



Blockpraktikum Psychophysik, Neurosensorik und auditorische Signalverarbeitung

Protokoll zum am 13.02. bis 14.02.
durchgeführten Versuch im
Fortgeschrittenenpraktikum Physik



vorgelegt von
Jannes Janssen & Max Möller

betreut durch
Till Habersetzer

Oldenburg, den 16. Oktober 2024

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
2 Theoretische Grundlagen	1
2.1 Messverfahren	1
2.2 Anatomische Grundlagen	2
3 Versuchsdurchführung	4
3.1 Kalibrierung	4
3.2 Vorbereitung des Probanden	5
3.3 Messung im MEG	7
4 Auswertung	7
4.1 Verarbeiten der gemessenen Daten	7
4.2 Ergebnisse	8
4.3 Diskussion	15
Literaturverzeichnis	17
Abbildungsverzeichnis	18
Tabellenverzeichnis	18

1 Einleitung

Für die Quellenlokalisierung von elektrischen Aktivitäten im Gehirn spielt mit der üblichen Methode, der Elektroenzephalografie (EEG), die Konduktivität des Schädelknochens eine essenzielle Rolle. Meist verbleibt für die Bestimmung dieser Größe nur der Vergleich mit gängiger Literatur. Um sich hiervon zu lösen und möglichst realistische Kopfmodelle zu erzeugen, schlagen Antonakakis u. a. [1] vor, das von der Schädelknochenkonduktivität abhängige EEG mittels der von dieser Leitfähigkeit weitgehend unabhängigen, dafür aber aufwendigeren Magnetoenzephalografie (MEG) zu kalibrieren. Ziel des Versuches in diesem Blockpraktikum ist es, die Quellenlokalisierung per MEG durchzuführen und so einen Teil der Vorgehensweise Antonakakis' zu replizieren.

In diesem Versuch werden Probanden elektrisch am Unterarm stimuliert, während sie mit einer EEG und MEG untersucht werden. Mit Hilfe eines unabhängig von der Stimulation durch Magnetresonanztomografie (MRT) aufgenommenen Bildes des Gehirns und der Messdaten aus EEG und MEG kann so der zerebralen elektrischen Aktivität ein genauerer Ort innerhalb des Gehirns zugewiesen werden.

2 Theoretische Grundlagen

Zunächst soll die dem Versuch zugrundeliegende physikalische und anatomische Theorie erläutert werden, um ein Fundament für die Durchführung sowie die spätere Auswertung zu schaffen.

2.1 Messverfahren

Diesem Versuch liegen die drei unterschiedlichen Messverfahren EEG, MEG und MRT zugrunde, welche im Folgenden kurz beschrieben und in ihrer Anwendung für den Versuch dargestellt werden. Die MRT ist ein bildgebendes Verfahren, mit welchem hier lediglich eine anatomische Veranschaulichung des jeweils untersuchten Gehirn erzeugt werden soll, um in dieser die später zugeordneten Orte zerebraler Aktivität darstellen und lokalisieren zu können. Auf die Funktionsweise der MRT wird nicht weiter eingegangen, da diese nicht Versuchsrelevant ist. Die EEG und MEG basieren beide darauf, dass die Neuronen im Gehirn bei Aktivität einen kleinen elektrischen Strom erzeugen. Dies kann indirekt durch die in Abschnitt 2.2 dargestellten Zusammenhänge messbar gemacht werden. Die anatomischen Mechanismen hinter der Messmethodik werden in Kapitel 2.2 weiter erläutert.

Die Messung der entstehenden Potentialdifferenzen der Pyramidenzellen erfolgt bei der EEG durch mehrere Elektroden. Der Schädelknochen beeinflusst die Weiterleitung des elektrischen Feldes ~~der Potentialdifferenzen~~ und führt so aufgrund seiner geringen Leitfähigkeit zu einer ungenauerer Messung durch die Elektroden. Diese werden mit Hilfe einer Kappe am Kopf des Probanden befestigt. Kerninstrument der Untersuchung ist allerdings die MEG, weshalb diese im Folgenden genauer betrachtet wird. Die MEG misst, komplementär zur EEG, die durch den Strom entstehenden magnetischen Felder. Die entstehenden Felder sind unabhängig vom Schädelknochen, aber sehr schwach und daher schwer von diversen Störsignalen zu unterscheiden. Daher benötigt die MEG einen weitaus komplexeren Aufbau als die EEG, denn für genaue Messungen ist es essenziell, dass sich die MEG in einem elektromagnetisch abgeschirmten Raum befindet. Zum Messen der Felder werden Gradiometer und Magnetometer verwendet. Das verwendete MEG „Elekta Neuromag Triux“ besitzt 102 Sensoretriplets aus jeweils einem Magneto- und zwei orthogonalen Gradiometern. Während die Magnetometer jeweils die Ausprägung eines magnetischen Feldes messen, messen die Gradiometer hingegen den Gradienten des Feldes. Die in den Sensoren enthaltenen Supraleiter setzen eine Temperatur von maximal 8 K voraus, was die Nutzung einer aufwendigen Helium-Kühlung erfordert.

2.2 Anatomische Grundlagen

Die Elektrode zur Stimulation der Probanden wird jeweils einige Zentimeter unter dem Handgelenk an der Innenseite des Unterarms befestigt. Hier verläuft der Nervus Medianus, welcher einen großen Teil der Unterarmmuskulatur motorisch innerviert. Der Nerv ist auch für die sensible Innervation der radialen Hälfte der Handinnenfläche und Fingerspitzen des Daumens, Zeige- und Mittelfingers verantwortlich.

Eine Erregung im Gehirn lässt sich auf eine Erregung der entsprechenden Neuronen zurückführen. Für die Messung dieser Aktivität sind hier die Pyramidenzellen essenziell relevant, welche ihren Namen durch das konisch geformte Soma erhalten. Diese sich im Kortex befinden Zellen sind dicht und parallel zueinander angeordnet. Werden nun mehrere dieser Zellen gleichzeitig aktiviert, so addieren sich die erzeugten Ströme, wodurch diese Summe gegenüber der zu geringen Einzelströme messbar wird. Das von der EEG und MEG gemessenen Signal lässt sich hauptsächlich auf das exitatorische (EPSP) oder inhibitorische postsynaptische Potential (IPSP) dieser Zellen zurückführen [2]. Die Summe dieser Potentiale erzeugt einen messbaren elektrischen Dipol, der entlang der Pyramidenzellen, orthogonal zur Kopfhaut ausgerichtet ist.

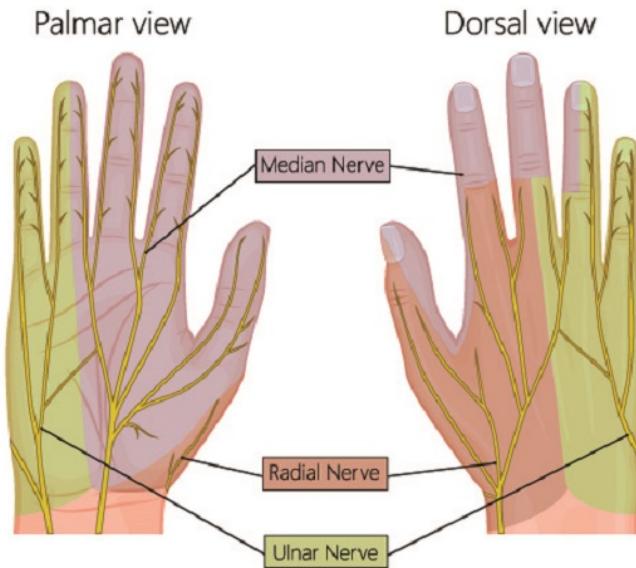


Abbildung 1: Darstellung des Innervationsgebiets des Nervus Medianus [3].

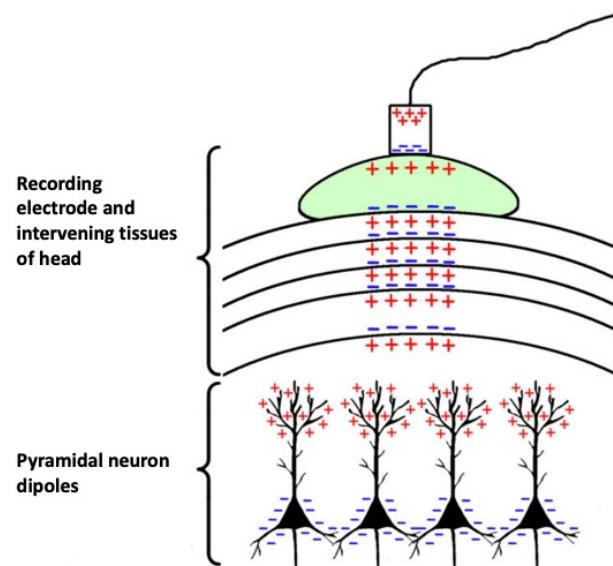


Abbildung 2: Elektrischer Dipol der Pyramidenzellen und dessen Weiterleitung durch Gewebe und Dielektrikum (Türkis) zur Elektrode [4].

Der Homunculus ist ein neuroanatomisches Modell. Es beschreibt den Zusammenhang zwischen den unterschiedlichen sensorischen Arealen des Körpers und ihrem Ort im somatosensorischen Kortex. Dieser befindet sich im Gyrus postcentralis, welcher die Hirnwindung posterior der Zentralfurche des Gehirns ist. Eine Visualisierung hierzu ist in Abbildung 3 zu sehen. Nach dem Modell des Homunculus ist zu erwarten, dass eine Stimulation des Nervus Medianus zu einer Erregung im superioren Teil des Gyrus postcentralis führt.

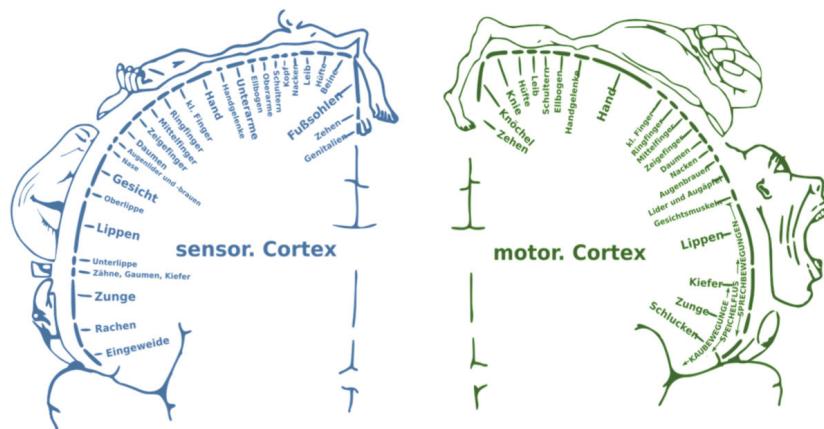


Abbildung 3: Visualisierung des neuroanatomischen Modells des Humunculus [5]

3 Versuchsdurchführung

Im Folgenden wird die Durchführung des Versuchs beschrieben, an die sich eine Darstellung der Ergebnisse anschließt. Der Versuch wurde mit zwei Probanden mit unterschiedlicher Händigkeit durchgeführt: Rechts für den ersten und Links für den zweiten Probanden.

3.1 Kalibrierung

Zunächst muss die Reizschwelle am Nervus Medianus des Probanden ermittelt werden. Der Nerv wird über eine an der Innenseite des Handgelenks angebrachte Elektrode mehrfach stimuliert, wobei der Strom inkrementell von 150 mA, bei einer konstanten Spannung von 150 mV, bis zur Empfindlichkeitsschwelle erhöht wird. Der Proband hat hierbei keine Information über den Auslösungszeitpunkt der Stimulation, um Placeboeffekte zu vermeiden. Wird ein Reiz im Daumen des Probanden wahrgenommen, wird die genaue

Schwelle in kleineren Schritten ermittelt. Der tatsächliche Stimulationsstrom beträgt das Dreifache des vorher ermittelten Schwellwerts.
Die folgenden Tabellen stellen das jeweilige Protokoll der beiden Probanden zur Ermittlung der Reizschwelle dar. Die Elektrode zur Stimulierung wurde beim ersten Probanden am rechten Arm befestigt, im Gegensatz zum zweiten Probanden, bei welchem nach mehreren Durchläufen kein Reiz wahrgenommen wurde und die Elektrode daraufhin am linken Arm befestigt wurde.

Spannung in mV	Strom in mA	Reizwahrnehmung
150	150	Nein
150	170	Nein
150	200	Ja, im Daumenbereich
150	190	Ja, im Daumenbereich
150	180	Nein
150	570	Reiz ist akzeptabel

Tabelle 1: Protokoll des ersten Probanden

Spannung in mV	Strom in mA	Reizwahrnehmung
150	170	Nein
150	200	Ja, im Daumenbereich
150	190	Nein
150	600	Reiz ist akzeptabel

Tabelle 2: Protokoll des zweiten Probanden

3.2 Vorbereitung des Probanden

Zusätzlich zum 64 Kanal EEG werden den Probanden weitere 6 Elektroden pro Ohr, 6 Elektroden im Gesicht und ein Elektrokardiogramm befestigt. Die Ohrelektroden werden als weitere Messelektroden verwendet, während die Gesichtselektroden und das Elektrokardiogramm verwendet werden, um in erster Linie Artefakte durch die Augenbewegung und kardiologische Aktivität zu erkennen und bei der Verarbeitung der Daten herausfiltern zu können. Um ein Modell des Kopfes und der genauen Position der Elektroden zu erstellen, werden mit einem elektronischen Stift und mit Hilfe eines Brillengestells markante anatomische Punkte und die Kontur des Kopfes digitalisiert. Das so entstandene Modell kann so später mit einem durch MRT entstandenem dreidimensionalen Bild koregistriert werden.

Die Kontaktflächen der Haut zu den Elektroden wird zunächst mit Alkohol gereinigt und anschließend mit einem abrasiven Gel weiter gereinigt. Die Elektroden werden ebenfalls mit Gel befüllt, um die gemessene Impedanz zu minimieren. Die zum EEG zusätzlich angebrachten Elektroden werden entsprechend der folgenden Abbildungen 4 und 5 befestigt.

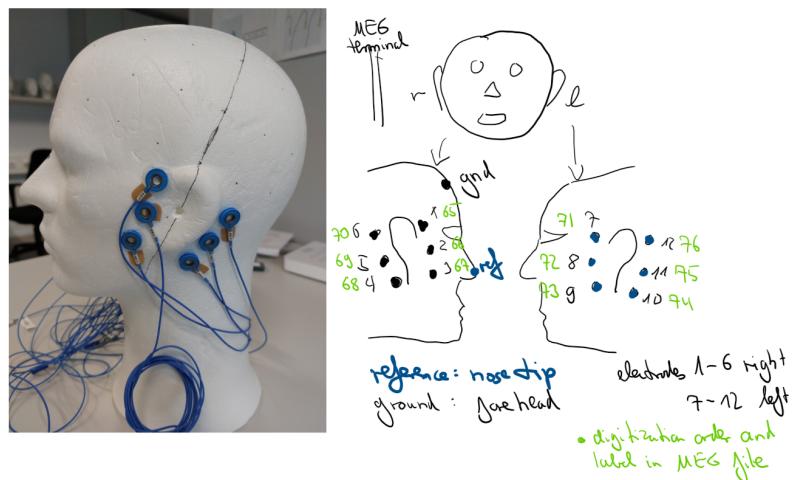


Abbildung 4: Anordnung der Elektroden im Bereich des Ohrs: links Beispieldhaft an einem Modelkopf, rechts mit entsprechender Elektrodennummer, Reihenfolge und eingezeichneter Referenzelektrode und er Nasesnspitze

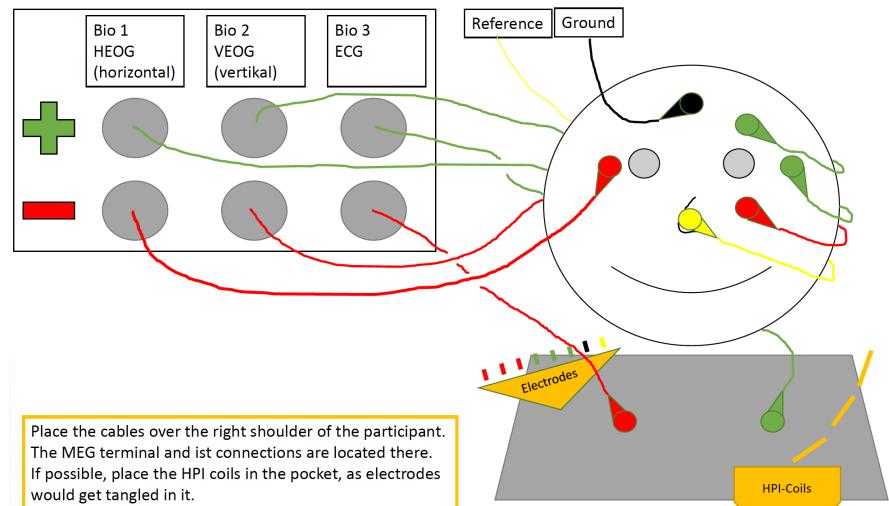


Abbildung 5: Anordnung der Elektroden im Bereich des Gesichts

3.3 Messung im MEG

Nach seiner Vorbereitung wird der Proband mit der gesamten Ausstattung im MEG platziert und dort innerhalb von ca. 10 min insgesamt 1400 am Handgelenk mal stimuliert. Während dieser Zeit konnte der Proband ein Video seiner Wahl zu sehen bekommen und wurde instruiert seine Augen offen zu halten um die sonst auftretenden Alphawellen zu vermeiden. Abbildung 6 zeigt einen der beiden Probanden fertig zur Messung im MEG.



Abbildung 6: Proband im MEG

4 Auswertung

4.1 Verarbeiten der gemessenen Daten

Durch Verarbeitung der Rohdaten mithilfe der bereitgestellten Matlab-Skripte wird zunächst das Störsignal herausgefiltert. Die Daten werden im Bereich von [20 Hz, 250 Hz] mit einem Bandpass gefiltert und die Netzfrequenz bei 50 Hz, 100 Hz, 150 Hz, 200 Hz per Bandstoppfilter zusätzlich entfernt. Die so bereinigten Messdaten werden zur Unterteilung auf das Intervall [-50 ms, 150 ms] um den Stimulationszeitpunkt epochiert, um eine differenzierte Analyse der Daten zu ermöglichen. Bei der darauffolgenden Baselinekorrektur wird für jede der Epoche das entsprechende Offset korrigiert, indem das Baseline Intervall von [-50 ms, 0 ms] auf Null gesetzt wird und Ausreißer werden anhand einer zu großen Differenz eines sogenannten z-Wertes ausfindig gemacht und

entfernt. Abschließend wird der Messwert jeder Epoche gemittelt, um ein zusammenhängendes resultierendes Signal pro Sensor, sogenannte somatosensorische evozierte Felder (SEF) beim MEG und somatosensorische evozierte Potentiale (SEP) beim EEG, zu erhalten.

4.2 Ergebnisse

Nach einer ausführlichen Vorverarbeitung können aus den Daten der einzelnen Sensoren nun Aussagen über die Hirnaktivität hergeleitet werden. Eine Darstellung der einzelnen Signale des MEG ist in der Abbildung 7 zu finden, welche die Zusammensetzung aller Magnetometer des zweiten Probanden beinhaltet. Das Ergebnis eines einzelnen Sensors wird zusätzlich in Abbildung 9 präsentiert. Abbildungen Abbildung 8 und Abbildung 10 stellen das jeweilige Äquivalent der EEG dar. Da diese Abbildungen keinen guten Aufschluss über die Messwerte der einzelnen Sensoren darbietet, wurde auf die analogen Abbildungen für Gradiometer, EEG und die des ersten Probanden verzichtet.

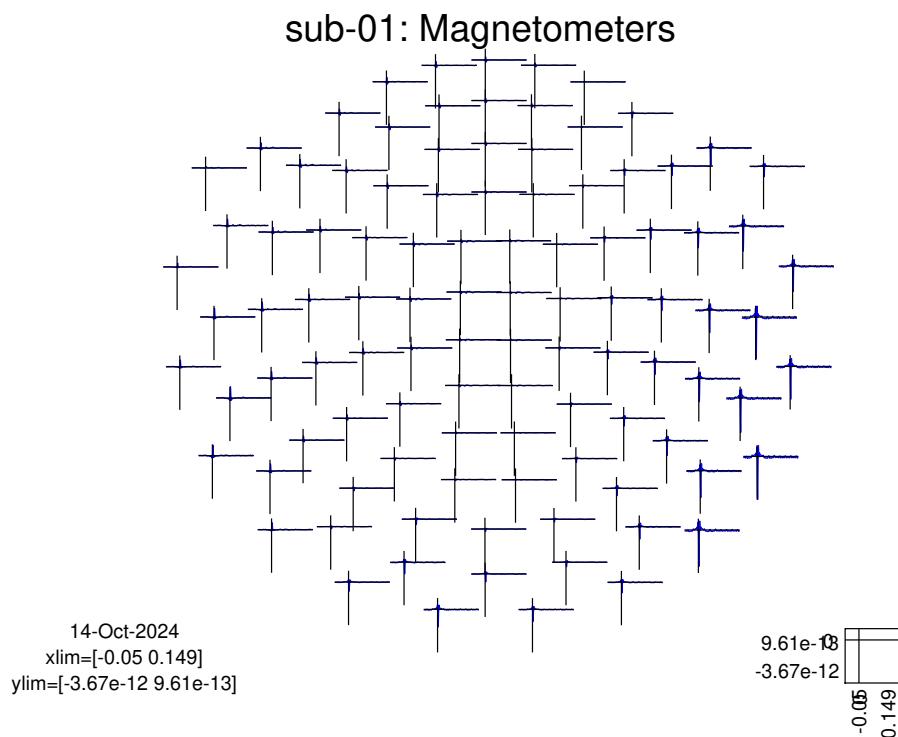


Abbildung 7: Signale der Magnetometer des MEG als grobe Übersicht.

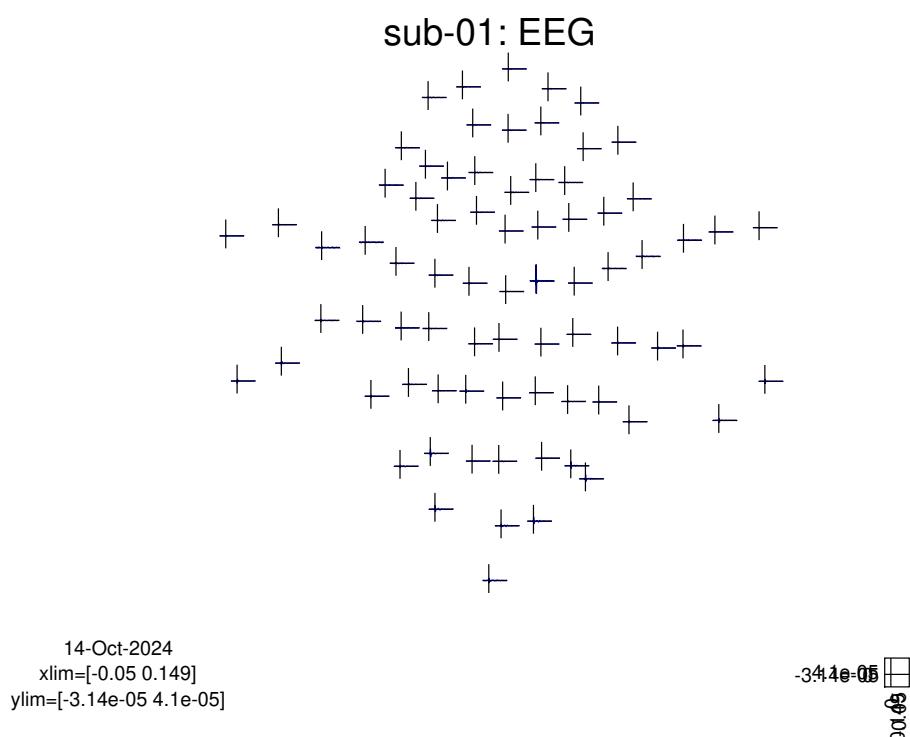


 Abbildung 8: Signale der Elektrode des EEG als grobe Übersicht.

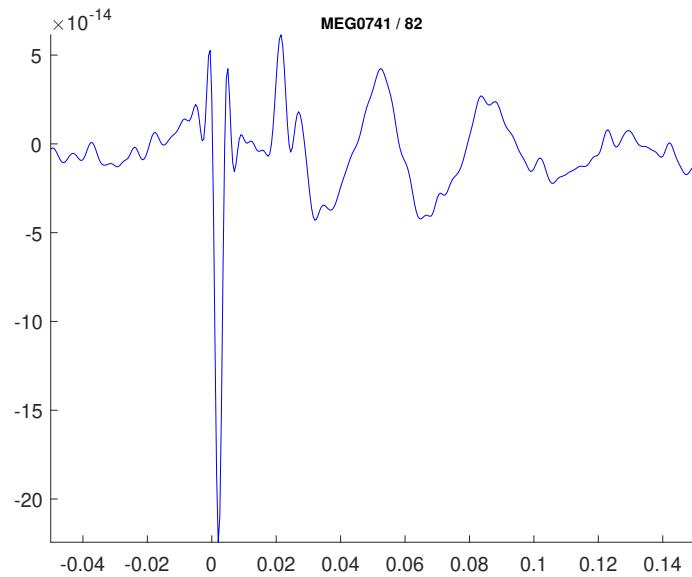


Abbildung 9: Einzelnes Magnetometer mit hoher Aktivität. Der extreme Tiefpunkt ist Artefakt der elektrischen Stimulation des Probanden.

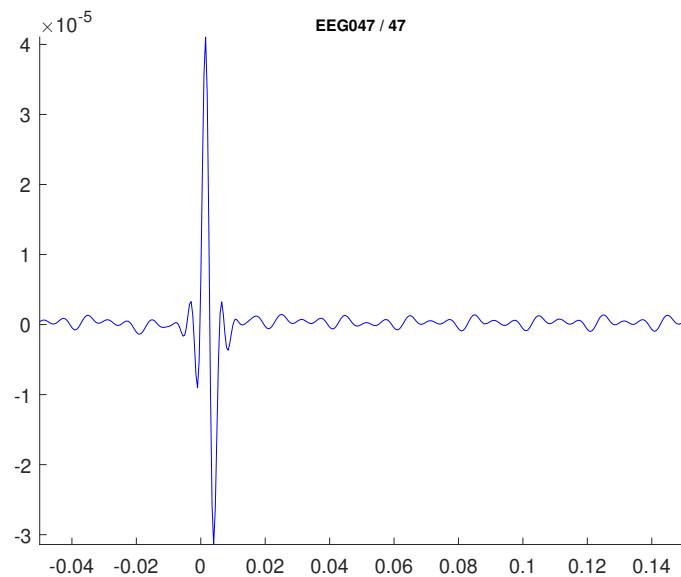


Abbildung 10: Einzelne Elektrode mit hoher Aktivität.

Eine übersichtlichere Darstellung lässt sich durch ein dreidimensionales Modell der MEG und EEG Sensoren erstellen. In den topographischen Plots der Abbildungen 11 bis 14 werden die Daten der Sensoren beider Probanden räumlich modelliert und jeweils von oben betrachtet, während die Blickrichtung der Probanden parallel zur Blattebene ebenfalls nach oben gerichtet ist. Die rote Färbung deutet hier auf eine höhere gemessene Aktivität der jeweiligen Sensoren.

Abbildungen 11 und 13 stellen jeweils die unterschiedlichen Arten von Sensoren der Reihe nach dar, von links nach rechts: Magnetometer, 2 Gradiometer und die EEG-Elektroden. Es ist wichtig anzumerken, dass die Signale der Magneto- und Gradiometer aufgrund ihrer Funktionsweise anders zu interpretieren sind als die EEG-Elektroden. Die Signale der Gradiometer werden derart kombiniert, dass die verschiedenen Richtungen ihrer Gradienten in einem Vektor zusammengefasst werden, dessen Norm den zu betrachtenden Wert liefert, welcher ein Maß für die Hirnaktivität liefert, welchen man topographisch plotten kann. Plots dieser Art sind in den Abbildungen 12 und 14 dargestellt. Hier korreliert ein erhöhter Messwert, erneut in rot dargestellt, mit einem Ort an dem eine erhöhte Hirnaktivität vorhanden ist. Das Modell stellt jedoch immer noch nur die entsprechenden Sensoren da und gibt keinen genauen Aufschluss auf den konkreten Ort im Gehirn, aus dem die Aktivität entsteht. Zur Quellenmodellierung wird ein weiteres Skript verwendet, welches auf Basis des über einen anatomischen Scan gelegten Kopfmodells und der Aktivität der Sensoren, die Quelle der Hirnaktivität als Dipol ermitteln kann.

Um die Quellenlokalisierung durchzuführen, muss zunächst das Resultat der MRT Aufnahmen mit den abgetasteten Markern des Kopfes koregistriert werden. Der Peak im Zeitsignal nach etwa 20 ms wird durch eine Quelle modelliert, welche sich so kortikal im somatosensorischen Cortex befindet. Die Quellenlokalisierung wird nicht für das EEG durchgeführt, da sie zu rechenaufwändig ist und die zur Verfügung stehenden Computer nicht über die notwendigen Kapazitäten verfügen. Die Ergebnisse der Quellenlokalisierung werden in den Abbildungen 15 bis 18 dargestellt.

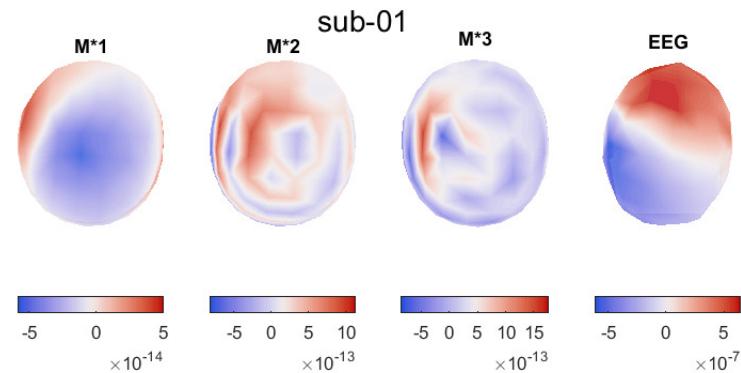


Abbildung 11: Topographischer Plot der Aktivität der einzelnen Sensoren des ersten Probanden, von links nach rechts: Magnetometer, 2 Gradiometer und die EEG-Elektroden

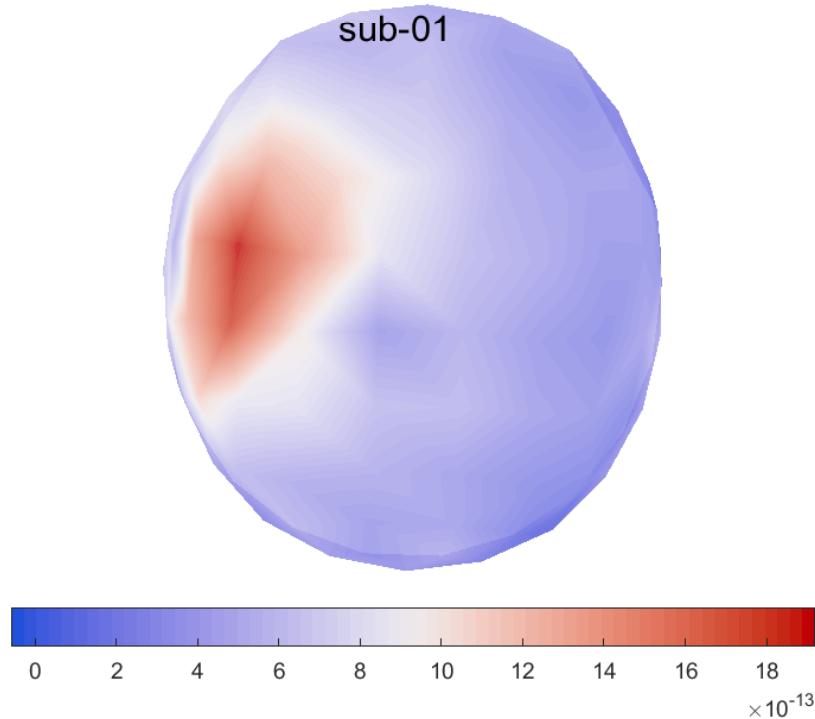


Abbildung 12: Topographischer Plot der kombinierten Gradiometer des ersten Probanden

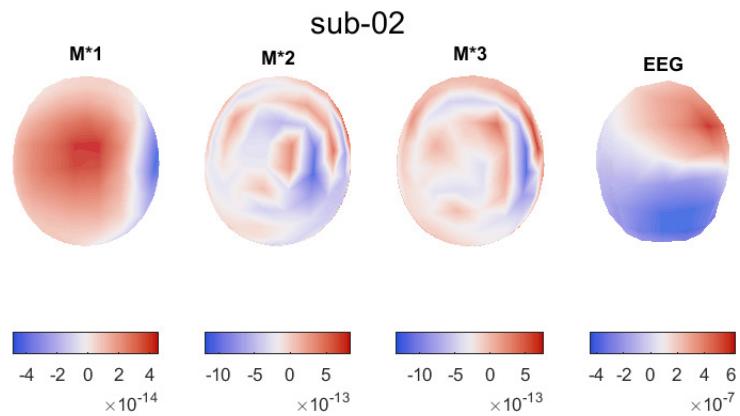


Abbildung 13: Topographischer Plot der Aktivität der einzelnen Sensoren des zweiten Probanden, nämlich von links nach rechts: Magnetometer, 2 Gradiometer und die EEG-Elektroden

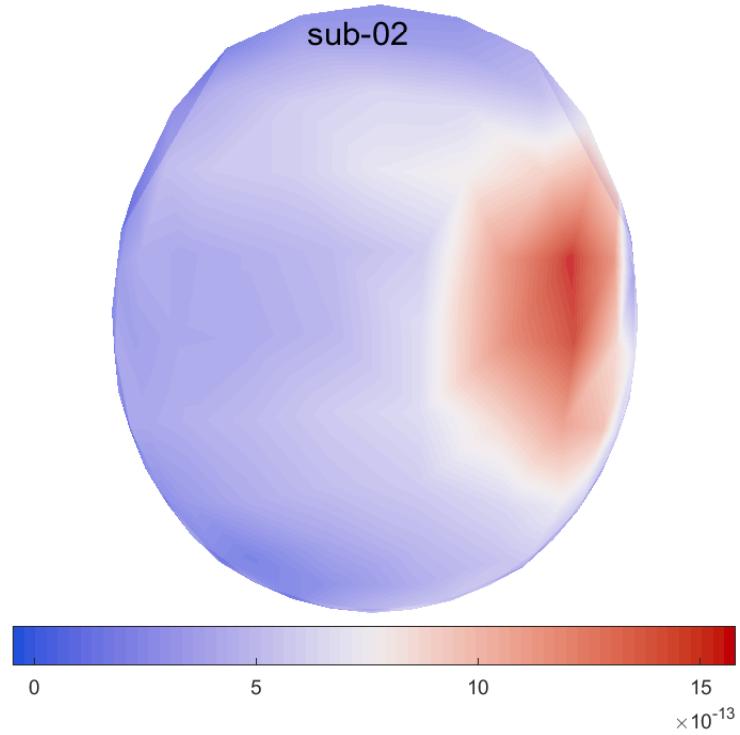


Abbildung 14: Topographischer Plot der kombinierten Gradiometer des zweiten Probanden



Abbildung 15: MRT Scan des ersten Probanden mit eingezeichneten Dipolen der Magnetometer (grün) und Gradiometer (rot)

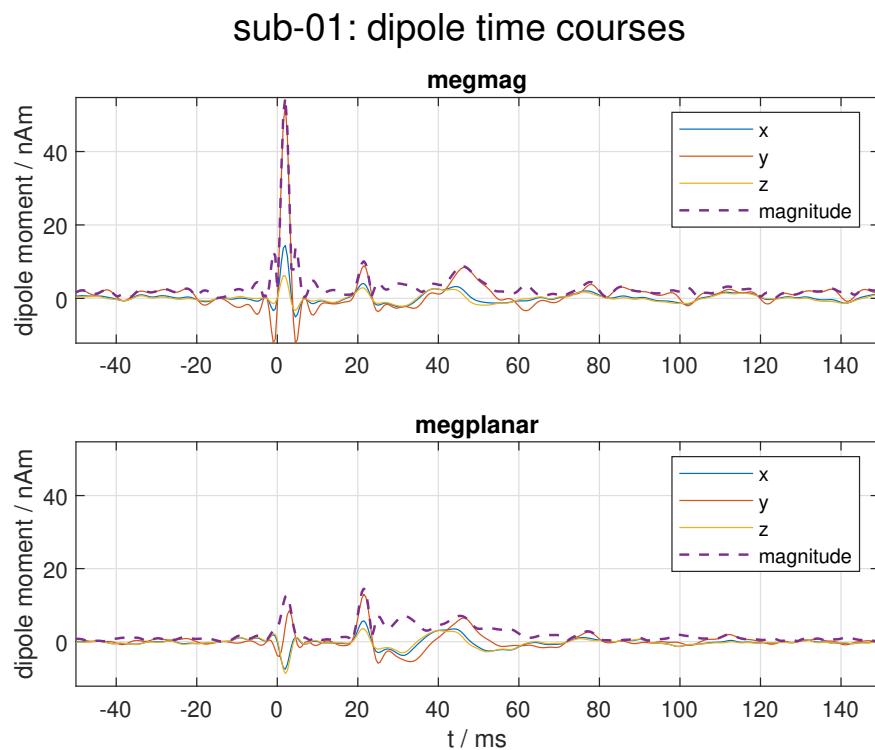


Abbildung 16: Zeitserie des Dipols des ersten Probanden

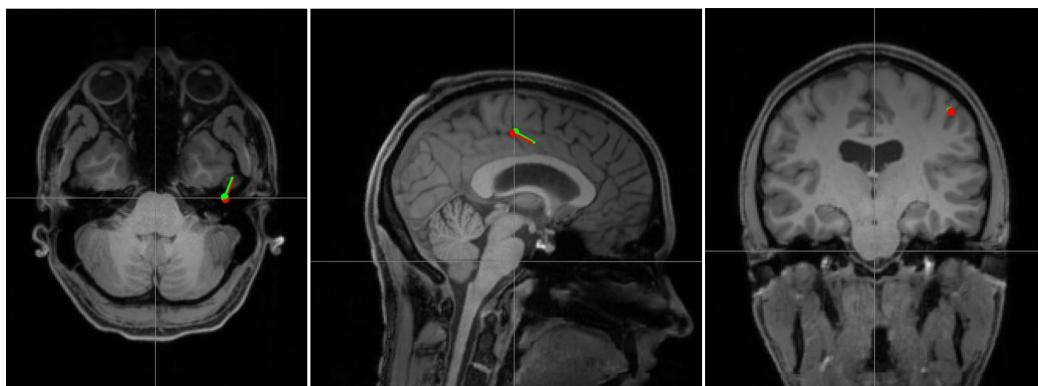


Abbildung 17: MRT Scan des zweiten Probanden mit eingezeichneten Dipolen der Magnetometer (grün) und Gradiometer (rot)

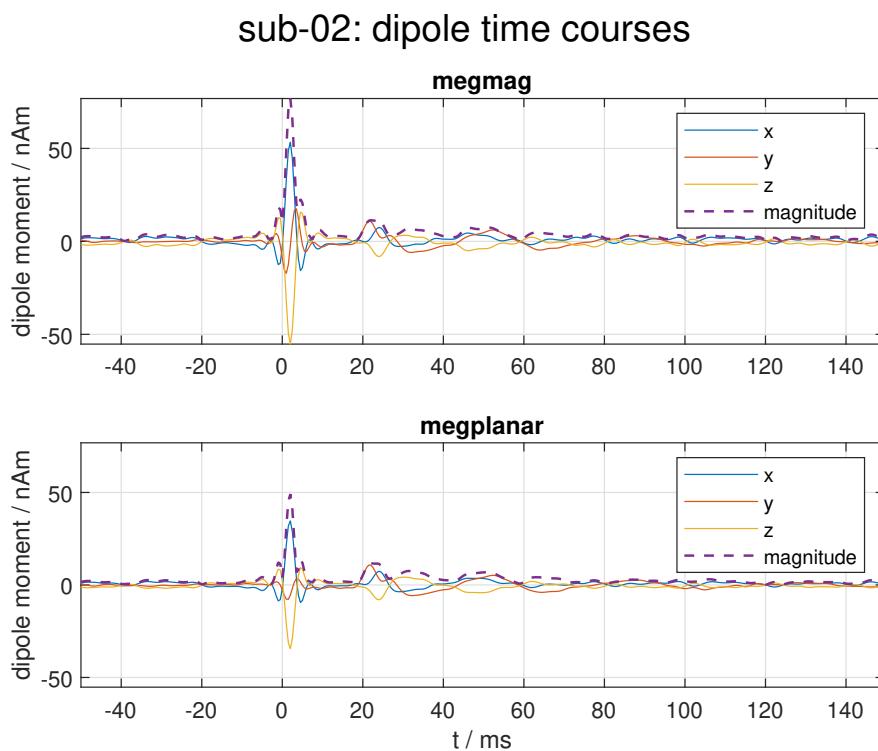


Abbildung 18: Zeitserie des Dipols des zweiten Probanden

4.3 Dikussion

Die in den in den MRT Bildern (Abbildung 15 und 17) eingezeichneten Marker (rot und grün) entsprechen den berechneten Dipolquellen. Basierend auf den anatomischen Grundlagen in Kapitel 2.2,

wird erwartet den Ursprung der Hirnaktivität im oberen Teil des Gyrus post-centralis zu lokalisieren, was durch einen Output des Matlabskriptes bestätigt wird. Ein markanter Unterschied der Abbildungen ist die Seite auf der die Dipolquelle auftritt, was sich auf die Händigkeit der Probanden zurückführen lässt. Die Kontralateralität ist deutlich zu erkennen. Der erste, rechtshändige Proband hat eine Aktivität in der linken Hirnhälfte und der zweite, links-händige Proband in der rechten Hirnhälfte. Um Antonakakis' Herangehensweise auf Validität zu überprüfen fehlt die entsprechende Quellenlokalisierung durch die Resultate der EEG Sensoren. Die Daten der MEG entsprechen den Erwartungen und sollten nach erweiterter Filterung entsprechend des zweiten Probanden ein solides Fundament für folgende Versuche geben.

Literatur

- [1] Marios Antonakakis u. a. „Inter-Subject Variability of Skull Conductivity and Thickness in Calibrated Realistic Head Models“. In: *NeuroImage* 223 (2020), S. 117353. ISSN: 1053-8119. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2020.117353>.
- [2] Florin Amzica und Fernando H. Lopes da Silva. *Niedermeyer's Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields* (7 edn). Oxford University Press, 2017.
- [3] biology dictionary. *Median Nerve*. URL: <https://biologydictionary.net/median-nerve/> (besucht am 04.09.2024).
- [4] Karri Haen Whitmer. *The Electroencephalogram*. URL: <https://iastatepressbooks.pub/curehumanphysiology/chapter/eeg/> (besucht am 04.09.2024).
- [5] Dr. med. Ibrahim Güler u. a. URL: <https://flexikon.doccheck.com/de/Homunculus> (besucht am 11.10.2024).

Abbildungsverzeichnis

1	Darstellung des Innervationsgebiets des Nervus Medianus [3].	3
2	Elektrischer Dipol der Pyramidenzellen und dessen Weiterleitung durch Gewebe und Dielektrikum (Türkis) zur Elektrode [4].	3
3	Visualisierung des neuroanatomischen Modells des Humunculus [5]	4
4	Anordnung der Elektroden im Bereich des Ohrs: links Beispieldhaft an einem Modelkopf, rechts mit entsprechender Elektrodennummer, Reihenfolge und eingezeichneter Referenzelektrode and er Nasesnspitze	6
5	Anordnung der Elektroden im Bereich des Gesichts	6
6	Proband im MEG	7
7	Signale der Magnetometer des MEG als grobe Übersicht.	8
8	Signale der Elektrode des EEG als grobe Übersicht.	9
9	Einzelnes Magnetometer mit hoher Aktivität. Der extreme Tiefpunkt ist Artefakt der elektrischen Stimulation des Probanden.	10
10	Einzelne Elektrode mit hoher Aktivität.	10
11	Topographischer Plot der Aktivität der einzelnen Sensoren des ersten Probanden, von links nach rechts: Magnetometer, 2 Gradiometer und die EEG-Elektroden	12
12	Topographischer Plot der kombinierten Gradiometer des ersten Probanden	12
13	Topographischer Plot der Aktivität der einzelnen Sensoren des zweiten Probanden, nämlich von links nach rechts: Magnetometer, 2 Gradiometer und die EEG-Elektroden	13
14	Topographischer Plot der kombinierten Gradiometer des zweiten Probanden	13
15	MRT Scan des ersten Probanden mit eingezeichneten Dipolen der Magnetometer (grün) und Gradiometer (rot)	14
16	Zeitserie des Dipols des ersten Probanden	14
17	MRT Scan des zweiten Probanden mit eingezeichneten Dipolen der Magnetometer (grün) und Gradiometer (rot)	15
18	Zeitserie des Dipols des zweiten Probanden	15

Tabellenverzeichnis

1	Protokoll des ersten Probanden	5
---	--	---

2	Protokoll des zweiten Probanden	5
---	---------------------------------	---