



**Blockpraktikum:  
Psychophysik, Neurosensorik  
und  
auditorische Signalverarbeitung**

Protokoll zum MEG-Lab

von  
Julius Carta  
Svea Hagemann

Durchführung: 19. und 20. September 2022

Abgabe: 12. März 2023

Betreuer: Till Habersetzer

# **Inhaltsverzeichnis**

<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2 Theorie</b>	<b>1</b>
2.1 Cochlea . . . . .	1
2.2 Akustische Signale . . . . .	1
2.3 Elektroenzephalografie: EEG . . . . .	2
2.4 Magnetenzephalografie: MEG . . . . .	4
<b>3 Versuch</b>	<b>6</b>
3.1 Methoden und Versuchsdurchführung . . . . .	7
3.2 Datenanalyse . . . . .	9
3.3 Auswertung . . . . .	11
<b>4 Diskussion</b>	<b>12</b>
<b>5 Quellen</b>	<b>13</b>

# 1 Einleitung

In diesem Versuch werden die Aspekte der Reizentstehung in der Cochlea und die Weiterleitung an die zuständigen Hirnareale untersucht. Dabei werden drei verschiedene Stimuli betrachtet und die Reizantworten mittels MEG gemessen. Die Unterschiede dieser werden anschließend mithilfe von Matlab analysiert und eine Quellenanalyse durchgeführt. Erwartet wird eine Lokalisation der Quelle im auditorischen Kortex.

## 2 Theorie

In diesem Bereich wird etwas näher auf die im Versuch benutzten Messmethoden (EEG, MEG) sowie die Anatomie der Cochlea und die benutzten akustischen Signale eingegangen, um ein besseres Verständnis des Versuchs und der späteren Auswertung zu erreichen.

### 2.1 Cochlea

Für das Experiment ist der Aufbau des Innenohrs, speziell der Cochlea relevant. Sie befindet sich hinter dem Mittelohr und ist physisch mit dem ovalen Fenster verbunden. Die Cochlea ist ein knöcherner Gang, welcher sich in einer Spiralförmig zweimal um sich selbst windet. Im Inneren lässt sie sich in drei Gänge unterteilen, der Vorhoftreppe (Scala vestibuli), dem Schneckengang (Ductus cochlearis) und der Paukentreppe (Scala tympani). Die Basilmembran trennt Schneckengang und Paukentreppe und beherbergt das Corti-Organ. Dort liegen vier Reihen von zwei unterschiedlichen Haarzellen vor. Man unterteilt die Haarzellen in drei äußere und eine innere Haarzellen. Die äußeren Haarzellen können durch eine Zu- oder Abnahme ihrer Länge die Aktivität einer einlaufenden Welle verstärken. Die inneren Haarzellen können die mechanische Schwingung einer Welle in ein elektrisches Signal umwandeln. Dies geschieht, indem durch ein Auslenken der Basilmembran die Haarzellen umgeknickt werden. Zusätzlich ist die Cochlea mit einer lymphähnlichen Flüssigkeit gefüllt, deren Zusammensetzung je nach Gang leicht unterschiedlich sein kann. Durch die Flüssigkeit breitet sich die Welle aus, welche am Eingang des Innenohrs am ovalen Fenster erzeugt wird. Die Form des Kanals und die Membranelastizität sind für die Resonanz-eigenschaften des Systems verantwortlich. Der Durchmesser des Ganges nimmt vom ovalen Fenster ab, zusätzlich verliert die Basilmembran an Festigkeit und wird tiefer im Kanal nachgiebiger. Die Resonanz-eigenschaften der Basilmembran unterscheiden sich demnach abhängig vom Abstand zum ovalen Fenster. In der Nähe des ovalen Fensters, ist die Basilmembran stabil und gibt wenig nach, dieser Bereich wird besonders bei hohen Frequenzen ausgelenkt. Tiefer im Kanal wird die Basilmembran elastischer und ist daher für die tiefen Frequenzen resonant. Auch die lymphähnliche Flüssigkeit unterstützt dies, da sie durch ihre zähflüssige Eigenschaft bei hohen Frequenzen versteift und die Wellen somit nicht bis in das Innere vordringen können. Durch Wellen mit einer tiefen Frequenz hingegen versteift die Flüssigkeit weniger und die Wellen können tiefer eindringen. Demnach ist es anatomisch bedingt, dass bei tiefen Frequenzen die Nervenimpulse erst mit einer Verzögerung entstehen, da sie erst am Ende des Gangs einen elektrischen Reiz hervorrufen.

### 2.2 Akustische Signale

Für das Experiment wurden drei unterschiedliche akustischen Signale verwendet, ein upchirp mit einer steigenden Momentanfrequenz von 100 Hz bis 10 kHz, ein downchirp mit einer fallenden

Momentanfrequenz von 10 kHz bis 100 Hz und einem Klicken, welches das gesamte Frequenzspektrum abdeckt. Der upchirp erzeugt eine maximale Erregung der Cochlea, der downchirp hingegen verringert die Reizdauer der Cochlea um 4ms. Das Klicken verringert, ähnlich wie der downchirp, die Reizdauer der Cochlea. Die akustischen Signale wurden den Probanden in einem Intervall von 350 ms vorgespielt. Zusätzlich gab es noch eine zufällige Schwankung der Intervalllänge um 50 ms. Die Lautstärke der Signale war abhängig von der zuvor ermittelten Hörschwelle.



## 2.3 Elektroenzephalografie: EEG

Beim EEG werden die elektrischen Signale des Gehirns gemessen. Dafür werden Elektroden mit einem leitenden Gel auf der Kopfoberfläche befestigt und dort die elektrischen Potentiale abgeleitet, welche vom Gehirn erzeugt werden. Dabei wird nicht die bioelektrische Aktivität einer einzelnen Zelle erfasst, da dieses Signal viel zu gering und somit nicht messbar wäre, sondern die Summe der Aktivität von ganzen Nervenzellgruppen.

Die elektrischen Potentiale des Gehirns können nicht für tief gelegene Hirnregionen abgeleitet werden, da die Signale nur in einem begrenzten Abstand von der Kopfoberfläche erfasst werden können.

Um die Signale an bestimmten Stellen des Gehirns messen zu können, werden die Elektroden nach einem vorgegebenen System an der Kopfoberfläche angebracht. Dieses wird 10-20-System genannt. Es werden zunächst 4 feste Punkte gewählt: Nasion, Inion und zwei präaurikuläre Punkte an den Ohren. Die Strecke zwischen Nasion und Inion, sowie zwischen den beiden präaurikulären Punkten wird als 100% definiert und die Elektroden in 10% bzw. 20% Schritten auf der Kopfhaut angebracht (Abb. 1). Somit wird die Lage der Elektroden individuell angepasst. Die Elektrodenpositionen sind nach den entsprechenden Hirnregionen bezeichnet (Abb. 1):

- F** frontal (F3, F4, F7, F8, auch frontopolar FP1, FP2)
- Z** zentral (Cz, C3, C4)
- T** temporal (T3, T4, T5, T6 und T1, T2)
- P** parietal (Pz, P3, P4)
- O** okzipital (Oz, O1, O2)

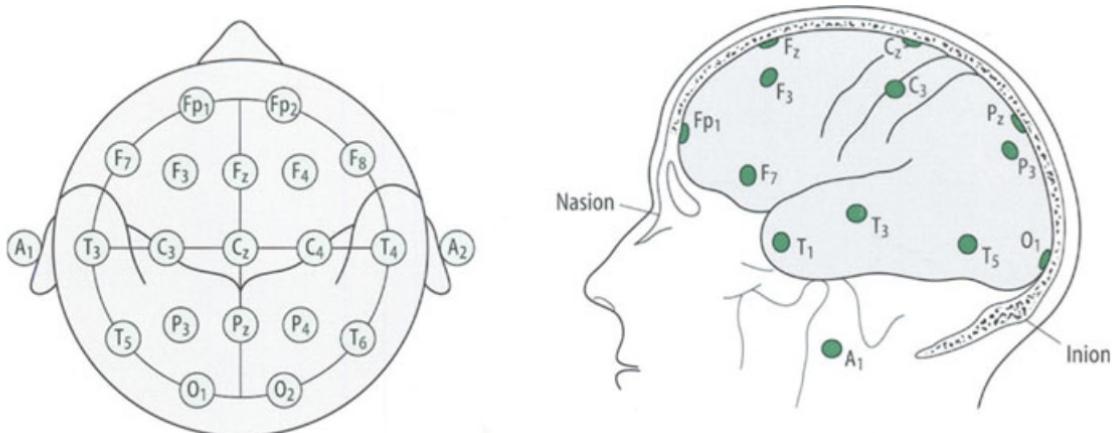
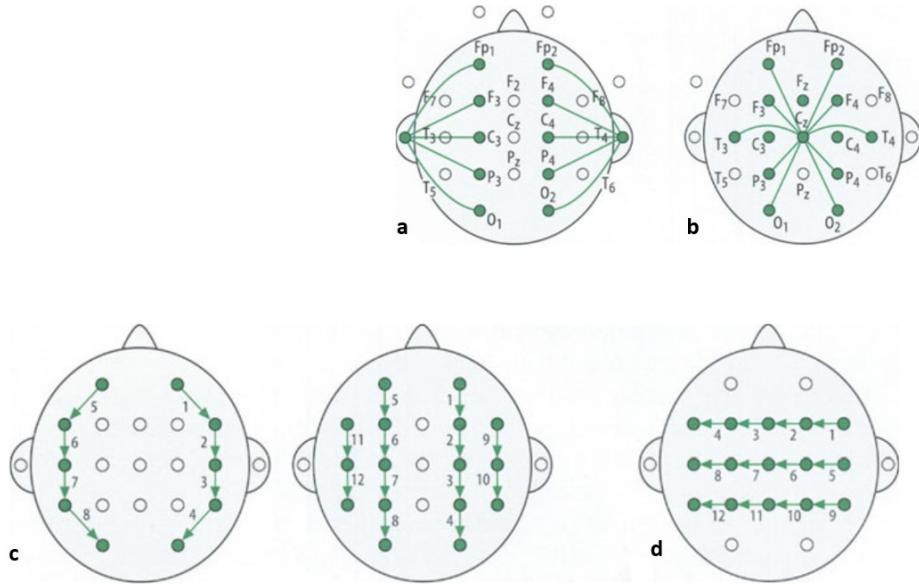


Abbildung 1: Positionen der Elektroden vom EEG [6]

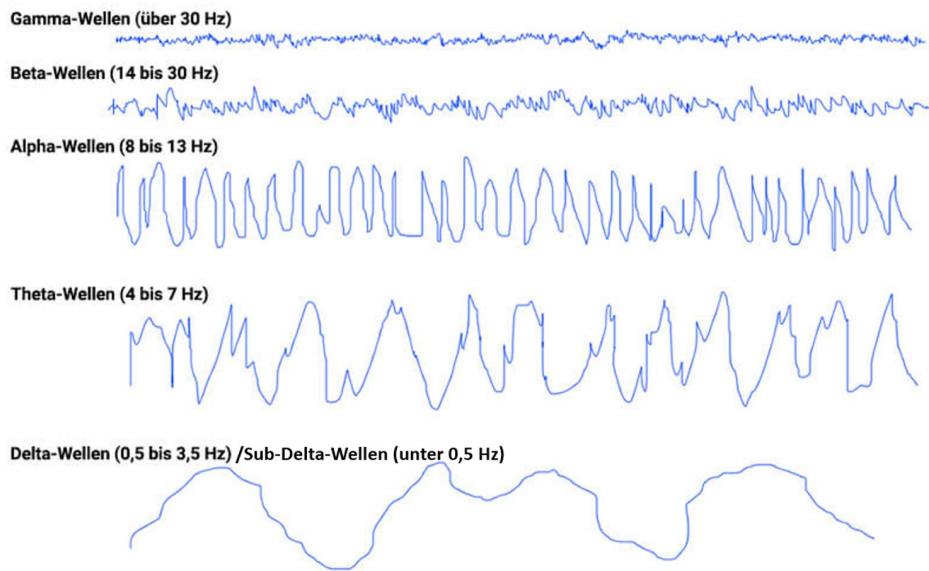
Das gemessene Signal (mindestens 8 Kanäle + EEG-Kanal) wird nach zwei verschiedenen Formen abgeleitet. Entweder durch unipolare Ableitung (Elektroden der Kopfoberfläche werden gegenüber einer Referenzelektrode geschaltet) oder durch bipolare Ableitung (über aktiven Kortexarealen werden zwei Elektronen gegeneinander verschaltet) (Abb. 2).



**Abbildung 2:** Ableitungsformen beim EEG: **a,b**=unipolare Ableitung nach verschiedenen Referenzelektroden, **c**=bipolare Ableitung nach Längsreihen, **d**=bipolare Ableitung nach Querreihen [6]

Die gemessenen Potentiale werden gefiltert. Relevant Potentiale werden verstärkt und störende Artefakte (beispielsweise Bewegungs- und Muskelartefakte) minimiert. Die gemessenen Frequenzen werden weitestgehend in fünf Frequenzbereiche unterteilt (Abb. 3). Die Grundaktivität reicht dabei vom  $\beta$ - bis  $\gamma$ -Bereich und weist charakteristische Aktivitäten für unterschiedliche Hirnregionen auf. Diese werden nach folgenden Kriterien untersucht:

- Frequenz
- Amplitude
- Lokalisation
- Morphologie
- zeitliches Verhalten/Häufigkeit und Ausprägung
- Reagibilität (Reaktion auf verschiedene Bewegungen oder Stimuli)



**Abbildung 3:** Fünf Frequenzbereiche der EEG Signale [6]

Pathologische Aktivitäten zeigen sich durch Veränderungen der Grundaktivität, wie Verlangsamungen (generalisiert oder fokal), epileptische Muster (Spikes, Sharp-waves, Polyspikes, Spike-wave-Komplexe), besondere Muster (Bspw.: Asymmetrien) oder Komamuster.

Klinisch wird das EEG vor allem zur Diagnose von Epilepsie, Enzephalitis (Gehirrentzündung), lokal begrenzte Hirnschädigungen (etwa durch einen Tumor oder eine Verletzung) und Stoffwechselerkrankungen mit Hirnveränderungen genutzt. Es kann aber auch bei der Überprüfung von Schlafstörungen (Untersuchung im Schlaf auftretender Wellenformen, wie Vertexwellen, Schlafspindeln, K-Komplexe, etc.), Überwachung der Hirnströme während einer Narkose und zur Feststellung des Hirntods eingesetzt werden.

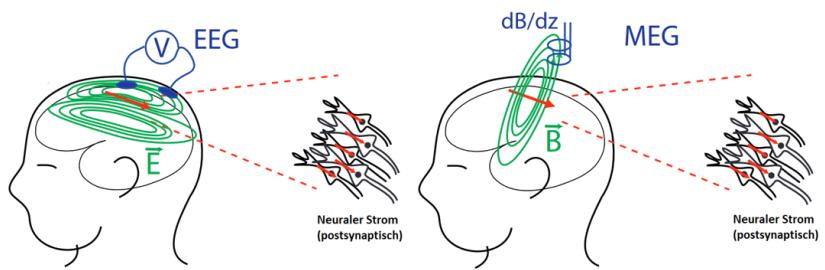
In der Forschung wird das EEG für vielseitige Experimente mit unterschiedlichen Reizen und Versuchsaufbauten eingesetzt. Hier besteht ein sehr viel breiteres Spektrum der Nutzung von EEG-Daten als in der Klinik.

## 2.4 Magnetenzephalografie: MEG

Das MEG ist wie das EEG ein nicht invasives Messverfahren zur Untersuchung der Gehirnaktivität (Abb. 4). Dafür werden die vom Gehirn erzeugten Magnetfelder aufgezeichnet und analysiert. Diese entstehen durch elektrische Ströme im Gehirn, welche Dipole bilden und somit kleine Magnetfelder erzeugen (Abb. 5). Die gemessenen Magnetfelder liegen normalerweise im Femtotesla Bereich und sind etwa eine Milliarde mal kleiner als das Erdmagnetfeld. Um diese kleinen Felder messen zu können, ist ein Raum nötig, welcher äußere Magnetfelder möglichst genau abschirmt. Wie beim EEG wird auch bei diesem Verfahren nicht die Aktivität einer einzelnen Nervenzelle gemessen, sondern es müssen etwa 10 000 Nervenzellen gleichzeitig aktiv sein (was etwa  $10^{-5}$  V entspricht), um ein messbares Potential an der Kopfoberfläche zu erzeugen. Diese Menge an Nervenzellen entspricht etwa  $1 \text{ mm}^3$  des Kortexvolumens, welches aktiv sein muss. Eine Messung der tieferen Hirnsignale ist nur bedingt möglich, da das Signal dabei nicht ausreichend stark an der Kopfoberfläche ankommt, um dieses messen zu können (ähnlich zum EEG).

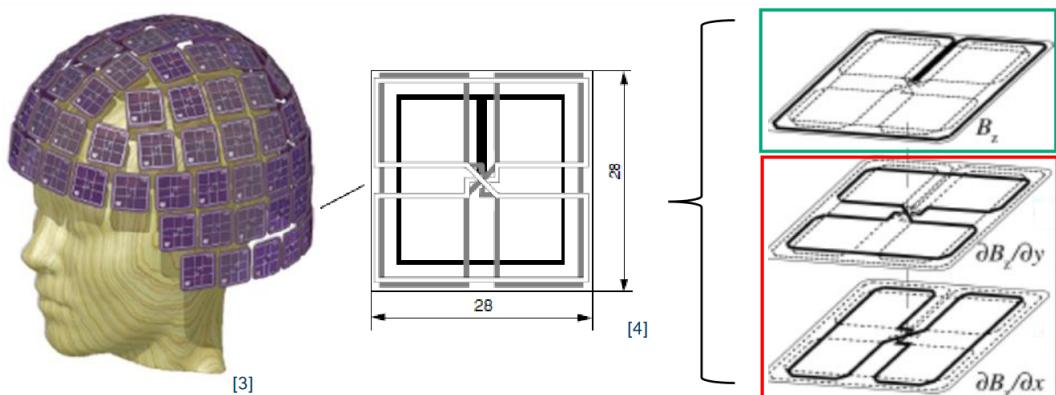


**Abbildung 4:** MEG Gerät in Oldenburg



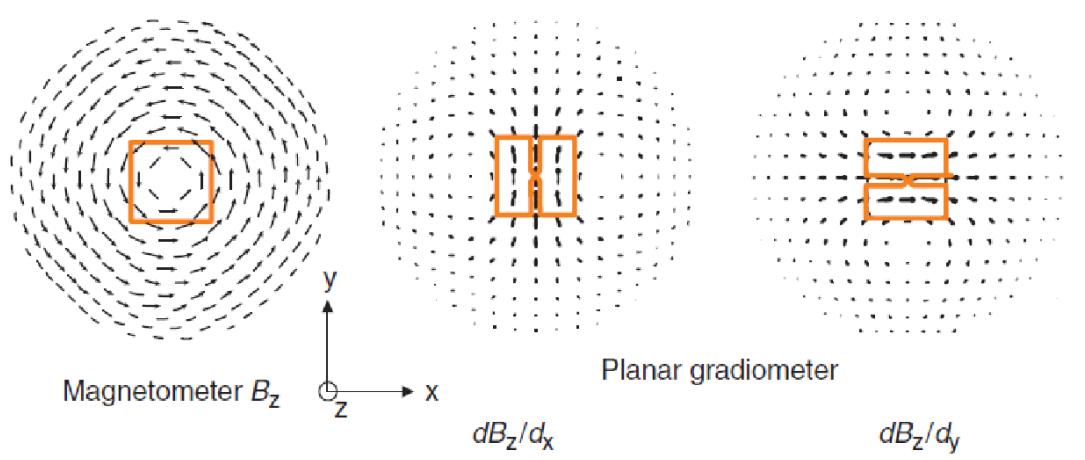
**Abbildung 5:** Vergleich der beiden Messmethoden EEG (elektrisches Feld) und MEG (magnetisches Feld durch elektrische Dipole) des postsynaptisch neuralen Stroms [11]

Die Messung erfolgt anhand von verschiedenen Sensoren, welche fest im Gerät verbaut sind. Diese sind um den Kopf verteilt und werden, anders als beim EEG, nicht individuell an die Kopfform angepasst. Insgesamt handelt es sich um 306 Sensoren, welche sich aus 102 Triple-Sensoren zusammensetzen. Diese enthalten jeweils ein Magnetometer und zwei planare Gradiometer (Abb. 6).



**Abbildung 6:** Anordnung MEG Sensoren (Grün= Magnetometer, Rot= planare Gradiometer) [11]

Das Magnetometer misst das generelle Magnetfeld und ist sehr sensitiv für alle Signale, wodurch es ziemlich verrauscht ist. Die planaren Gradiometer messen das Magnetfeld in einem bestimmten Fokus und sind besonders sensitiv gegenüber Magnetfeldern, die direkt unter ihnen liegen. Dadurch entsteht bei Quellen direkt unter diesen ein Maximum im gemessenen Signal. Die verschiedenen Sensoren messen also unterschiedliche Feldkomponenten des vom Gehirn erzeugten Magnetfeldes (Abb. 7).



**Abbildung 7:** Gemessene Feldkomponenten der einzelnen Sensoren [12]

Die gemessenen Signale ähneln denen vom EEG und weisen auch charakteristische Formen, beispielsweise bei Epilepsiepatienten, auf. Das MEG wird klinisch nur sehr selten eingesetzt und kommt hauptsächlich zur weiteren Diagnose von Epilepsiepatienten, deren Anfallsleiden nicht medikamentös behandelt werden kann, zum Einsatz. Das MEG hilft dabei, die Hirnstrukturen, welche Anfallsleiden verursachen, für eine anstehende Gehirnoperation genauer lokalisieren zu können als durch eine reine EEG-Untersuchung.

In der Forschung wird das MEG unter anderem verwendet, um zu untersuchen, welche Hirnregionen unmittelbar für die Verarbeitung von Berührung, Hören, Sehen und Bewegung zuständig sind. Dabei werden verschiedene Experimente durchgeführt, wobei die Signalantwort auf unterschiedliche Stimuli aufgezeichnet und ausgewertet wird.

Die Daten werden mittels Computerprogrammen gefiltert und ausgewertet. Um die aktiven Hirnregionen aus den Messwerten ermitteln zu können, wird noch ein bildgebendes Verfahren, wie ein MRT, benötigt. Dadurch werden die gemessenen Daten mit der individuellen Hirnanatomie des Probanden in Verbindung gebracht. Die MEG-Ergebnisse werden auf die kernspintomografischen Schichtbilder des Kopfes gelegt, wodurch ein 3D-Modell der gemessenen magnetischen Aktivität im Gehirn entsteht.

Aus diesen Daten kann durch mehrere Analyseschritte unter anderem die Quelle von epileptischen Anfällen oder die Quelle einer Signalantwort auf einen Stimulus gefunden werden.

### 3 Versuch

In dem Versuch wird die Reaktion des Gehirns auf die drei folgenden unterschiedlichen akustischen Signale mithilfe eines MEG und EEG gemessen:

1. Click
2. Upchirp
3. Downchirp

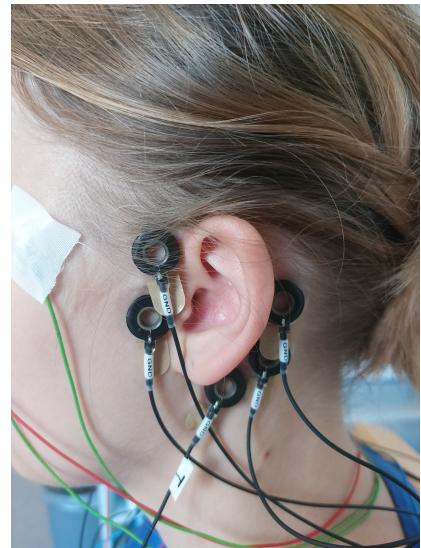
Die Auswertung beschränkt sich auf die Daten des MEG. Auf eine Auswertung der EEG-Daten wurde verzichtet.

### 3.1 Methoden und Versuchsdurchführung

Der Versuch wurde an zwei Probanden (Sub1 & Sub2) durchgeführt, beide Personen haben keine Höreinschränkungen und waren während der Durchführung im Alter von 21 (Sub1) und 24 (Sub2) Jahren. Zunächst wurde bei beiden Versuchspersonen die Hörschwelle gemessen, um die Lautstärke der akustischen Signale einstellen zu können. Die Probanden befinden sich für die Messung der Hörschwelle in der MEG-Kabine und geben an, ob das abgespielte Signal zu hören ist. Durch ein wiederholtes Abspielen des Signals wird sich an die Hörschwelle angenähert. Anschließend wurden die Probanden für die Messung im MEG vorbereitet. Da während der MEG-Messung auch ein EEG aufgezeichnet werden sollte, wurden zunächst die EEG-Elektroden hinter dem Ohr und am Auge geklebt, die Abb. 8 und Abb. 9 zeigen die geklebten Elektroden. Die EEG-Signale sollen bei der Auswertung zur Reduzierung der Artefakte beitragen.

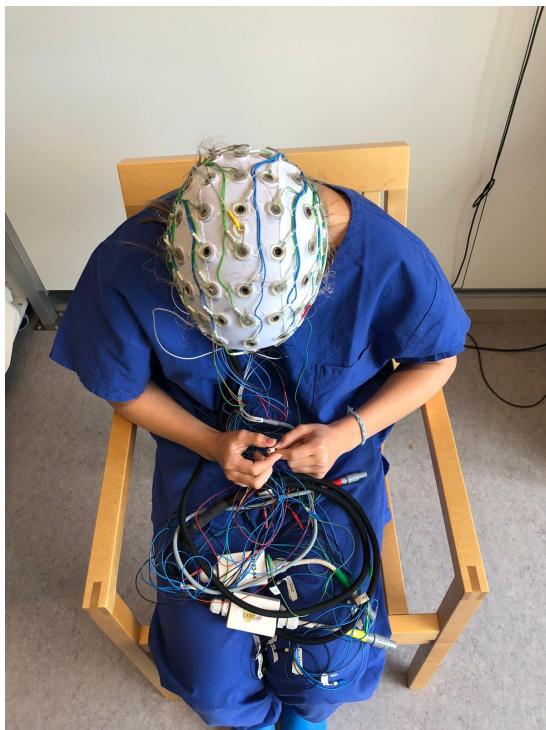


**Abbildung 8:** Die geklebten EEG-Elektroden für das rechte Ohr bei Sub1.



**Abbildung 9:** Die geklebten EEG-Elektroden für das linke Ohr bei Sub1.

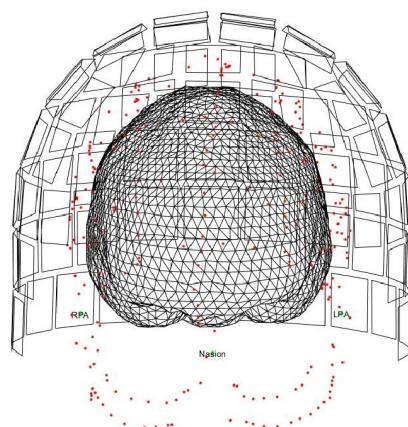
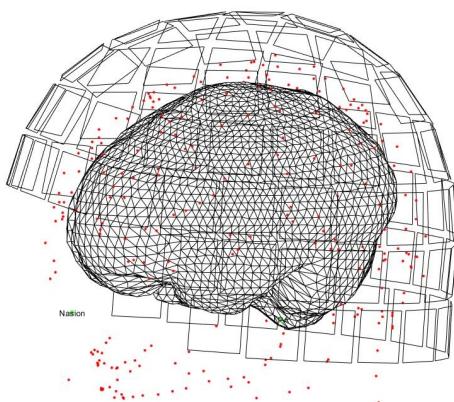
Zusätzlich zu den Elektroden am Ohr und Auge wurde bei Sub1 ein EEG mittels EEG-Haube mit 42 Elektroden gemessen. Abb. 10 zeigt Sub1 mit der EEG-Haube. Da die gewonnenen Daten der EEG-Haube nicht näher relevant waren und das Anbringen zeitintensiv ist, wurde bei Sub2 auf die EEG-Haube verzichtet und lediglich die Elektroden am Ohr und Auge geklebt. Anschließend wurden mit einem Stift Referenzpunkte am Nasion, am linken und rechten Ohr, sowie drei Elektroden am Kopf markiert und digital festgehalten. Zusätzlich wurde die Kopfform mit dem Stift digital festgehalten. Für die Aufnahme der Messpunkte mussten die Probanden eine Brille tragen, welche die Lokalisation des Stiftes erfasst, Abb. 11 zeigt Sub1 mit allen Elektroden und der Messbrille. Die erfassten Referenzpunkte sind in der Abb. 12 zu sehen. Um gegebenenfalls Artefakte der Herzströme zu reduzieren, wird zusätzlich noch ein 3-Kanal-EKG geklebt und während der MEG-Messung aufgenommen.



**Abbildung 10:** Sub1 mit EEG-Haube, bei der mit 42 Elektroden das EEG-Aufgezeichnet wird.



**Abbildung 11:** Sub1 vollständig vorbereitet für die Messung im MEG. Die Brille wird zur Bestimmung der Referenzpunkte benötigt.



**Abbildung 12:** Rekonstruiertes Kopfmodell in lateraler (links) und frontaler (rechts) Ansicht für Sub1. Die erfassten Referenzpunkte sind dabei in rot dargestellt, die Punkte am Nasion, sowie am linken (LPA) und rechten (RPA) Ohr sind schriftlich abgebildet. Zusätzlich zeigt die Abbildung das modellierte Hirn. Die rechteckigen Strukturen um das Hirn sollen die Sensoren des MEG's darstellen.

Beiden Probanden wurden im MEG die akustischen Signale in der Reihenfolge: click, upchirp, downchirp vorgespielt. Die Messzeit betrug 8 Minuten pro Signal, zusätzlich musste für Sub1 die Messung für den up-chirp wiederholt werden, da während der Messung Störgeräusche zu hören waren. Beiden Probanden wurde während der Messung ein Video ohne Ton vorgespielt, welches für die Messung irrelevant war und lediglich von dem akustischen Signal ablenken sollte. Zuletzt wurde, um die Auswertung zu veranschaulichen, für beide Probanden ein T1 gewichtetes MRT Bild aufgenommen.

## 3.2 Datenanalyse

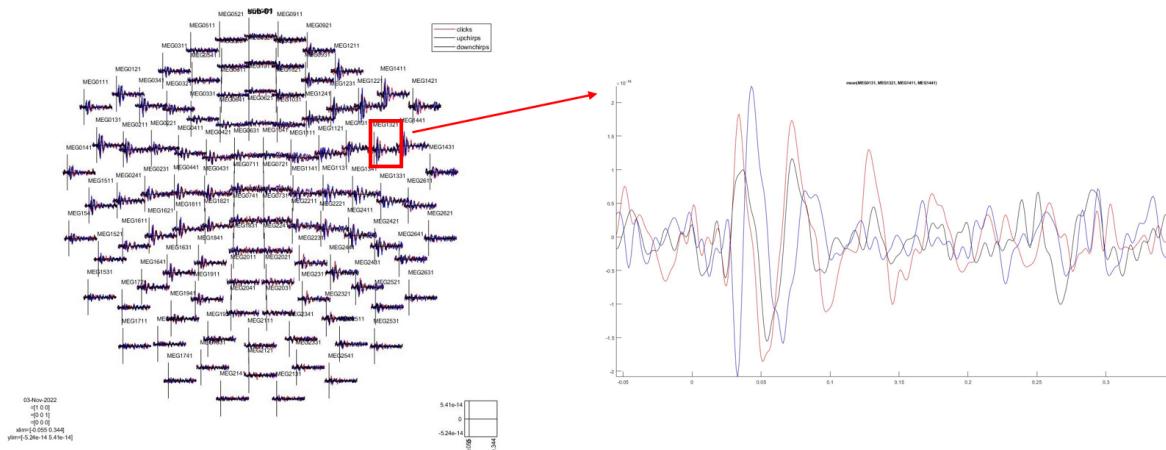
Die Messung mit dem MEG bietet eine nicht invasive Messmethode, um die Anfänge von kortikalen Repräsentationen verschiedener Geräusche zu untersuchen.

Bei der Verarbeitung verschiedener Stimuli im primären kortikalen Kortex entstehen Signale mit verschiedenen Eigenschaften. Diese werden gemessen. Ihre Form variiert je nach Stimulus in Amplitude, zeitlicher Verzögerung und Abstand der Maxima.

Die gemessenen MEG-Signale werden in einem Zeitraum von 50 ms vor dem Beginn des Stimulus bis 350 ms nach Beginn des Stimulus aufgenommen. Mithilfe bereitgestellter Skripte von Fieldtrip werden diese über die Software Matlab ausgewertet. Dabei werden die vorgefertigten Skripte angepasst, sodass sie zu den Daten der Versuchspersonen passen und nur die gewünschten Ergebnisse liefern.

Zuerst werden die Signale mittels eines Bandpassfilters (Bandbreite von 16-120 Hz) gefiltert. Weitere Filter sowie die Einbeziehung gemessener Augenbewegungen und EEG Daten sind möglich, um das Signal-Rausch-Verhältnis noch weiter zu optimieren. Aus Zeitgründen wird die Filterung hier auf das Nötigste beschränkt und die gemessenen EEG-Daten sowie Augenbewegungen werden nicht berücksichtigt.

Sind die Stimuli gefiltert, werden diese für die verschiedenen MEG-Sensoren (und damit für die unterschiedlichen Schädelbereiche) zeitlich aufsummiert und ein mittleres Signal für jeden Sensor gebildet (Abb. 13). Dieses kann für jeden einzelnen Sensor aufgerufen und ausgewertet werden. Dadurch lassen sich beispielsweise Signale beider Hemisphären gut vergleichen.



**Abbildung 13:** Sub1: Links: gefilterte Signale für die verschiedenen MEG Kanäle über den Schädel verteilt, Rechts: Darstellung des Signals an einem Beispielkanal (Signal noch nicht auf relevanten Ausschnitt gekürzt (Länge Signal: 400 ms))

~~Das gemessene Signal wird anschließend in kleinere Abschnitte aufgeteilt und dabei nach Grenzen für den Spitzenpegel und den Gradienten gefiltert, um nur den signifikanten Teil des 400 ms langen Signals zu erhalten. Infolgedessen können etwa 1200 einzelne Sweeps für jeden Stimulus gesammelt werden.~~

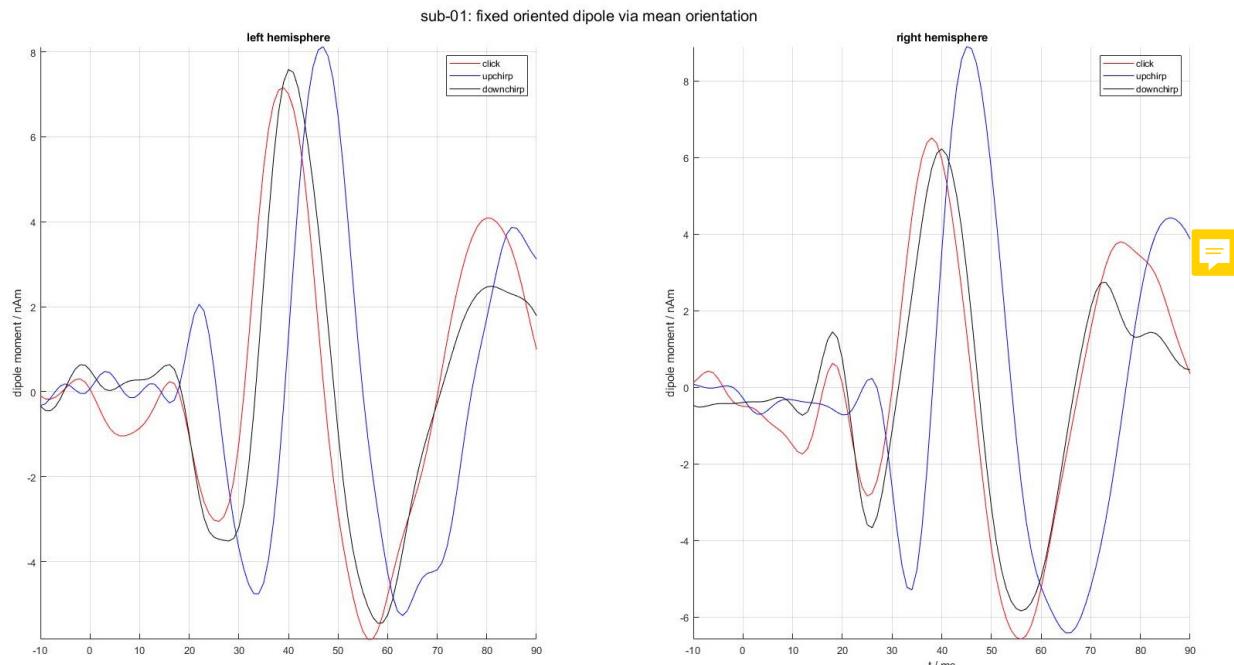
Mithilfe der abgefahrenen Kopfpunkte (Stift) und dem aufgenommenen MRT-Bild kann ein 3D-Modell des Kopfes erstellt werden (Abb. 12), welches als Referenz dient. Dadurch wird die individuelle Anatomie der Versuchsperson über die gemessenen Daten gelegt und eine Quellenanalyse ist möglich.

Die Quellenanalyse erfolgt nach dem Prinzip der Vorwärtsmodellierung. Dabei wird mithilfe des erstellten 3D-Modell des Kopfes ein Dipolfitting durchgeführt. Hierfür wird ein Netz aus kleinen Dreiecken über das 3D-Modell gelegt und der Schädel in dreieckige Intervalle eingeteilt. Durch dieses Verfahren werden etwa 8000 mögliche Dipole als Quelle des Signals ausgewählt. Anschließend wird berechnet, welche Reizantwort durch einen Reiz in den jeweiligen Dipolquellen entstehen würde und diese werden mit dem tatsächlich gemessenen Signal verglichen.

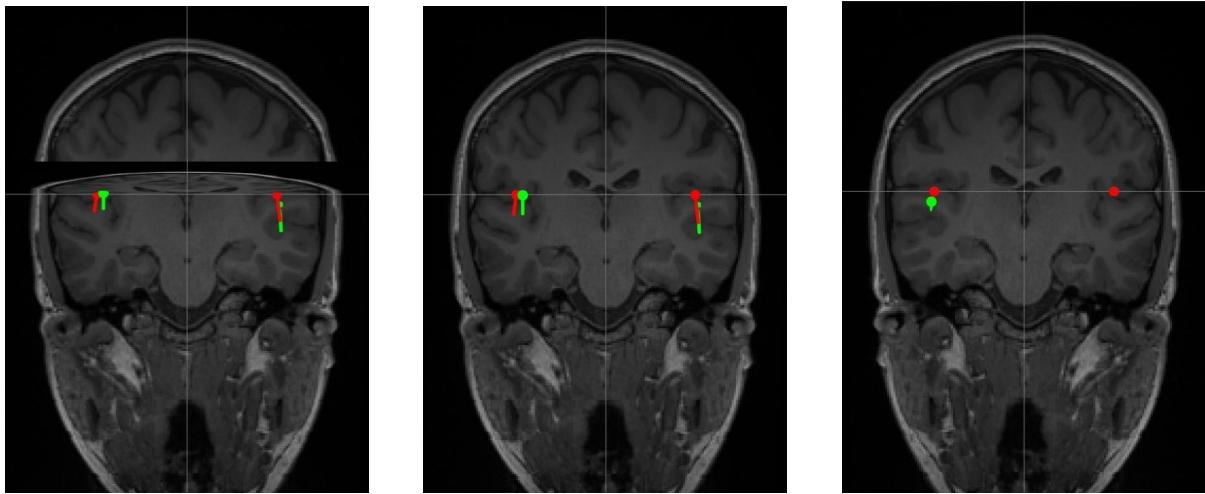
Der Dipol, dessen Signal am besten mit dem gemessenen übereinstimmt, wird vorerst ausgewählt. Anschließend werden in seiner Nähe weitere Dipole mittels einem kleineren Netz generiert. Dieser Vorgang wird wiederholt, bis ein Dipol als bestmögliche Quelle für das gemessene Signal gefunden wird.

Die Reizantwort der gefundenen Quelle wird ausgegeben (Abb. 14) und der Dipol zur Veranschaulichung in die gemessenen MRT-Bilder eingefügt (Abb. 15).

Dadurch kann die individuelle Hirnstruktur bestimmt werden, in welcher sich die Quelle befindet.



**Abbildung 14:** Sub1: erzeugte Wellenform der gefundenen Quelle (Dipol)



**Abbildung 15:** Sub1: Eingefügter Dipol (Quelle) in die aufgenommenen MRT Bilder, Rot= grober Fit, Grün= Fit mit feinerem Netz (dreieckige Intervalle), Quelle Dipol rechte Hemisphäre: Heschl'sche Gyrus, Quelle Dipol linke Hemisphäre: Temporallappen superior

### 3.3 Auswertung

Durch die Weiterleitung des Reizes in der Cochlea an die zuständigen Hirnbereiche entstehen elektrische Reize. Diese erzeugen Dipole, welche anschließend zur Ausbildung eines magnetischen Feldes führen. Unsere auszuwertenden Signale ergeben sich durch die Messung dieses magnetischen Feldes im Bereich des auditorischen Cortex.

Durch die Quellenanalyse der gemessenen Signale werden die Dipole, jeweils für beide Versuchspersonen sowie für die rechte und linke Hemisphäre, bestimmt.

Bei Sub1 wird die Quelle in der rechten Hemisphäre im Heschl'schen Gyrus gefunden. Dieser befindet sich auf dem Dach des Gyrus temporalis superior im Temporallappen und bildet einen Teil des primären auditorischen Cortex (Brodmann Areal 41). Die Quelle in der linken Hemisphäre (Sub1) wird auf den superioren Temporallappen bestimmt. Diese Zuordnung ist weniger exakt als der Heschl'sche Gyrus, liegt aber trotzdem grob im Bereich des auditorischen Cortex. Bei Sub2 wurde die Quelle des Signals rechts auch im superioren Temporallappen ausfindig gemacht, links wurde allerdings keine exakte Hirnstruktur als Quelle gefunden.

Da die Messdaten für Sub1 genauer ausgefallen sind als bei Sub2, werden in der weiteren Auswertung nur die Ergebnisse von Sub1 berücksichtigt.

In den gemessenen Signalen wurden Amplitudendifferenzen sowie Zeitverzögerungen festgestellt, welche auf die Anatomie der Cochlea zurückzuführen sind. Die grobe Form der gemessenen Signale ist für alle Stimuli ähnlich (dreiphasisches Signal: N19m gefolgt von einem großen P30m und einem N40m).

Da die Steifheit der Basilmembran exponentiell mit dem Abstand zur Basis abnimmt, können tiefe Frequenzen erst am Ende der Basilmembran einen Reiz auslösen. Dadurch, dass der Reiz eine gewisse Zeit benötigt, um zum apikalen Ende der Basilmembran zu gelangen, verzögert sich die Reizantwort bei tiefen Frequenzen um mehrere Sekunden. Diese Verzögerung ist auch im gemessenen Signal beim upchirp sichtbar (Abb. 14). Beim upchirp wird die Basilmembran synchronisiert angeregt (wenn die tiefen Frequenzen des Upchirp-Stimulus am apikalen Ende der Cochlea angekommen sind und einen Reiz auslösen, wird der Anfang der Cochlea durch die hohen Frequenzen des upchirp schon erregt). Dadurch wird die exponentielle Zunahme der Steifheit in der Basilmembran kompensiert und die gesamte Membran gleichzeitig erregt. Es entsteht eine Überlagerung der Reize und damit eine maximale Anregung. Diese hat eine erhöhte Amplitude



in der Reizantwort des primären auditorischen Kortex zur Folge (Abb. 14). Beim in der Zeit umgedrehtem Stimulus downchirp wird die Synchronisierung der Basilarmembran dahingegen reduziert. Die Amplitude ist hierbei geringer und der Abstand der Maxima zueinander wird maximal.

Die clicks und downchirps verhalten sich untereinander relativ ähnlich und weisen keine starken Amplitudenunterschiede oder Zeitverzögerungen auf. Da der downchirp mit hohen Frequenzen beginnt und der click alle Frequenzen enthält, werden beim Durchlaufen der Cochlea mit diesen Stimuli erst die hohen Frequenzen an der Base angeregt. Mit dem Fortlaufen des Signals wird die Cochlea nacheinander von den hohen bis zu den tiefen Frequenzen am apikalen Ende stimuliert. Dadurch kommt es nicht zu einer gleichzeitigen Anregung der Cochlea-Areale und die Amplitude des gemessenen Signals wird nicht erhöht.

## 4 Diskussion

Unterschiedliche Ergebnisse der Quellenanalyse in den beiden Hemisphären können durch Messunsicherheiten erklärt werden. Die zu messenden Magnetfelder bewegen sich im Femtotesla Bereich und sind somit etwa eine Milliarde mal kleiner als das Erdmagnetfeld. Durch diesen enormen Größenunterschied kann das Signal trotz der Abschirmung des Raumes, in dem das Gerät steht, von Außen beeinflusst werden. Beispielsweise vorbeifahrende Autos sowie zahlreiche andere Faktoren von Außen können somit Störungen verursachen, welche zu einem Rauschen im Signal führen. Die dadurch entstehende Ungenauigkeit kann auch durch die Nachbearbeitung des Signals, wie zum Beispiel durch verschiedene Filter, nicht vollständig verhindert werden. Auch Bewegungen während der Messung (wie beispielsweise Augenbewegungen oder unbewusste Bewegungen der Gliedmaßen) bewirken Störungen im Signal, welche sich auf das Ergebnis der Messung auswirken können.

Die Unterschiede zwischen den beiden Versuchspersonen können durch die oben genannten Fehlerquellen zustandekommen, aber auch die Tatsache, dass sub2 linkshänder und sub1 rechtshänder ist, kann Unterschiede in den Ergebnissen bewirken. Darüber hinaus können solche Unterschiede auch durch eine ungenaue Abdichtung des Ohrs bei der Messung oder Fehler bei der Bestimmung der Hörschwelle erklärt werden.

Insgesamt kann trotz der vorhandenen Fehlerquellen der Unterschied zwischen den Signalen beim upchirp, downchirp und click gut erkannt werden und stimmt mit den Erwartungen nach der Anatomie der Cochea überein. Auch die Quellenanalyse hat Ergebnisse geliefert, die zumindest grob im Bereich des auditorischen Cortex liegen. Für eine genauere Analyse sollten allerdings Ergebnisse von mehr als zwei Versuchspersonen verwendet werden.



## 5 Quellen

- [1] Rupp, A., Uppenkamp, S., Gutschalk, A., Beucker, R., Patterson, R. D., Dau, T., Scherg, M. (2002). The representation of peripheral neural activity in the middle-latency evoked field of primary auditory cortex in humans, Elsevier, Zeitschrift für Medizinische Physik (Volume 431)
- [2] Spornitz, U. M. (2004). Anatomie und Physiologie. Springer Medizin Verlag, Berlin Heidelberg
- [3] DocCheck, M. B. (2004, Februar 12). Cochlea. DocCheck Flexikon, DocCheck Medical Services GmbH. <https://flexikon.doccheck.com/de/Cochlea>
- [4] Machetanz, L., Schrör, S. (2022, Juni 24). EEG, NetDoktor.  <https://www.netdoktor.de/diagnostik/eeg/>
- [5] Hansen, H.C., Zschocke, S. (2012). Klinische Elektroenzephalographie. Springer, Berlin Heidelberg
- [6] Stöhr, M., Kraus, R. (2002) Einführung in die klinische Neurophysiologie. Zentralklinikum Augsburg. Springer, Berlin Heidelberg
- [7] Braun C. (2007). Magnetoenzephalographie: Eine Methode zur Untersuchung von Hirnfunktionen in der Neurochirurgie. Elsevier, Zeitschrift für Medizinische Physik (Volume 17)
- [8] Antwerp, F., Heers, M., No, Dr. (2014). Magnetoenzephalographie. DocCheck Flexikon, DocCheck Medical Services GmbH. <https://flexikon.doccheck.com/de/Magnetoenzephalographie>
- [9] Hinrichs, H. (2012). Magnetenzephalographie (MEG). Springer, Berlin Heidelberg
- [10] MEG (Biomagnetismus). Uniklinikum Erlangen (Epilepsiezentrums). <https://www.epilepsiezentrums.uk-erlangen.de/ueber-uns/rundgang/meg-biomagnetismus/>
- [11] Gramfort, A. (2014) Source localization with Minimum norm estimates (MNE). PowerPoint-Präsentation
- [12] Habersetzer, T. (2020) Magnetoencephalography: An introduction to methods and its application to natural speech stimuli. PowerPoint-Präsentation
- [13] Uppenkamp, s. (2022). Funktionelle Bildgebung des auditorischen Systems. PowerPoint-Präsentation