspricht nicht der retinotopen Organisation. Dies könnte mit einer stärkeren Kopfbewegung der Probanden zusammenhängen. In beiden Fällen ist in dem Messdurchgang, in dem der Quadrant stimuliert wurde, dessen Quelle nicht der Retinotopie entspricht, die größte Kopfbewegung aufgezeichnet worden.

Die Quellen von Proband S5 entsprechen der retinotopen Organisation des visuellen Kortex, indem sie alle in der kontralateralen Hemisphäre zur stimulierten Gesichtsfeldhälfte lokalisiert sind. Die Unterschiede der Positionen auf der Longitudinalachse hingegen entsprechen nicht der Theorie. Besonders auffallend ist hierbei die Lokalisierung der Quellen der ersten zwei Quadranten, die im Cerebellum positioniert sind. Man kann sich sicher sein, dass visuell evozierte Potentiale nicht im Cerebellum generiert werden und daher entweder in der Berechnung der Quellenposition ein Fehler unterlaufen sein muss, oder die Positionen der Elektroden fehlerhaft mit den MRT-Daten verknüpft wurden.

Alle Quellen bis auf eine wurden kontralateral zur Stimulation lokalisiert. Die Unterscheidung der Quellen je nach Stimulation der oberen oder unteren Quadranten konnte in 10 von 16 Fällen festgestellt werden. Verwirft man die vier Quellen von Proband S5 aufgrund ihrer teilweise unsinnigen Lokalisierung und da auch die Topographien Auffälligkeiten aufweisen (siehe Abb. 4.8 und Anhang 3), so ist die

Unterscheidung zwischen den oberen und unteren Quadranten in 10 von 12 Fällen präsent.

Die Quellenanalyse hat ebenso Unterschiede in der Tiefe der Quellen besonders von Proband S6 im Vergleich zu den anderen drei Probanden aufgezeigt. Dieser Unterschied hängt womöglich damit zusammen, dass für Proband S6 der standardisierte MRT-Datensatz und ein anderes Kopfmodell verwendet wurde als für die anderen Probanden.

Entsprechend der paradoxen Lateralisation sollten die Orientierungen der Dipole jeweils in Richtung des stimulierten Quadranten zeigen (Markland, 2020; Barrett et al., 1976). Die Dipole nach Stimulation von Quadrant 1 des Gesichtsfeldes, sollten also in der zweidimensionalen Frontalansicht nach oben rechts zeigen, die nach Stimulation von Quadrant 2 nach unten rechts, die nach Stimulation von Quadrant 3 nach unten links und die nach Stimulation von Quadrant 4 nach oben links.

Alle Dipole die für den ersten Quadranten berechnet wurden zeigen nach rechts, dabei zeigt nur ein Dipol auch nach oben, die restlichen drei Dipole sind eher waagerecht ausgerichtet. Beim zweiten Quadranten zeigen die Dipole aller Probanden ebenso nach rechts, drei der vier Dipole sind nach unten orientiert, einer ist etwas nach oben orientiert. Beim dritten und vierten Quadranten zeigen alle Dipole nach links. Beim dritten Quadranten zeigen drei Dipole nach unten, einer leicht nach oben. Für den vierten Quadranten ist dies umgekehrt, ein Dipol zeigt leicht nach unten, die anderen drei zeigen nach oben. Solche Unterschiede in den Orientierungen kommen auch durch die individuellen Hirnfaltungen der Probanden zustande. Schon kleine Unterschiede in der Position können durch die Windungen große Orientierungsunterschiede hervorrufen.

Somit ist in Bezug auf die Orientierung auf der Transversalachse die Theorie bei allen Dipolen erfüllt. Die Orientierung auf der Longitudinalachse entspricht in zehn von 16 Fällen der Theorie, wobei in drei Fällen, in denen die Orientierung der Dipole nicht der Theorie entspricht, diese quasi senkrecht zur Longitudinalachse orientiert sind und somit nicht gegenteilig zur theoretischen Orientation. Nimmt man auch hier die Quellen von Proband S5 aus der Bewertung, so ist die theoretische Orientierung auf der Transversalachse weiterhin in allen Fällen erfüllt, die Orientierung auf der Longitudinalachse entspricht so in 9 von 12 Fälle der Theorie.

Die Differenz zwischen der aus den gemessenen Signalen und der auf Basis des berechneten Dipols erstellten Topographie (Abb. 4.7, Anhang 2) zeigt den Signalanteil, der durch die Quelle nicht begründet werden konnte, also die Differenz, die in der vierten Spalte von Tab. 4.1 zum hundertprozentig erklärten Signal fehlen. Die Differenz ist dabei jeweils in den MEG-Topographien geringer, was dafürspricht, dass sich die Berechnung des Quellendipols stärker auf die MEG-Daten stützt, da dieses mit 275 Kanälen auch deutlich mehr als die 56 Kanäle des EEGs hat. Die Ergebnisse der Quellenanalyse können durch weitere Anpassungen verbessert werden, sodass einerseits die Differenz zwischen der Signal- und Dipoltopographie weiter verringert werden kann und andererseits die EEG-Signale mehr Einfluss erhalten, sodass die Differenz in den MEG-Topographien nicht mehr deutlich kleiner ist als die in den EEG-Topographien. Die voreingestellten Leitfähigkeitswerte können beispielsweise kritisch betrachtet werden. (Antonakakis et al., 2020) haben in einer Gruppenstudie mit 20 Probanden gezeigt, dass es große interindividuelle Unterschiede in der Schädelleitfähigkeit gibt, dessen Mittel bei 8,44 mS/m liegt. In den hier durchgeführten Quellenanalysen wurde für jeden Probanden derselbe Standardwert von 13,2 mS/m verwendet. Durch eine Anpassung der Leitfähigkeiten über eine EEG/MEG-Kalibrierung, wie von (Antonakakis et al., 2020) vorgeschlagen, hätten die Ergebnisse verbessert werden können. So sieht man in Abb. 4.7, dass die Pole der simulierten Topographien enger beieinander liegen als die der gemessenen Topographien. Eine geringer eingestellte Schädelleitfähigkeit würde die Pole weiter auseinander zerren und die simulierten Daten würden somit einen größeren Anteil der gemessenen Daten erklären. Außerdem hätte eine 6-Kompartment-Kopfmodellierung und individuelle Seedpoints bei den Dipolfits zu besseren Ergebnissen der Quellenanalyse geführt.

5.2 Vergleich der verschiedenen enzephalographischen Geräte

In Kapitel 4.2 wurden die Topographien, die Latenzen, die Signal-Rausch-Verhältnisse und die Amplituden der visuell evozierten Antworten, die mit den verschiedenen enzephalographischen Systemen aufgezeichneten wurden, analysiert.

Aus den Topographien der Systeme kann man auf die Abdeckung der jeweiligen Kappen schließen. Die Kappe, die den gesamten Kortex am besten abdeckt, sollte in ihrer Topographie im Fall von visuell evozierten Potentialen beide Pole der dipolaren

Verteilung im okzipitalen Kortex vollständig abbilden. Dabei wird erwartet, dass die 128-Kanal EEG-Kappe des stationären EEGs die größte Abdeckung aufweist und somit in den meisten Fällen beide Pole vollständig abbildet. Das mobile System hat die geringste Anzahl an Kanälen und dadurch, dass die Arme, an denen die okzipitalen Elektroden befestigt sind, nicht allzu lang sind, wird von diesem System die schlechteste Abdeckung erwartet. Die Ergebnisse zeigen, dass in 67% der Fälle des kombinierten Systems, in 65% des stationären Systems und in 0% der Fälle des mobilen Systems die EEG-Topographien beide Pole vollständig darstellen. Dieses Ergebnis widerlegt also die Hypothese, dass das stationäre System den Kortex am besten abdeckt, wobei der Unterschied zur kombinierten Kappe sehr klein ist. Unterstützt wird aber die Annahme der geringsten Abdeckung durch die mobilen EEG-Kappe.

In den Topographien fällt zudem die unterschiedliche Dichte an Isopotentiallinien auf. Diese ist bei dem stationären System am größten und beim mobilen System am geringsten. Dies entspricht der Erwartung, da die Abstufung zwischen den Potentialgrößen mit steigender Anzahl an Elektroden immer feiner wird und somit auch die Anzahl der Isopotentiallinien steigt.

Betrachtet man die Topographien von Proband S2, der mit allen Systemen gemessen wurde (Abb. 4.9), sieht man, dass die Topographien aller Systeme je nach stimuliertem Quadranten Unterschiede aufweisen. Alle Systeme sind also in der Lage, auch kleine Unterschiede in der Antwort auf die Stimulation an unterschiedlicher Stelle des visuellen Feldes aufzuzeichnen. Die Ähnlichkeit der Verteilungen fällt besonders im okzipitalen Bereich der Topographien vom stationären und kombinierten System auf. Auch das mobile System zeigt insbesondere für die zweiten und dritten Quadranten ähnliche Verteilungen, diese sind jedoch räumlich weiter ausgedehnt, was wahrscheinlich auf die geringere Anzahl der Kanäle zurückzuführen ist, die die Feinheit der Abstufung der Potentialdifferenzen verringert. Betrachtet man den negativen Pol, der in allen Topographien der Quadranten 1 und 4 im zentralen okzipitalen Bereich lokalisiert ist, fallen Unterschiede in der genauen Lokalisation innerhalb der Topographie auf. Man kann davon ausgehen, dass der Pol durch die immer selbe Stelle im visuellen Kortex erzeugt wird und somit im Bezug zum Kopf an der immer selben Stelle abgeleitet wird. Im Bezug zu den Topographien ist der Pol aber beim stationären System am höchsten

gelegen und beim mobilen System am niedrigsten. Dies zeigt, dass bei diesem Probanden die Abdeckung bei der EEG-Kappe des stationären Systems wie erwartet am größten ist und bei der mobilen Kappe am geringsten. Auch bei anderen Probanden fallen solche Unterschiede auf, die ebenso für die beste Abdeckung der stationären EEG-Kappe sprechen. So lässt sich sagen, dass die EEG-Kappe des stationären Systems trotz geringerer Anzahl der vollständig abgebildeten Dipole den Kortex am besten abdeckt, da das Kriterium der relativen Position derselben Pole besser für diese Beurteilung geeignet ist. Beiden Kriterien zufolge hat die mobile EEG-Kappe die schlechteste Abdeckung, was der Erwartung entspricht.

Die bereits erwähnte hohe Dichte an Potenziallinien bei augennahen Kanälen ist auf Augenartefakte zurückzuführen, die auch durch die Vorbearbeitung der Daten und die Mittelung nicht vollständig entfernt werden konnten. Diese sind besonders in den Topographien des stationären EEGs zu erkennen (Abb. 4.8 und Anhang 4). Das stationäre System ist anfällig dafür, von Augenartefakten beeinflusst zu werden, da die Elektroden hier nah an und um die Augen positioniert werden. Auch hier besteht die Möglichkeit durch weitere Schritte in der Datenvorverarbeitung, die Augenartefakte weiter zu reduzieren. Im besten Falle erfolgt dies individuell für jeden Datensatz, da hier aber eine einheitliche Bearbeitung angestrebt wurde, wurde die vom Hersteller der Software empfohlene Bearbeitung der Augenartefakte durch eine Kovarianz in gleicher Weise auf alle Datensätze angewendet.

Bei den Latenzen der untersuchten VEP-Komponente fällt besonders auf, dass die Komponente bei Aufzeichnungen mit dem stationären EEG im Mittel ca. 10 ms später auftritt, als sie es bei den anderen zwei Systemen tut (Tab. 4.2). Dieser Unterschied kommt nicht durch den auffällig hohen Latenz-Wert in Quadrant 1 von Proband S4 zustande, da das Mittel der Latenzen des stationären Systems auch ohne diesen Wert 88,4 ms beträgt und somit ca. 9 ms kleiner ist als die gemittelten Latenzen der anderen Systeme. Die Mittelwerte werden auch von den Werten von Proband S2 unterstützt, der mit allen drei Systemen gemessen wurde. Hier beträgt die Latenz des kombinierten Systems auf alle 4 Quadranten gemittelt 73,3 ms, die des mobilen EEGs 74,5 ms und die des stationären EEGs 85 ms. Auch hier ist die Latenz beim stationären System also ca. 10 ms länger als bei den anderen Systemen, die sich in den Latenzen nur geringfügig

unterscheiden. Es kann zwar durch unterschiedliche Bedingungen bei den Messungen zu Unterschieden in den Latenzen kommen, jedoch sind die Bedingungen nicht in dem Maße verschieden, dass sie einen Unterschied von 10 ms erklären würden. Der Abstand zum Stimulationsmonitor, die Größe der Stimulation und die weiteren Parameter, die in Kapitel 3.1 beschrieben wurden, waren für jede Messung einheitlich. Lediglich die Beleuchtung des Raumes hat sich zwischen den Messungen unterschieden. Eine Erklärungsmöglichkeit wäre eine falsch ermittelte Verzögerung zwischen dem Zeitpunkt, an dem ein Trigger an das Akquisitionsprogramm gesendet wird, und dem Zeitpunkt, zu dem der Stimulus auf dem Monitor erscheint, also die Schachbrettmusterelemente ihre Farbe wechseln. Diese Verzögerungen wurden für jedes Gerät auf unterschiedlich Weise experimentell ermittelt und sind in den Latenzen bereits berücksichtigt. Eventuell wurde die Verzögerung beim stationären System falsch ermittelt, sodass die Latenzen nun nicht der Realität entsprechen.

Bei der Ermittlung der Verzögerung zwischen Triggerzeitpunkt und Stimuluserscheinung auf dem Monitor wurde ebenso festgestellt, dass sich der Stimulationsmonitor, der für das stationäre System genutzt wurde, gestaffelt aufbaut. Die Verzögerung ist also je nach Position des Stimulus auf dem Monitor unterschiedlich. Dies könnte die unterschiedlichen Mittelwerte der Latenzen nach Stimulation der verschiedenen Quadranten erklären. Die mittlere Latenz der Komponente nach Stimulation von Quadrant 4 ist am geringsten, die Latenz ist bei Stimulation von Quadrant 1 und 3 gleich und für den zweiten Quadrant ist die Latenz im Mittel am höchsten. Dies ergibt Sinn, wenn man davon ausgeht, dass sich das Bild auf den Monitoren von oben links diagonal nach unten rechts aufbaut. Die Werte unterscheiden sich im Mittel jedoch maximal um 3,2 ms, das könnte auch durch andere Einflüsse bedingt sein.

Der Vergleich der Signal-Rausch-Verhältnisse hat ergeben, dass sich die SRVs des stationären und des mobilen Systems nur leicht unterscheiden, wobei die des stationären Systems im Mittel etwas höher sind. Das kombinierte System weist im Vergleich zu beiden anderen Systemen das höhere SRV auf, wobei die Differenz zwischen dem kombinierten und dem stationären System geringer ist, was neben dem direkten Vergleich von stationärem und mobilem EEG darauf hinweist, dass die Daten des stationären EEGs ein besseres Signal-Rausch-Verhältnis aufweisen. Man muss

beachten, dass sich die Signal-Rausch-Verhältnisse des kombinierten Systems nicht unbedingt auf die EEG-Daten beziehen, sondern das maximale SRV von den MEG- oder den EEG-Daten zu dem Zeitpunkt des Maximums der Komponente angeben. Da das mobile System am einfachsten gehalten ist, entsprechen hier die Ergebnisse der Erwartung, dass die Signal-Rausch-Verhältnisse am geringsten sind. Die SRV-Werte der alleinigen MEG-Messung von Proband S6 liegen alle über 5, der höchste Wert beträgt 8,7. Daher kann man davon ausgehen, dass die SRVs des kombinierten Systems von den MEG-Daten positiv beeinflusst sind und somit dieses System die höchsten Signal-Rausch-Verhältnisse aufweist.

Die gemittelten Amplituden verhalten sich im Vergleich zwischen den Geräten anders als die Signal-Rausch-Verhältnisse. Das mobile EEG hat sowohl im Vergleich zum stationären EEG als auch im Vergleich zum kombinierten EEG die größeren Amplituden. Zwischen den Amplituden des stationären und kombinierten EEGs gibt es im direkten Vergleich im Mittel keinen Unterschied, basiert man den Vergleich aber auf die Differenzen, die die Amplituden der jeweiligen Systeme zum mobilen System aufweisen, haben die evozierten Potentiale, die mit dem kombinierten System abgeleitet wurden, die kleinsten Amplituden.

Die Amplituden und das Signal-Rausch-Verhältnis hängen direkt zusammen, da das SRV das Verhältnis der Signalamplitude zur Amplitude des Hintergrundrauschens beschreibt. Dabei besteht ein positiver Zusammenhang, denn wenn die Amplitude zunimmt, steigt auch das Signal-Rausch-Verhältnis. Bei den hier behandelten Daten liegt jedoch ein negativer Zusammenhang vor. Das Gerät, das das höchste SRV aufweist, hat die kleinsten Amplituden und das Gerät, das das kleinste SRV hat, hat die größten Amplituden. Auf Basis dieses Zusammenhangs zeigt sich, dass das Hintergrundrauschen beim mobilen EEG den größten Einfluss hat, da sich nur so ein kleines SRV bei den gleichzeitig größten Amplituden erklärt. Am wenigsten vom Hintergrundrauschen beeinflusst werden die kombinierten EEG- und MEG-Daten. Diese Beobachtung könnte durch die räumlichen Gegebenheiten der verschiedenen Messsysteme begründet werden. Das kombinierte System befindet sich in einem magnetisch abgeschirmten Raum, der möglichst wenig äußere Einflüsse zulässt. Das stationäre EEG befindet sich in einem elektrisch und akustisch abgeschirmten Raum, der also ebenso wenige Einflüsse

von außen zulässt, in dem sich jedoch im Vergleich zum MEG-Labor mehr Elektronik befindet. Der Raum, in dem die mobilen EEG-Messungen durchgeführt wurden, ist weder elektrisch noch magnetisch abgeschirmt, sodass der Einfluss äußerer Signale hier am größten ist.

Die verschiedenen EEG- und MEG-Systeme unterscheiden sich auch hinsichtlich der Vor- und Nachbereitung der Messung. Durch die verschiedenen Elektroden der EEGs unterscheidet sich die Applikation der Kappen bzw. Elektroden. Bei alleinigen MEG-Messungen werden nur EOG-Elektroden angebracht, sodass dies nur zwei bis drei Minuten beansprucht. Anschließend setzt sich der Proband in das MEG-Gerät, welches dann an ihn angepasst wird. So dauert es insgesamt ca. zehn Minuten, bis der Proband bereit für die Messung ist. Nach der Messung werden die Elektroden wieder abgenommen, ansonsten fällt kein weiterer Aufwand für den Probanden an.

Wird zusätzlich zur MEG-Messung ein EEG aufgenommen, nimmt die Vorbereitung mehr Zeit in Anspruch. Wenn zwei MTAs die Elektrodenkappe anbringen, sollten ca. 45 Minuten dafür eingeplant werden. Bringt nur eine MTA die Kappe an, muss mit über einer Stunde gerechnet werden. In dieser Zeit mit einbegriffen ist die Digitalisierung der Elektrodenpositionen mittels Polhemus, die bei den anderen Systemen entfällt. Die Platzierung des Probanden im Gerät nimmt etwas mehr Zeit in Anspruch als bei der alleinigen MEG-Messung, da zusätzlich die EEG-Elektroden verkabelt werden müssen. Auch nach der Messung ist der zeitliche Aufwand höher, da das verbliebene Elektrodengel nach Abziehen der Kappe aus den Haaren oder von der Kopfhaut gewaschen werden muss.

Die Applikation des Elektrodennetzes des stationären EEG-Systems beansprucht etwa 20 Minuten, je nachdem bei wie vielen Elektroden der Kontakt nachträglich noch verbessert werden muss, kann es etwas länger dauern. Hinzu kommen fünf bis 15 Minuten, in denen das Elektrodennetz in der Salzlösung eingeweicht werden muss. Nach der Messung muss das Netz nur abgenommen werden. Die Haare der Probanden können aufgrund der Salzlösung noch etwas feucht sein, es besteht jedoch keine Notwendigkeit diese zu waschen.

Das Aufsetzen der mobilen EEG-Kappe und das Ausrichten der einzelnen Elektroden, bis die Widerstände unterhalb des Grenzwertes liegen, dauert ca. zehn Minuten. Die Varianz ist bei dieser Kappe jedoch sehr groß, sodass es teilweise auch nur 2 Minuten dauert. Nach der Messung muss die Kappe nur abgenommen werden. Die Probanden hatten häufig Druckspuren am Kopf, besonders im Stirnbereich. Dies passt zu den Aussagen der Probanden, dass der Tragekomfort besonders zum Ende der Messung hin abgenommen hat.

Vergleicht man nun die Vor- und Nachbereitungszeiten der verschiedenen Systeme, so ist der zeitliche Aufwand bei der mobilen EEG-Kappe mit ca. zehn Minuten Vor- und zwei bis drei Minuten Nachbereitung am geringsten. Die einzelne MEG-Messung hat ebenso einen geringen Zeitaufwand in Vor- und Nachbereitung mit etwa zehn und fünf Minuten. Das stationäre EEG-System benötigt ca. 30 Minuten in der Vorbereitung und fünf in der Nachbereitung und ist somit zeitlich aufwändiger als die zuvor erwähnten Systeme, aber weniger aufwändig als die simultane MEG- und EEG-Messung, da man dort je nach Anzahl der MTAs 50 bis 90 Minuten für die Vorbereitung und weitere 20 Minuten für die Nachbereitung benötigt.

Ein weiterer wichtiger Aspekt, der die drei Systeme voneinander unterscheidet, ist die Eignung zur Messung verschiedener Personengruppen. Im MEG sorgen wie bereits erwähnt ferromagnetische Gegenstände für Störungen in den Signalen. Daher sind Probanden mit Implantaten häufig nicht für Messungen mit dem MEG-System und somit auch nicht für kombinierten MEG- und EEG-Messungen geeignet. Das MEG-Gerät ist außerdem durch den Dewar in seiner Größe begrenzt, sodass Probanden mit sehr großem Kopfumfang nicht messbar sind. Dies sind allerdings Ausnahmen. Die Problematik wird bei der zusätzlichen EEG-Messung wahrscheinlicher, wenn der Kopfumfang durch die Elektrodenkappe vergrößert wird. Was das stationäre und das kombinierte System vereint, ist, dass sie an einen festen Anwendungsort gebunden sind. Man muss die Probanden also zum Gerät bringen. Das mobile System ist nicht ortsgebunden, sodass man das System zum Probanden bringen kann, was besonders bei Patienten, die beispielsweise an ihr Bett mit medizinischer Versorgung gebunden sind, von Vorteil ist. Die Größe des Dewars ist zwar nicht veränderbar, jedoch gibt es die EEG-Kappen für das kombinierte System und auch für das stationäre EEG in verschiedenen

Größen, sodass die Elektroden im Verhältnis zum Kopf immer ähnlich positioniert sind und auch der Tragekomfort für den Probanden verbessert wird. Die mobile EEG-Kappe gibt es nur in einer Größe, sodass sie nicht für jeden Probanden angepasst werden kann. Dies führt teilweise zu einer schlechteren Abdeckung und geringem Tragekomfort.

5.3 Einfluss der Messdauer auf die Signalqualität

In Kapitel 4.3 wurden die Abhängigkeit der Signalamplituden, der Signal-Rausch-Verhältnisse und der Latenzen von der Präsentationsreihenfolge der Quadranten untersucht. Die Aufgabe der Probanden besteht darin, ihren Blick während der gesamten Messdauer auf das Fixationskreuz zu richten. Dabei wird erwartet, dass die Probanden mit fortschreitender Messung ermüden und sich dies auf die Signalqualität auswirken kann. So könnte die Ermüdung zu niedrigeren Amplituden und somit auch zu niedrigeren Signal-Rausch-Verhältnissen und zu längeren Latenzen führen. In Tab. 4.4 sieht man jedoch, dass die über alle Probanden und Geräte gemittelten Werte für die Amplituden und SRVs vom ersten bis zum dritten Messdurchgang steigen. Für die Theorie der sinkenden Werte durch Ermüdung spricht, dass der Wert des zuletzt präsentierten Quadranten der jeweils niedrigste aller vier Durchgänge ist. Die Latenzen zeigen entgegen der Annahme keine lineare Zunahme, die durch die Ermüdung der Probanden entsteht. Mittelt man die Latenzen für den zuerst präsentierten Quadranten jedoch ohne den Wert der stationären EEG-Messung von Proband S4 und die Latenzen für den dritten Durchgang ohne den Wert der mobilen EEG-Messung von demselben Probanden, die beide auffällig hoch sind, so erkennt man den linearen Trend schon eher. So beträgt die Latenz beim ersten Durchgang 80,8 ms, beim zweiten 82 ms, beim dritten Durchgang beträgt sie ebenso wie beim vierten 83,5 ms. Die Unterschiede betragen hierbei unter 2 ms und wie zuvor diskutiert treten Latenzunterschiede in dieser Größenordnung möglicherweise auch durch die Position des Quadranten auf dem Monitor bedingt auf. Um diese Latenzunterschiede zu berücksichtigen und da es in dieser Betrachtung lediglich um den Präsentationszeitpunkt der Quadranten und nicht um die Position geht, wurden von den Latenzen der Daten, die mit den mobilen und stationären EEGs aufgezeichnet wurden, bei Stimulation von Quadrant 1 und 3 des Gesichtsfeldes 1,5 ms abgezogen, bei Stimulation von Quadrant 2 wurden 3 ms subtrahiert. Dies entspricht in etwa den Latenzdifferenzen die die Quadranten jeweils zu Quadrant 4 aufweisen (s. Kap. 4.2). Tabelle 5.1 zeigt nun einen Ausschnitt aus Tab.

4.4 mit den angepassten Latenzen, die zwei zuvor erwähnten Werte von Proband S4 wurden für die Mittelwertbildung verworfen. Der Verlauf der Mittelwerte bleibt so unverändert, die Latenzen steigen von dem zuerst präsentierten bis zum drittgezeigten Quadranten und der als Viertes präsentierte Quadrant hat dieselbe Latenz wie der Dritte. Die Latenz steigt also größtenteils mit den Durchgängen der Stimulation und somit mit der Messdauer.

	Latenz/ms			
Durchgang	1	2	3	4
S1 stationär	94,5	90	88,5	95
S1 kombiniert	80	90	90	82
S2 stationär	82,5	83	82,5	86
S2 mobil	70,5	74	74,5	73
S2 kombiniert	72	73	75	73
S3 mobil	72,5	79	78,5	78
S4 mobil	76	78,5		76,5
S4 stationär		73	88,5	86
S5 kombiniert	82	83	85	82
S6 stationär	86,5	87	86,5	90
S6 kombiniert	77	78	78	78
S7 mobil	77	76,5	78	80,5
S7 stationär	88	86	88	96
Mittelwert	79,9	80,8	82,8	82,8

Tabelle 5.1: Übersicht der Latenzen nach Abzug der Verzögerung, die durch die unterschiedliche Bildschirmposition der Quadranten entsteht. Die Werte des drittgezeigten Quadranten der mobilen und des erstgezeigten Quadranten der stationären EEG-Messung von Proband S4wurden verworfen.

5.4 Einfluss der simultanen EEG-Messung auf die MEG-Qualität

In Abb. 4.15 wurde gezeigt, dass die Amplitude der VEF-Komponente für alle vier Quadranten bei der alleinigen MEG-Messung ohne zusätzliches EEG größer ist als bei der MEG-Messung mit zusätzlicher EEG-Messung. Das Signal-Rausch-Verhältnis ist in allen Quadranten bis auf den vierten bei der alleinigen MEG-Messung größer. Diese Unterschiede können verschiedene Gründe haben. Einerseits ist der Abstand zwischen dem Kopf des Probanden und den Sensoren im MEG durch die zusätzliche EEG-Kappe vergrößert. Außerdem wurde bei der kombinierten MEG- und EEG-Messung zusätzlich EyeLink eingesetzt, was eine verdunkelte Messkammer erfordert. Die zusätzliche EyeLink-Aufnahme könnte ebenso zu einer veränderten Kopfposition geführt haben, da die Probanden ihren Kopf so ausrichten müssen, dass die Kamera die Pupille des Probanden gut erfassen kann. So können die unterschiedlichen Werte teilweise durch

die verschiedenen Messbedingungen verursacht sein. Jedoch ist es nicht ausgeschlossen, dass Unterschiede dieser Größenordnung durch die zusätzlich EEG-Technik entstehen.

6 Fazit

Die Quellenanalyse der evozierten Antworten der vier Quadranten hat sowohl die retinotope Organisation des primär visuellen Kortex durch die Dipolposition, als auch die paradoxe Lateralisation durch die Dipolorientierung gezeigt. Dabei sind die kontralaterale Position und die ipsilaterale Orientierung des Dipols im Bezug zur stimulierten Gesichtsfeldhälfte in allen Fällen gezeigt worden. Die Unterscheidung zwischen den Positionen und Orientierungen nach Stimulation der oberen bzw. unteren Quadranten konnte nicht in allen Fällen gezeigt werden, war aber ebenso präsent.

Ein Einfluss der Ermüdung auf die Signalqualität konnte nicht im großen Maße festgestellt werden. Es wurde ein Trend der Zunahme der Latenzen mit den Messdurchgängen beobachtet, die Unterschiede sind dabei jedoch sehr gering. Es bestätigt dennoch die Überlegung, die Präsentationsreihenfolge der Quadranten zu variieren, damit sich der Effekt nicht bei jeder Messung auf die Daten desselben Quadranten auswirkt.

Bei dem Vergleich zwischen den MEG-Daten einer alleinigen Messung und einer Messung, bei der zusätzlich ein EEG aufgezeichnet wurde, sind deutliche Unterschiede der Signalamplituden und Signal-Rausch-Verhältnisse aufgefallen. Die Ergebnisse stammen lediglich von einem Probanden. Um zu überprüfen, ob sich die Qualität der Daten deutlich unterscheidet, sollten mehrere Probanden unter denselben Bedingungen sowohl mit als auch ohne simultaner EEG-Messung gemessen werden.

Welches Gerät sich am besten für bestimmte Messungen eignet, hängt von mehreren Faktoren ab. Zum einen spielt die Abdeckung der EEG-Kappe eine Rolle, aber ebenso die Latenzen, die Signal-Rausch-Verhältnisse, die Amplituden, der zeitliche Aufwand der Vor- und Nachbereitung der Messung und die Eignung des Systems für verschiedene Personengruppen. Die Abdeckung ist bei dem stationären EEG-System am größten und eignet sich daher besonders zur Aufzeichnung visuell evozierter Potentiale oder anderer Potentiale, die in den äußeren Abdeckungsbereichen der

Kappen liegen. Die schlechteste Abdeckung weist das mobile EEG auf. Die Latenzen weichen bei dem stationären System von den anderen beiden ab. Da eine Abweichung von ca. 10 ms nicht zu erwarten war, sollte die Verzögerungszeit, die bereits einmal vermessen wurde, überprüft werden. Das kombinierte MEG- und EEG-System hat die besten Signal-Rausch-Verhältnisse und zusätzlich die kleinsten Amplituden, was dafürspricht, dass das Hintergrundrauschen bei diesem System den geringsten Einfluss hat. Das mobile EEG schneidet auch in dieser Betrachtung am schlechtesten ab. Der zeitliche Aufwand hingegen ist bei der mobilen EEG-Messung am geringsten, trotz zusätzlichem Aufbau der Messumgebung. Das Kleben der Elektroden für die kombinierte Messung nimmt die meiste Zeit in Anspruch. Außerdem ist die Eignung von bestimmten Personengruppen für das kombinierte MEG-System am eingeschränktesten. Hier bietet das mobile EEG die größte Einsatzmöglichkeit.

Für die in Zukunft geplante Studie zur Erforschung des Zusammenhangs von Demenz und Schwerhörigkeit eignet sich das kombinierte MEG- und EEG-System sehr gut, da die EEG-Daten vom Einfluss des MEGs profitieren. Es ist jedoch gut möglich, dass die von Schwerhörigkeit betroffenen Probanden Cochleaimplantate oder ähnliches tragen, die die Signale durch ferromagnetische Bestandteile verrauschen. Wenn dies der Fall ist, empfiehlt sich die Verwendung des stationären EEGs.

Literaturverzeichnis

Ahlfors SP, Ilmoniemi RJ, Hämäläinen MS (1992) Estimates of visually evoked cortical currents. Electroenceph Clin Neurophysiol 82: 225-236.

Antonakakis M, Schrader S, Aydin Ü, Khan A, Gross J, Zervakis M, Rampp S, Wolters CH (2020) Inter-Subject Variability of Skull Conductivity and Thickness in Calibrated Realistic Head Models. NeuroImage 223: 117353.

Barett G, Blumhardt L, Halliday AM, Halliday E, Kriss A (1976) A paradox in the lateralization of the visual evoked response. Nature 261: 253-255.

Brainard DH (1997) The Psychophysics Toolbox. Spatial Vision 10(4): 433-436.

Butler SR, Gergiou GA, Glass A, Hancox RJ, Hopper JM, Smith KRH (1987) Cortical generators of the C1 component of the pattern-onset visual evoked potential, Electroenceph Clin Neurophysiol 68: 256-267.

Cohen D, Cuffin BN (1979) Comparison of the magnetoencephalogram and electroencephalogram. Electroenceph Clin Neurophysiol 47: 132-146.

Cohen D, Cuffin BN (1983) Demonstration of useful differences between magnetoencephalogram and electroencephalogram. Electroenceph Clin Neurophysiol 56: 38-51.

Cohen D, Cuffin BN (1987) A method for combining MEG and EEG to determine the sources. Phys Med Biol 32(1): 85-89.

Cohen D, Cuffin BN (1991) EEG versus MEG localization accuracy: theory and experiment. Brain Topogr 4(2): 95-103.

Compumedics Ltd (2020) Curry 8 User Guide.

Darcey TM, Ary JP, Fender DH (1980) Spatio-temporal visually evoked scalp potentials in response to partial-field patterned stimulation. Electroenceph Clin Neurophysiol 50: 348-355.

Di Russo F, Martínez A, Sereno MI, Pitzalis S, Hillyard SA (2002) Cortical sources of the early components of the visual evoked potential. Hum Brain Mapp 15(2): 95-111.

Dougherty RF, Koch VM, Brewer AA, Fischer B, Modersitzki J, Wandell BA (2003) Visual field representations and locations of visual areas V1/2/3 in human visual cortex. Journal of Vision 3: 586-598.

Drasdo N, Edwards L (1989) Effects of stimulus quality in the scalp topography of the visual evoked potential. In: Kulikowski JJ, Dickinson CM, Murray IJ (Eds.) Seeing Contour and Colour. Pergamon Press, Oxford: 504-511.

Ducati A, Fava E, Motti EDF (1988) Neuronal generators of the visual evoked potentials: Intracerebral recording in awake humans. Electroenceph clin Neurophysiol 71: 89-99.

Fuchs M, Wagner M, Wischmann HA, Köhler T, Theißen A, Drenckhahn R, Buchner H (1998) Improving source reconstructions by combining bioelectric and biomagnetic data. Electroenceph Clin Neurophysiol 107: 93-111.

Hari R, Puce A (2017) MEG-EEG Primer. Oxford University Press.

Hashimoto T, Kashii S, Kikuchi M, Honda Y, Nagmine T, Shibasaki H (1999) Temporal profile of visual evoked responses to pattern-reversal stimulation analyzed with a whole-head magnetometer. Exp Brain Res 125: 375-382.

Hatanaka K, Nakasato N, Seki K, Kanno A, Mizoi K, Yoshimoto T (1997) Striate cortical generators of the N75, P100 and N145 components localized by pattern reversal visual evoked magnetic fields. Thoku J Exp Med 182: 9-14.

Hoffmann MB, Kaule F, Grzeschik R, Behrens-Baumann W, Wolynski B (2011) Retinotope Kartierung des menschlichen visuellen Kortex mit funktioneller Magnetresonanztomografie – Grundlagen, aktuelle Entwicklungen und Perspektiven für die Ophthalmologie. Klin Monatsbl Augenheilkd 228: 613-620.

Holmes G (1918) Disturbances of vision by cerebral lesions. Br J Ophthalmol 2: 353-384.

Jeffreys DA, Axford JG (1972) Source locations of pattern-specific components of human visual evoked potential. Exp Brain Res 16: 1-40.

Jörg J, Hielscher H (1993) Evozierte Potentiale in Klinik und Praxis. Springer, Berlin, Heidelberg.

Lesèvre N, Joseph JP (1979) Modifications of the pattern-evoked potential (PEP) in relation to the stimulated part of the visual field (clues for the most probable origin of each component). Electroenceph Clin Neurophysiol 47: 183-203.

Ludwig KA, Miriani RM, Langhals NB, Joseph MD, Anderson DJ, Kipke DR (2009) Using a Common Average Reference to Improve Cortical Neuron Recordings From Microelectrode Arrays. J Nerophysiol 101(3): 1679-1689.

Maier J, Dagnelie G, Spekreijse H, Van Dijk BW (1987) Principal components analysis for source localization of VEPs in man. Vision Res 27: 231-244.

Markand ON (2020). Clinical Evoked Potentials. An Illustrated Manual. Springer Nature Switzerland.

Nakamura A, Kakigi R, Hoshiyama M, Koyama S, Kitamura Y, Shimojo M (1997) Visual evoked cortical magnetic fields to pattern reversal stimulation. Cogn Brain Res 6: 9-22.

Noachtar S, Hashimoto T, Lüders H (1993) Pattern visual evoked potentials recorded from human occipital cortex with chronic subdural electrodes. Electroenceph Clin Neurophysiol 88: 435-446.

Odom JV, Bach M, Brigell M, Holder GE, McCulloch DL, Mizota A, Tormene AP (2016) ISCEV standard for clinical visual evoked potentials. Doc Ophthalmol 133: 1-9.

Ossenblok P, Soekreijse H (1991) The extrastriate generators of the EP to checkerboard onset, a source localization approach. Electroenceph Clin Neurophysiol 80: 181-193.

Parker DM, Salzen EA, Lishman JR (1982) The early wave of the visual evoked potential to sinusoidal gratings: responses to quadrant stimulation as a function of spatial frequency. Electroenceph Clin Neurophysiol 53: 427-435.

Pavelka M, Roth J (2005) Funktionelle Ultrastruktur. Atlas der Biologie und Pathologie von Geweben. Springer, Vienna.

Polhemus (2018) Fastrak Digitizer. https://polhemus.com/_assets/img/FASTRAK_Digitizer_Brochure.pdf.

Q Jarosz/English Wikipedia, CC BY-SA 3.0 https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0, via Wikimedia Commons

Raghavan M, Fee D & Barkhaus PE (2019) Generation and propagation of the action potential. Handbook of Clinical Neurology 160.

Rovenský J, Payer J (2009) Dictionary of Rheumatology. Springer, Vienna.

Schormans AL, Tylpt M, Allman L (2017) Crossmodal plasticity in auditory, visual and multisensory cortical areas following noise-induced hearing loss in adulthood. Hearing Research 343: 92-107.

Srebro R (1987) The topography of scalp potentials evoked by pattern pulse stimuli. Vision Res 27: 901-914.

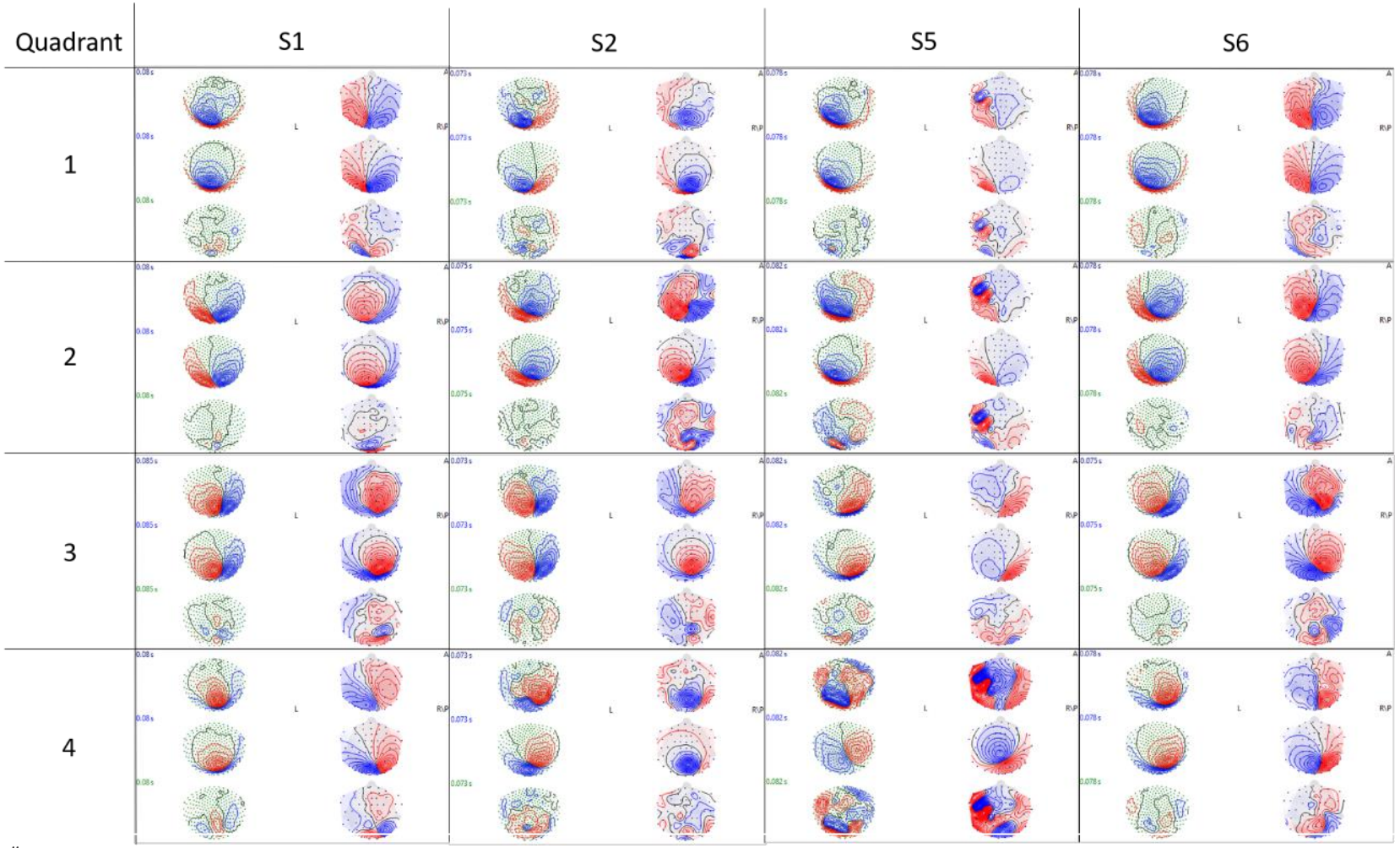
Stöhr M, Dichgans J, Buettner UW, Hess CW, Altenmüller E (1996) Evozierte Potentiale. Springer, Berlin, Heidelberg.

Wang N, Liu X, Fan N (2019) Optic Disorders and Visual Field. Springer Nature Singapore.

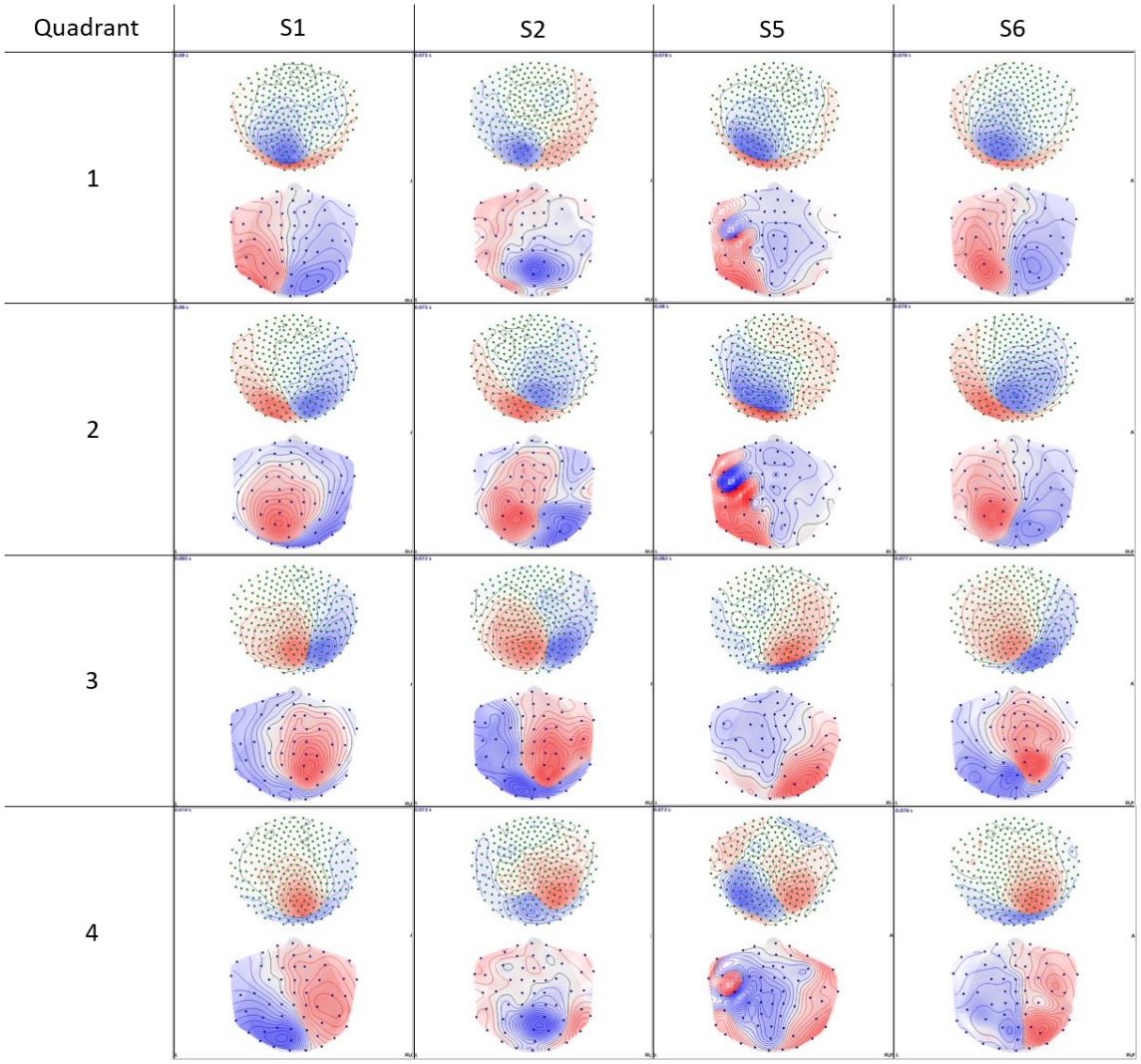
Anhang

Proband	Quadrant		kombiniertes MEG und EEG	stationäres EEG	mobiles EEG
S1	1	Anzahl verworfener Kanäle	0	8	
		Anzahl gemittelter Events	986	988	
	2	Anzahl verworfener Kanäle	1	7	
		Anzahl gemittelter Events	984	982	
	3	Anzahl verworfener Kanäle	1	7	
		Anzahl gemittelter Events	987	988	
	4	Anzahl verworfener Kanäle	1	6	
		Anzahl gemittelter Events	982	990	
S2	1	Anzahl verworfener Kanäle	1	9	2
		Anzahl gemittelter Events	958	985	990
	2	Anzahl verworfener Kanäle	1	8	3
		Anzahl gemittelter Events	927	988	979
	3	Anzahl verworfener Kanäle	1	10	2
		Anzahl gemittelter Events	913	987	969
	4	Anzahl verworfener Kanäle	1	14	2
		Anzahl gemittelter Events	836	986	985
S3	1	Anzahl verworfener Kanäle			1
		Anzahl gemittelter Events			982
	2	Anzahl verworfener Kanäle			2
		Anzahl gemittelter Events			982
	3	Anzahl verworfener Kanäle			1
		Anzahl gemittelter Events			983
	4	Anzahl verworfener Kanäle			2
		Anzahl gemittelter Events			974
S4	1	Anzahl verworfener Kanäle		3	2
		Anzahl gemittelter Events		981	983
	2	Anzahl verworfener Kanäle		5	2
		Anzahl gemittelter Events		990	971
	3	Anzahl verworfener Kanäle		5	2
		Anzahl gemittelter Events		990	909
	4	Anzahl verworfener Kanäle		8	6
		Anzahl gemittelter Events		990	824
S5	1	Anzahl verworfener Kanäle	2		
		Anzahl gemittelter Events	927		
	2	Anzahl verworfener Kanäle	2		
		Anzahl gemittelter Events	919		
	3	Anzahl verworfener Kanäle	2		
		Anzahl gemittelter Events	900		
	4	Anzahl verworfener Kanäle	2		
		Anzahl gemittelter Events	872		
S6	1	Anzahl verworfener Kanäle	2	3	
		Anzahl gemittelter Events	700	936	
	2	Anzahl verworfener Kanäle	2	3	
		Anzahl gemittelter Events	782	912	
	3	Anzahl verworfener Kanäle	2	3	
		Anzahl gemittelter Events	887	901	
	4	Anzahl verworfener Kanäle	2	3	
		Anzahl gemittelter Events	862	954	
S7	1	Anzahl verworfener Kanäle		3	1
		Anzahl gemittelter Events		990	988
	2	Anzahl verworfener Kanäle		3	1
		Anzahl gemittelter Events		976	976
	3	Anzahl verworfener Kanäle		6	3
		Anzahl gemittelter Events		984	988
	4	Anzahl verworfener Kanäle		4	2
		Anzahl gemittelter Events		953	973

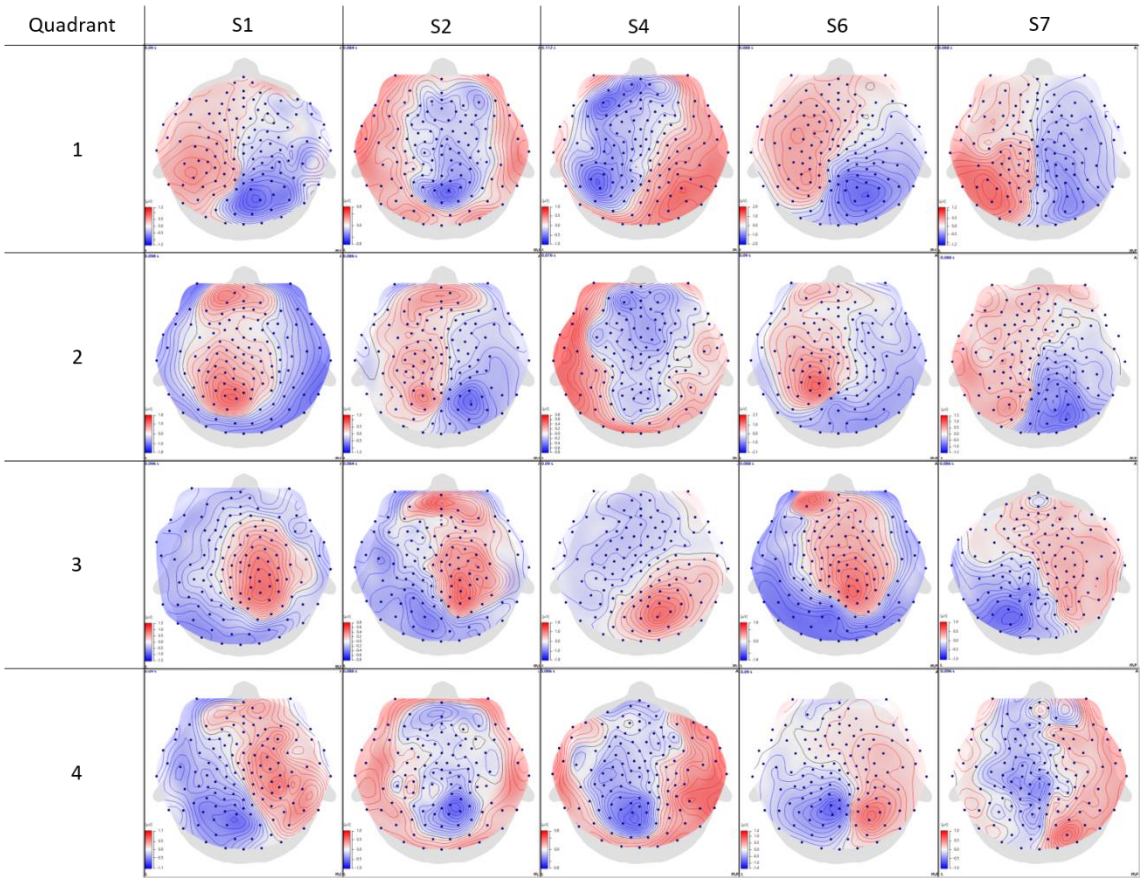
Anhang 1: Übersichtstabelle über die Anzahl verworfener Kanäle und gemittelter Events je Proband und Quadrant eines enzephalographischen Systems. Die verworfenen Kanäle des kombinierten MEG- und EEG-Systems beziehen sich auf EEG-Kanäle, es wurden keine MEG-Kanäle verworfen. Bei dem stationären EEG wurden grundsätzlich 3 Kanäle verworfen: die zwei EKG-Kanäle und ein Kanal der stellvertretend als EOG-Kanal genutzt wurde. Bei dem mobilen EEG wurde immer mindestens ein Kanal der als EOG-Kanal genutzt wurde verworfen.



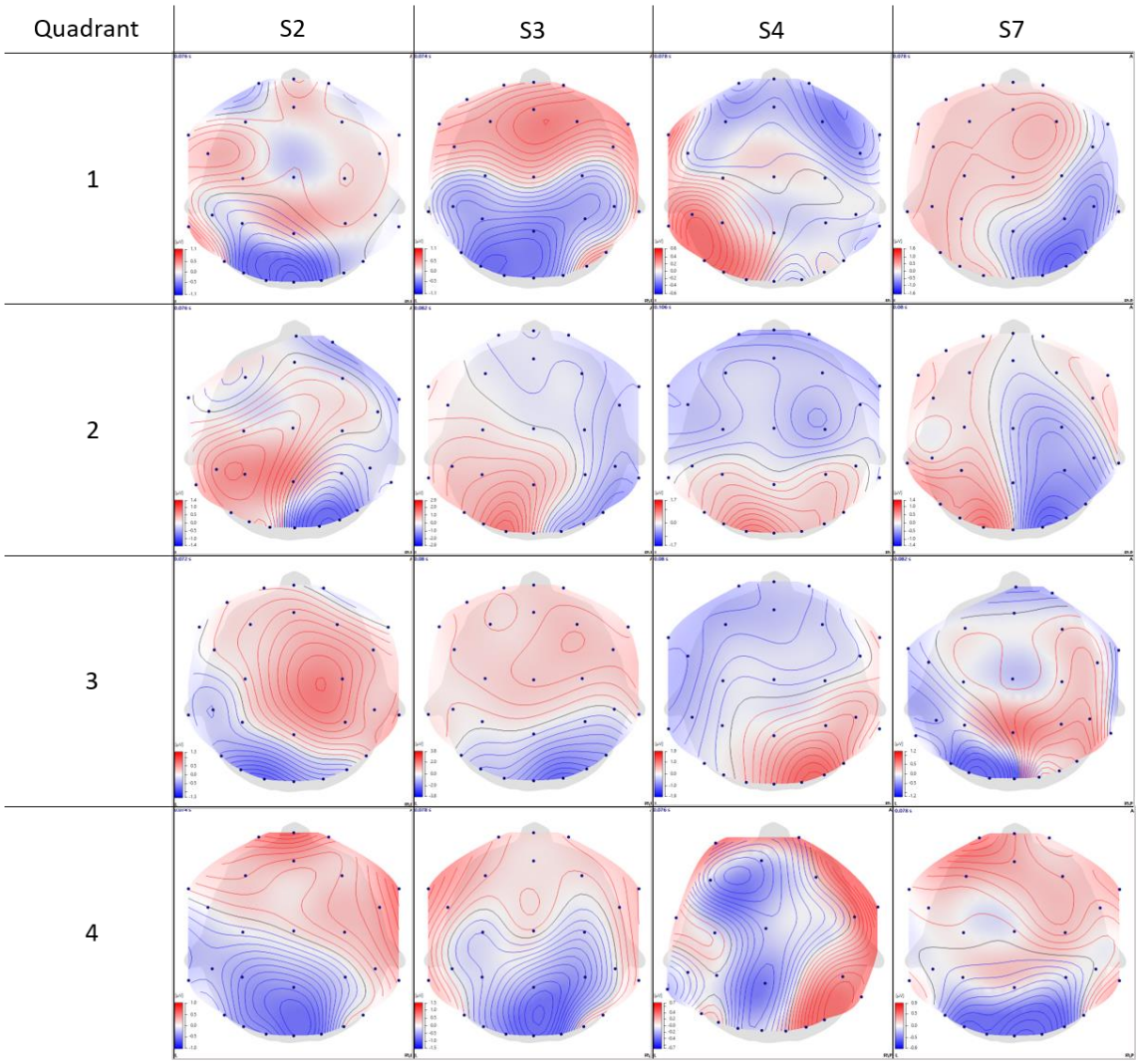
Anhang 2: Überblick aller Topographien der kombinierten MEG- und EEG-Messung je nach stimulierten Quadrant und Proband. Die linke Spalte zeigt jeweils die MEG-Topographie, die rechte Spalte die EEG-Topographie. Das obersteTopographienpaar zeigt die Verteilung auf Basis der gemessenen Daten, in der Mitte sieht man die Topographien, die der berechnete Dipol erzeugt und die jeweils unteren Topographien zeigen die Differenz der Signal- und Quellentopographien.



Anhang 3: Übersicht aller Topographien, der VEF- (oben) und VEP- (unten) Komponente, die mit der kombinierten MEG- und EEG-Messung aufgezeichnet wurden. Die Topographien wurden den Probanden und Quadranten entsprechend angeordnet.



Anhang 4: Übersicht aller Topographien, der VEP-Komponente, die mit der stationären EEG-Messung aufgezeichnet wurden. Die Topographien wurden den Probanden und Quadranten entsprechend angeordnet.



Anhang 5: Übersicht aller Topographien, der VEF-Komponente, die mit der mobilen EEG-Messung aufgezeichnet wurden. Die Topographien wurden den Probanden und Quadranten entsprechend angeordnet.