



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

Protokoll zum MEG-Lab

von  
Julius Carta  
Svea Hagemann

Durchführung: 19. und 20. September 2022

Abgabe: 10. April 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 . . . . .	2
2.3 Akustisch evozierte Potentiale . . . . .	3
2.4 Elektroenzephalografie: EEG . . . . .	4
2.5 Magnetooenzephalografie: MEG . . . . .	6
<b>3 Versuch</b>	<b>8</b>
3.1 Methoden und Versuchsdurchführung . . . . .	9
3.2 Datenanalyse . . . . .	11
3.3 Ergebnisse . . . . .	13
<b>4 Diskussion</b>	<b>14</b>
<b>5 Quellen</b>	<b>16</b>

# **1 Einleitung**

In diesem Versuch werden Teile des Versuchs von Rupp et al 2002: „The representation of peripheral neural activity in the middle-latency evoked field of primary auditory cortex in humans“ [1] reproduziert. Ziel ist es, die Aspekte der Reizentstehung in der Cochlea und die Weiterleitung an die zuständigen Hirnareale zu untersuchen. Dabei werden drei verschiedene Stimuli in folgender Reihenfolge betrachtet: ein click, ein upchirp und ein downchirp. Diese unterscheiden sich in Ihrer Frequenz. Beim click sind alle Frequenzen der Cochlea enthalten, beim upchirp steigern sich die Frequenzen von tiefen zu hohen und beim downchirp entsteht ein Verlauf von hohen zu niedrigen Frequenzen über der Zeit. Die unterschiedliche Abfolge der Frequenzen verursacht eine unterschiedliche Synchronisation der Cochlea, da diese aus Frequenzabhängigen Arealen besteht. Um zu überprüfen, ob die Synchronisation der Cochlea noch im Kortex sichtbar ist werden die Reizantworten auf die drei verschiedenen Stimuli, die Middle latency auditory evoked fields (MLAEF), gemessen. Aufgrund der benötigten räumlichen und hohen zeitlichen Auflösung werden die Daten mittels Magnetenzephalografie (MEG) aufgenommen. 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.

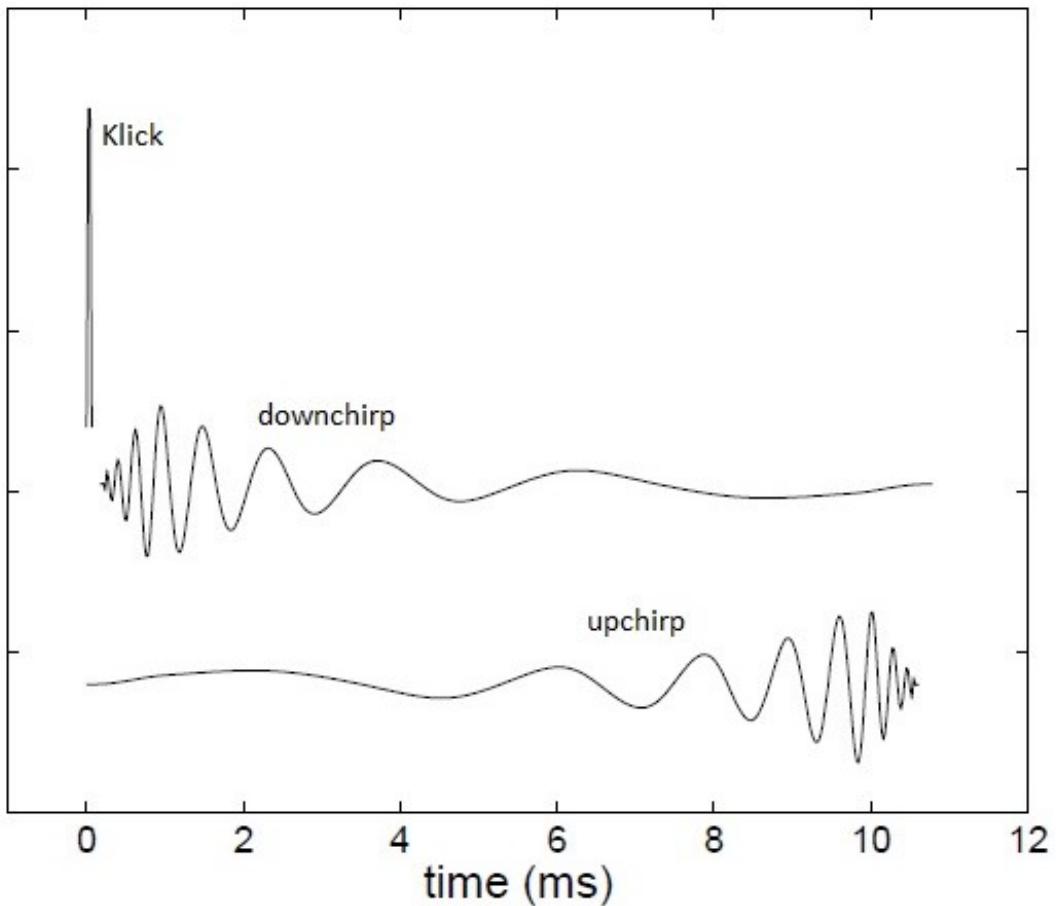
## **2.1 Cochlea**

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 Spiralform zwei Mal 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 vier Schichten, drei Schichten äußere und eine Schicht 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 Resonanzenschaften des Systems verantwortlich. Der Durchmesser des Ganges nimmt vom ovalen Fenster aus ab, zusätzlich verliert die Basilmembran an Festigkeit und wird tiefer im Kanal nachgiebiger. Die Resonanzenschaften 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 verstift und die Wellen somit nicht bis in

das Innere vordringen können. Durch Wellen mit einer tiefen Frequenz hingegen verstieft 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

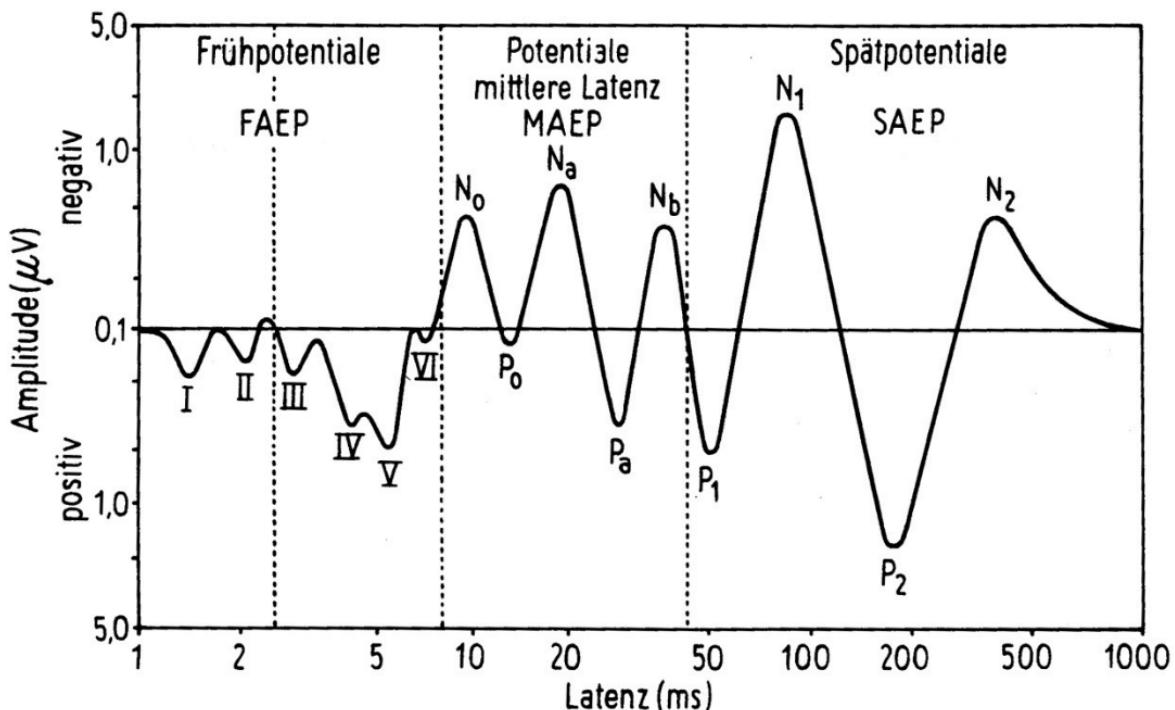
Für das Experiment wurden drei unterschiedliche akustischen Signale verwendet, ein upchirp mit einer steigenden Momentanfrequenz von 100 Hz bis 10 kHz, ein downchirp mit einer fallenden Momentanfrequenz von 10 kHz bis 100 Hz und einem Klicken, welches das gesamte Frequenzspektrum abdeckt (Abb. 1). Der upchirp erzeugt eine maximale Erregung der Cochlea, der downchirp hingegen verringert die Reizdauer der Cochlea um 4ms, die zeitliche Verzögerung ist auf die Anatomie der Cochlea zurückzuführen. Da die Steifheit der Basilarmembran exponentiell mit dem Abstand zur Base abnimmt, können tiefe Frequenzen erst am Ende der Basilarmembran einen Reiz auslösen. Dadurch, dass der Reiz eine gewisse Zeit benötigt, um zum apikalen Ende der Basilarmembran zu gelangen, verzögert sich die Reizantwort bei tiefen Frequenzen. Die durch den upchirp erzeugte maximale Erregung der Cochlea lässt sich durch das synchronisierte Anregen der Basilarmembran erklären. 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 Basilarmembran kompensiert und die gesamte Membran gleichzeitig erregt. Das Klicken verringert, ähnlich wie der downchirp, die Reizdauer der Cochlea. Die Stimuli wurden mit einem Interstimulusintervall alle 350ms inklusive zeitlicher Schwankung von 50 ms den Probanden dargeboten. Die Lautstärke der Signale war abhängig von der zuvor ermittelten Hörschwelle.



**Abbildung 1:** Darstellung der drei Stimuli, downchirp, upchirp und das Klicken. [1]

### 2.3 Akustisch evozierte Potentiale

Evozierte Potentiale entstehen durch elektrische Antworten des Gehirns. Die Art des evozierten Potentials hängt vom Stimulus ab, durch welchen dieses ausgelöst wurde. Klinisch werden evozierte Potentiale häufig zur Diagnose und Überwachung von Pathologien des Nervensystems eingesetzt. Beispiele hierfür sind Multiple Sklerose und Epilepsie. Akustisch evozierte Potentiale werden als AEP abgekürzt und können durch Reize wie Töne und Sprache ausgelöst werden. Anhand des zeitlichen Auftretens der Signale können diese in drei Kategorien: frühe, mittlere und späte evozierte Potentiale eingeteilt werden. Hier werden wir uns mit den mittleren akustisch evozierten Potenzialen (MAEP) beschäftigen (Abb. 2). Diese werden entweder mit einem „P“ gekennzeichnet, wenn diese eine positive Amplitude besitzen oder mit einem „N“ bei negativer Amplitude. Auf den Buchstaben folgend wird die Latenz in ms angegeben (Bsp.: N19). Da mithilfe des MEG keine elektrischen, sondern Magnetfelder gemessen werden, wird zur Kennzeichnung noch ein „m“ an die Bezeichnung gehängt (Bsp.: N19m).



**Abbildung 2:** Akustisch evozierte Potentiale inklusive der Einteilung nach frühen, mittleren und späten AEPs [8]

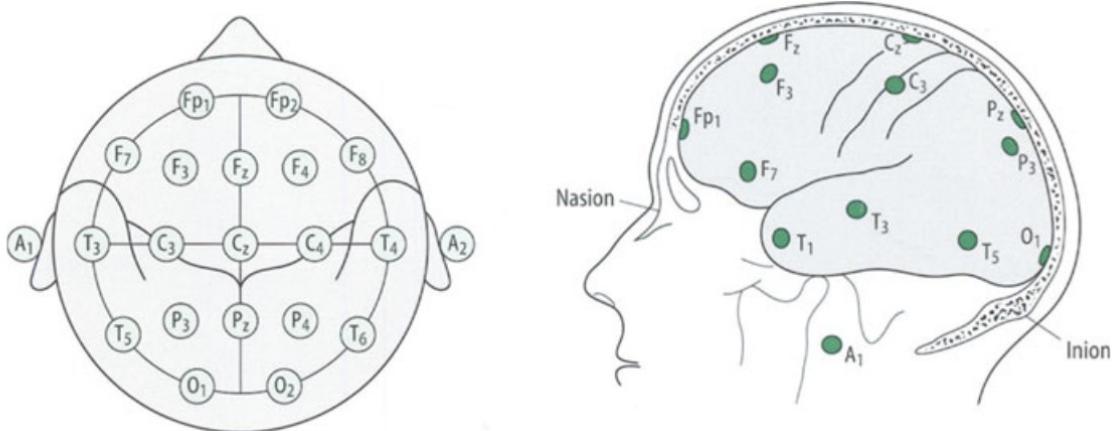
Durch die Untersuchung von auditorisch evozierten Signalen können verschiedene Aspekte der auditiven Verarbeitung, wie die Unterscheidung von Klängen oder die Verarbeitung von Sprachsignalen in der Forschung untersucht werden.

## 2.4 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.

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. 3). Somit wird die Lage der Elektroden individuell angepasst. Die Elektrodenpositionen sind nach den entsprechenden Hirnregionen bezeichnet (Abb. 3):

- 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)

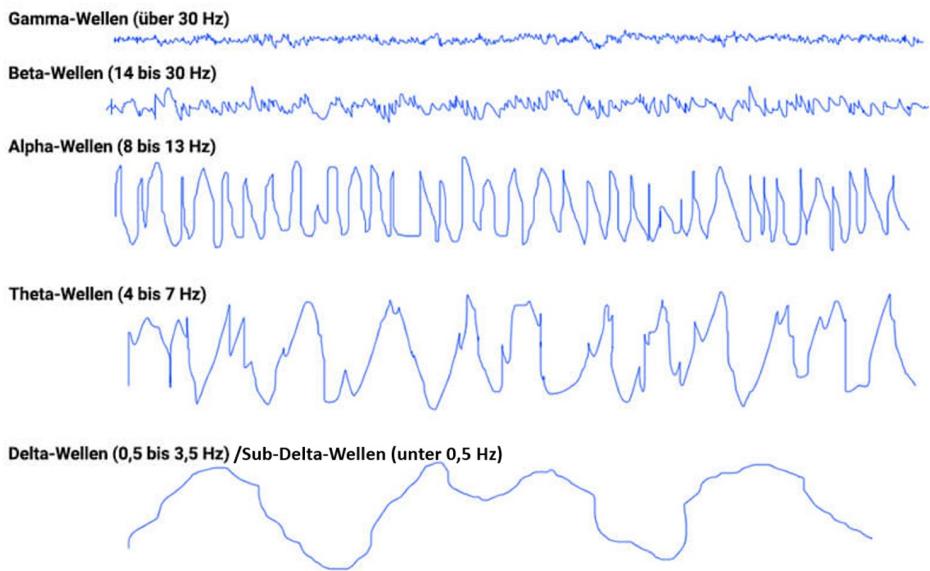


**Abbildung 3:** Positionen der Elektroden vom EEG [6]

Das gemessene Signal (mindestens 8 Kanäle + EKG-Kanal) wird nach zwei verschiedenen Formen abgeleitet. Entweder durch unipolare Ableitung (hier: EEG-Kappe und Elektroden hinterm Ohr) oder durch bipolare Ableitung (hier: Messung von Elektrookulographie (EOG) und Elektrokardiogramm (EKG)) (??).

Die gemessenen Potentiale werden gefiltert. Durch Signalverarbeitung werden anschließend Artefakte entfernt, um das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) zu erhöhen und somit möglichst viele relevante Potentiale zu verstärken und störende Artefakte (beispielsweise Bewegungs- und Muskelartefakte) minimieren zu können. Die gemessenen Frequenzen werden weitestgehend in fünf Frequenzbereiche unterteilt (Abb. 4). Die Grundaktivität weist jeweils 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 4:** 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.

## 2.5 Magnetoenzephalografie: MEG

Das MEG ist wie das EEG ein nicht invasives Messverfahren zur Untersuchung der Gehirnaktivität (Abb. 5). Dafür werden elektromagnetische Effekte aufgezeichnet und analysiert.

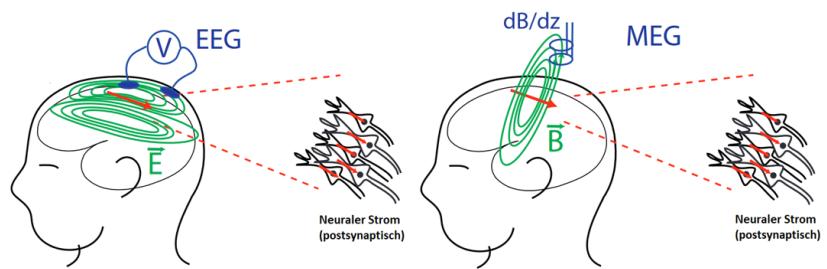
Die elektrischen Ströme im Gehirn erzeugen Magnetfelder (Abb. 6) und können physikalisch gut durch einen Dipol modelliert werden. Die gemessenen Magnetfelder liegen normalerweise im Femtotesla Bereich und sind etwa eine Milliarde mal kleiner als das Erdmagnetfeld. Um diese kleinen Felder messen zu können, 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. Die Summation der Signale entsteht durch die parallele Ausrichtung der Pyramidenzellen, welche sich orthogonal zum Kortex befinden. 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. Grund dafür ist, dass im Vergleich zu den elektrischen Feldern ( $1/r^2$ ) beim EEG die Magnetfelder ( $1/r^3$ ) räumlich stärker abfallen. Deshalb eignet sich eine Messung mit dem EEG

besser für tiefere Hirnstrukturen als eine Messung mit dem MEG.

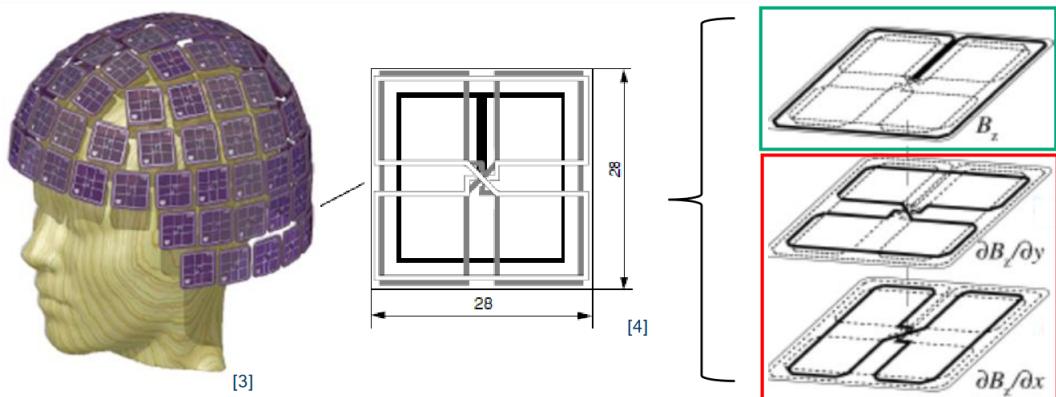


**Abbildung 5:** MEG Gerät in Oldenburg



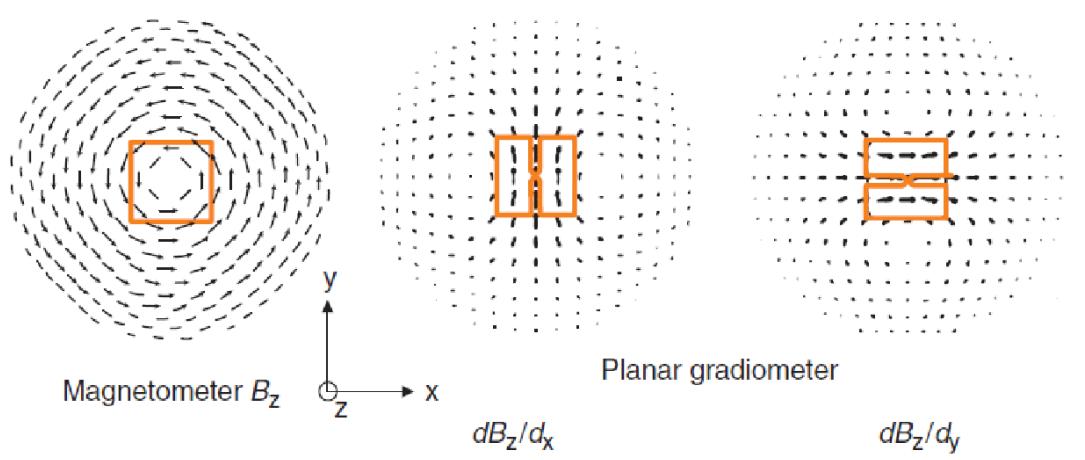
**Abbildung 6:** Vergleich der beiden Messmethoden EEG (elektrisches Feld) und MEG (magnetisches Feld durch elektrische Dipole) des postsynaptisch neuralen Stroms [9]

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 Triplet-Sensoren zusammensetzen. Diese enthalten jeweils ein Magnetometer und zwei planare Gradiometer (Abb. 7).



**Abbildung 7:** Anordnung MEG Sensoren (Grün= Magnetometer, Rot= planare Gradiometer) [9]

Verschiedene Sensoren messen unterschiedliche Feldkomponenten des vom Gehirn erzeugten Magnetfeldes (Abb. 8). Das Magnetometer misst das generelle Magnetfeld und ist sehr sensitiv für alle Signale, wodurch es ziemlich verrauscht ist. Die planaren Gradiometer messen den Magnetfeldgradienten und sind am sensitivsten für Quellen direkt unter ihnen. Dadurch entsteht ein Maximum im gemessenen Signal, wenn die Quelle unter diesen Sensoren liegt.



**Abbildung 8:** Ableitungsfelder für Magnetometer und Gradiometer [10]

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. Das ist darauf zurückzuführen, dass das MEG im Gegensatz zum EEG eine deutlich höhrere räumliche Auflösung, aber die gleiche zeitlich hohe Auflösung besitzt.

In der Forschung wird das MEG unter anderem verwendet, um zu untersuchen, welche Gehirnregionen 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.

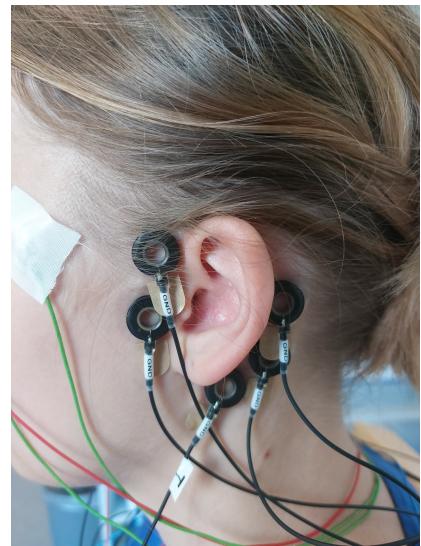
### 3.1 Methoden und Versuchsdurchführung

Der Versuch wurde an zwei Probanden (Sub1 & Sub2) durchgeführt, beide Personen sind normalhörig 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. Für die Messung wurden die Signale letztlich bei 40 dB HL abgespielt.

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. 9 und Abb. 10 zeigen die geklebten Elektroden. Die EEG-Signale der Augen (EOG: Elektrookulographie) sollen bei der Auswertung zur Reduzierung der Artefakte beitragen.

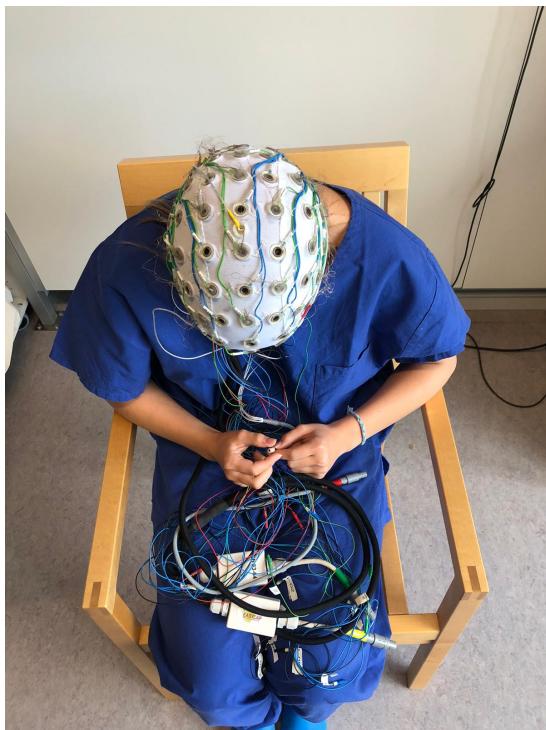


**Abbildung 9:** Die geklebten EEG-Elektroden für das rechte Ohr bei Sub1.



**Abbildung 10:** Die geklebten EEG-Elektroden für das linke Ohr bei Sub1.

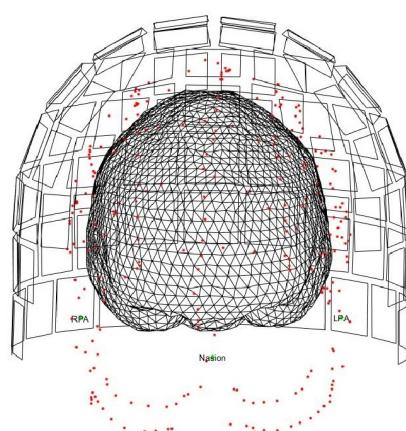
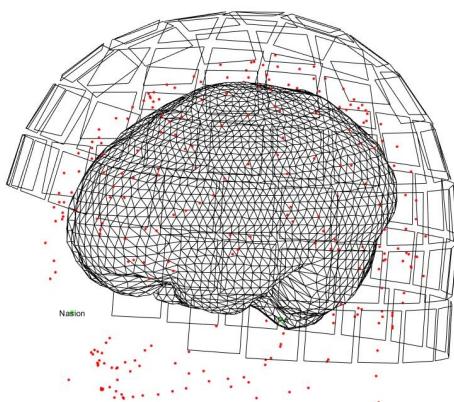
Zusätzlich zu den Elektroden am Ohr und Auge wurde bei Sub1 ein EEG mittels EEG-Kappe mit 42 Elektroden gemessen. Abb. 11 zeigt Sub1 mit der EEG-Kappe. Da die gewonnenen Daten der EEG-Kappe nicht näher relevant waren und das Anbringen zeitintensiv ist, wurde bei Sub2 auf die EEG-Kappe verzichtet und lediglich die Elektroden am Ohr und Auge geklebt. Anschließend wurden mit einem Stift die Position vom Nasion, sowie von linken und rechtem präaurikalen Punkten digital festgehalten. Für die Messung der Kopfbewegung wurden die Positionen der fünf HPI Spulen digitalisiert. Um im Anschluss eine Quellrekonstruktion durchführen zu können wurde ebenfalls die Position der Elektroden digital bestimmt. 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. 12 zeigt Sub1 mit allen Elektroden und der Messbrille. Die erfassten Referenzpunkte sind in der Abb. 13 zu sehen. Um gegebenenfalls Artefakte der Herzströme zu reduzieren, wird zusätzlich noch ein 2-Kanal-EKG geklebt und während der MEG-Messung aufgenommen.



**Abbildung 11:** Sub1 mit EEG-Kappe, bei der mit 42 Elektroden das EEG-Aufgezeichnet wird.



**Abbildung 12:** Sub1 vollständig vorbereitet für die Messung im MEG. Die Brille wird zur Bestimmung der Referenzpunkte benötigt.



**Abbildung 13:** 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 modelliert 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

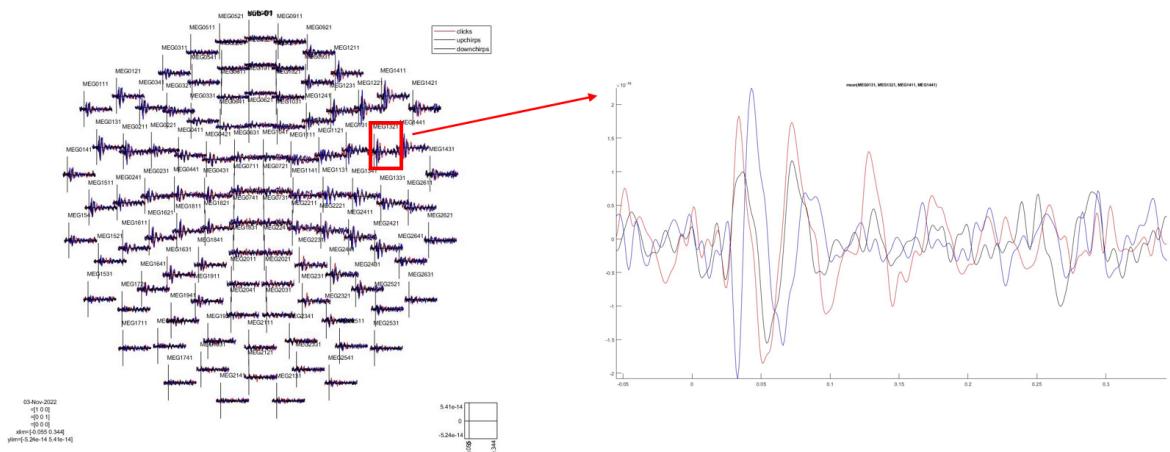
Die Messung mit dem MEG bietet eine nicht invasive Messmethode, um die Anfänge von kortikalen Repräsentationen verschiedener akustischer Reize zu untersuchen.

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. 14). Dieses kann für jeden einzelnen Sensor aufgerufen und ausgewertet werden. Dadurch lassen sich beispielsweise Signale beider Hemisphären gut vergleichen.



**Abbildung 14:** 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 Spitzpegel 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.

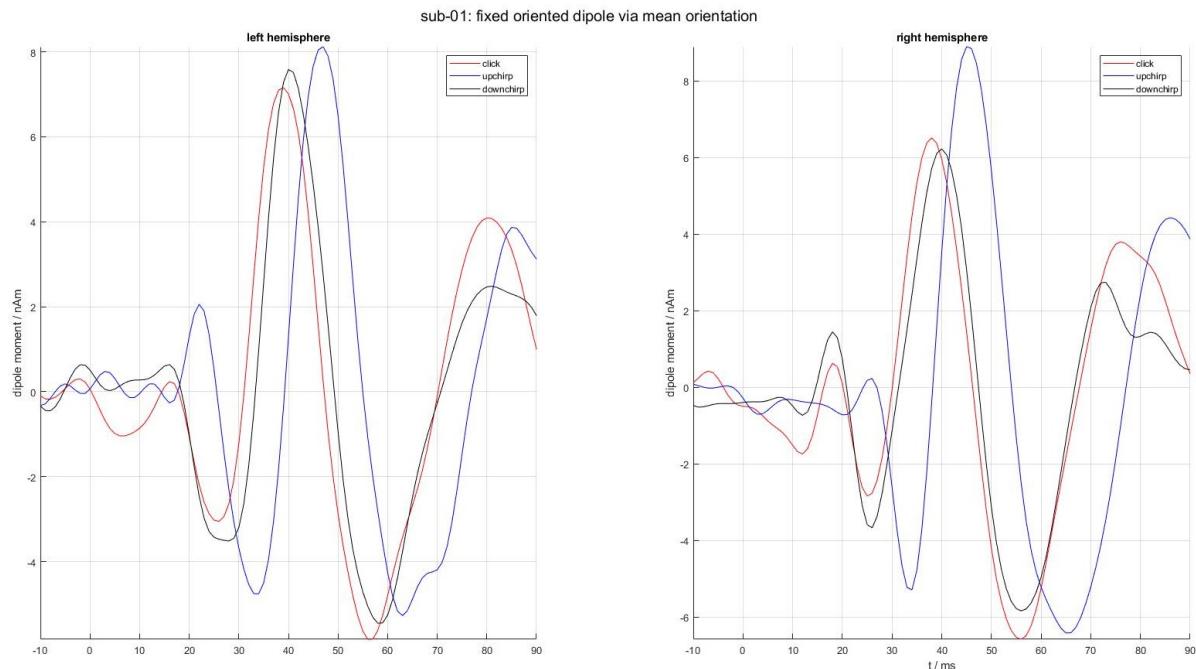
Mithilfe der abgefahrenen Kopfpunkte (Stift) und dem aufgenommenen MRT-Bild kann ein 3D-Modell des Kopfes erstellt werden (Abb. 13), welches als Referenz dient. Dadurch wird die individuelle Anatomie der Versuchsperson über die gemessenen Daten gelegt und eine Quellenanalyse ist möglich.

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.

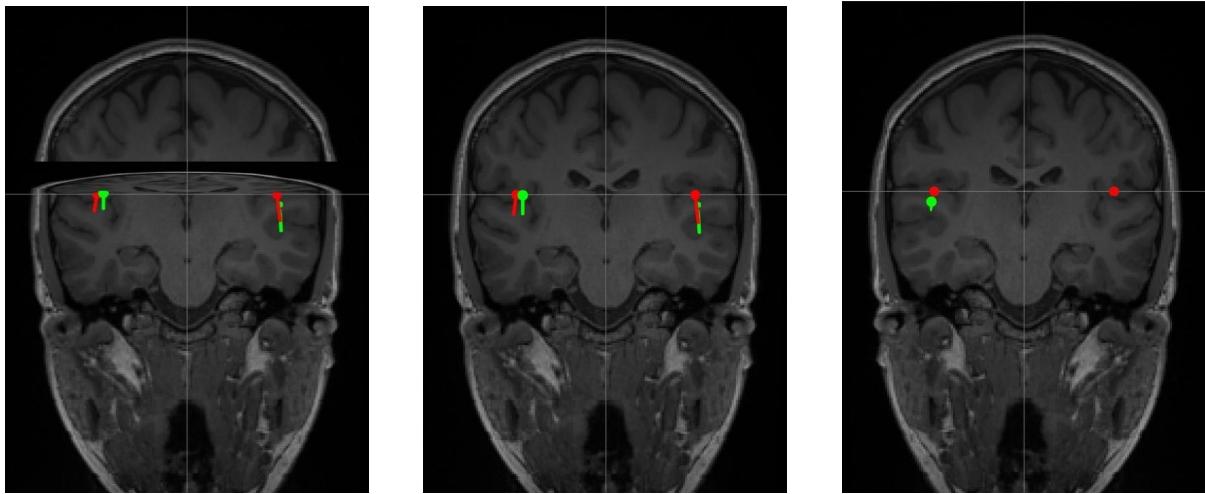
Der Dipol, dessen Signal am besten mit dem gemessenen übereinstimmt, wird vorerst ausgewählt. Anschließend werden in seiner Nähe weitere Dipole mittels einem kleineren Netz generiert. Dieser Vorgang wird wiederholt, bis ein Dipol als bestmögliche Quelle für das gemessene Signal gefunden wird.

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

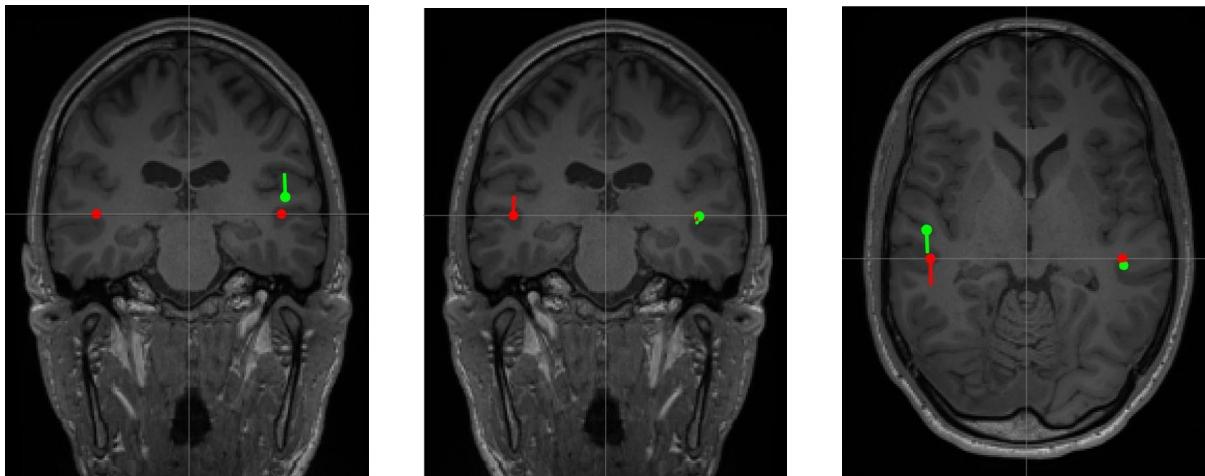
Dadurch kann die individuelle Hirnstruktur bestimmt werden, in welcher sich die Quelle befindet.



**Abbildung 15:** Sub1: erzeugte Wellenform der gefundenen Quelle (Dipol)



**Abbildung 16:** 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: Gyrus temporalis superior



**Abbildung 17:** Sub2: Eingefügter Dipol (Quelle) in die aufgenommenen MRT Bilder, Rot= grober Fit, Grün= Fit mit feinerem Netz, Quelle Dipol rechte Hemisphäre: Gyrus temporalis superior, Quelle Dipol linke Hemisphäre: keine exakte Hirnstruktur als Quelle

### 3.3 Ergebnisse

Die elektrischen Ströme im Kortex durch die akustischen Signale werden durch Dipole modelliert. Diese erzeugen Dipole, welche anschließend zur Ausbildung eines magnetischen Feldes führen. Aus den auszuwertenden Signalen ergibt sich, dass die Quellen im auditorischen Kortex lokalisiert sind.

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 Gyrum 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.

In den gemessenen Signalen wurden, wie erwartet Amplitudenunterschiede sowie Zeitverzögerungen festgestellt. Die grobe Form der gemessenen Signale ist für alle Stimuli ähnlich (dreiphasisches Signal: N19m gefolgt von einem großen P30m und einem N40m).

Die verzögerte Reizantwort bei tiefen Frequenzen beträgt etwa 10ms (ungefähr die Länge des Stimulus) und ist im gemessenen Signal beim upchirp sichtbar (Abb. 15). Das vollständige und gleichzeitige Erregen der Membran hat eine erhöhte Amplitude in der Reizantwort des primären auditorischen Kortex zur Folge (Abb. 15). 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

Bei dem Versuch wurde erwartet, dass sich die Signale der verschiedenen akustischen Stimuli aufgrund der Anatomie der Cochlea unterscheiden. Die Dipolquellen wurden im auditorischen Kortex vermutet.

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. Meistens wird ein guter SNR nur durch Mittelung über sehr viele Daten/Probanden erhalten. Da hier individuelle Daten von nur zwei Probanden untersucht werden, ist eine Mittelung nicht möglich. Die dadurch entstehende Ungenauigkeit kann auch durch die Analyse 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, da in der hier durchgeföhrten Postanalyse der Daten nur grob in Sachen Artefaktunterdrückung gefiltert wurden.

Die Unterschiede zwischen den beiden Versuchspersonen können durch die oben genannten Fehlerquellen zustandekommen, aber auch die Tatsache, dass sub2 linkshänder und sub1 rechts-händer ist, kann Unterschiede in den Ergebnissen bewirken. Darüber hinaus können solche Unterschiede auch durch eine ungenaue Abdichtung des Ohrs bei der Messung oder ein nicht perfekt koregisteriertes MRT, wodurch es in der Quellenanalyse zu kleinen Unterschieden in der Lokalisation der Dipoles kommen kann, 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] Boenninghaus, H.-G., & Lenarz, T. (2001). Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde: Für Studierende der Medizin (11. Aufl.). Springer.
- [4] Hansen, H.C., Zschocke,S. (2012). Klinische Elektroenzephalographie. Springer, Berlin Heidelberg
- [5] Braun C. (2007). Magnetoenzephalographie: Eine Methode zur Untersuchung von Hirnfunktionen in der Neurochirurgie. Elsevier, Zeitschrift für Medizinische Physik (Volume 17)
- [6] Stöhr, M., Kraus, R. (2002) Einführung in die klinische Neurophysiologie. Zentralklinikum Augsburg. Springer, Berlin Heidelberg
- [7] Hinrichs, H. (2012). Magnetenzephalographie (MEG). Springer, Berlin Heidelberg
- [8] Engelmann, M. (2012). Untersuchungen von Komponenten akustisch evozierter Potentiale an schwerhörigen Industriearbeitern. Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades. Friedrich-Schiller-Universität Jena
- [9] Gramfort, A.(2014) Source localization with Minimum norm estimates (MNE). PowerPoint-Präsentation
- [10] Habersetzer, T. (2020) Magnetoencephalography: An introduction to methods and its application to natural speech stimuli. PowerPoint-Präsentation
- [11] Uppenkamp, s. (2022). Funktionelle Bildgebung des auditorischen Systems. PowerPoint-Präsentation