

**Testung und Optimierung eines Biosignalverstärkers zur  
Registrierung von auditorisch evozierten Potentialen**

**Bachelorthesis**

für die Prüfung zum

Bachelor of Science

im Studiengang Medizintechnik

Fakultät Elektrotechnik, Medizintechnik und Informatik

an der Hochschule für Technik, Wirtschaft und Medien Offenburg

von

**Stefan Fischer**

6. März 2023

Bearbeitungszeitraum	6 Monate
1. Gutachter	Prof. Dr. rer. biol. hum. Stefan Zirn
2. Gutachter	PD Dr.-Ing. Frank Böhnke, HNO – Klinik, Klinikum rechts der Isar der TU München

## **Eidesstattliche Erklärung**

Hiermit versichere ich eidesstattlich, dass ich die vorliegende Arbeit mit dem Thema

### **Testung und Optimierung eines Biosignalverstärkers zur Registrierung von auditorisch evozierten Potentialen**

von mir selbstständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe angefertigt worden ist, insbesondere, dass ich alle Stellen, die wörtlich oder annähernd wörtlich oder dem Gedanken nach aus Veröffentlichungen, unveröffentlichten Unterlagen und Gesprächen entnommen worden sind, als solche an den entsprechenden Stellen innerhalb der Arbeit durch Zitate kenntlich gemacht habe, wobei in den Zitaten jeweils der Umfang der entnommenen Originalzitate kenntlich gemacht wurde. Die Arbeit lag in gleicher oder ähnlicher Fassung noch keiner Prüfungsbehörde vor und wurde bisher nicht veröffentlicht. Ich bin mir bewusst, dass eine falsche Versicherung rechtliche Folgen haben wird.

Meißenheim, 2.03.2023

---

Vorname Nachname

## **Vorwort**

Ich möchte mich an dieser Stelle herzlich bei allen Personen bedanken, die mich während meiner Bachelorthesis unterstützt haben.

Großer Dank gebührt besonders meinen beiden Betreuern, Prof. Dr. rer. biol. hum. Stefan Zirn und PD Dr.-Ing. Frank Böhnke die mich mit ihrer Freundlichkeit, Hilfsbereitschaft, Geduld und ihrer großen fachlichen Kompetenz durch meine Thesis geführt haben.

Bedanken möchte ich mich auch bei Dr. Julian Angermeier, M. Sc. Sebastian Roth und M. Sc. Franz - Ullrich Müller, die mir mit ihrem fachlichen Wissen, insbesondere bei der Umsetzung der Versuchsaufbauten, weitergeholfen haben.

Vielen Dank auch an alle Probanden, die sich für Messungen zur Verfügung gestellt haben.

## **Kurzfassung**

Diese Bachelorthesis befasst sich mit der Testung eines an der TU München entwickelten Biosignalverstärkers zur Registrierung von auditorisch evozierten Potentialen. Ziel dieses Projekts ist die Charakterisierung dieses Verstärkers. Dabei soll geprüft werden, ob der Verstärker AEPs registrieren und um verstellbare Faktoren verstärken kann. Dafür wurde eine MATLAB – Software implementiert, die es erlaubt über eine Soundkarte akustische Signale mittels Kopfhörer auszugeben und zeitgleich die vom Verstärker registrierten Potentiale einzulesen, zu Mitteln und sie grafisch darzustellen.

Erste Versuche wurden mit der Loop Back Box von Interacoustics, einem Schwingkreis, der einen künstlichen Patienten simuliert, durchgeführt. Diese Versuchsreihen zeigten, dass reale Signale gemessen werden. Anschließend konnten Probandenmessungen mit dem Verstärker und Referenzmessungen mit der Eclipse von Interacoustics durchgeführt werden. Bei sämtlichen Messreihen zeigte sich im Vergleich der beiden Systeme hohe Ähnlichkeit der Kurvenverläufe. Insbesondere das zeitliche Auftreten der Jewett V, der größten gemessenen Amplitude, war nahezu identisch. Allerdings stimmen die Amplitudenwerte nicht überein. Während die Amplitude der Jewett V bei Messungen mit der Eclipse um die 1 $\mu$ V erreichte, war die Amplitude beim Verstärker nur ein bis zwei Nanovolt groß. Damit ist die Verstärkung um ein tausendfaches geringer als bei der Eclipse.

Anhand der gewonnenen Erkenntnisse konnten Hardware technische Optimierungen evaluiert und diskutiert werden.

## **Abstract**

This bachelor thesis deals with the testing of a biosignal amplifier for the registration of auditory evoked potentials which was developed at the Technical University of Munich. The aim of this project is to characterize this amplifier. It should be checked whether the amplifier can register auditory evoked potentials and amplify them by adjustable factors. For this purpose, a MATLAB software was implemented that delivers acoustic signals via a sound card using headphones and at the same time to read in the potentials registered by the amplifier, to average them and to display them graphically.

Initial tests were carried out with Interacoustics' Loop Back Box, an oscillating circuit that simulates an artificial patient. These test series showed that biological signals are measured. Subsequently, test person measurements with the amplifier and reference measurements with the Eclipse from Interacoustics could be carried out. In all measurements, a comparison of the two systems showed high similarities. In particular, the timing of the Jewett V, the largest measured amplitude, was almost identical. However, the amplitude values did not match. While the amplitude of the Jewett V measured with the Eclipse was around  $1\mu\text{V}$ , the amplitude measured with the amplifier was only one to two nanovolts. This means that the amplification is a thousand times lower than that of the Eclipse.

Based on the gained knowledge, hardware technical optimizations could be evaluated and discussed.

## Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis .....	3
1 Einleitung .....	4
2 Grundlagen .....	5
2.1 Anatomie und Physiologie des Gehörs .....	5
2.2 Akustisch evozierte Potentiale .....	6
2.3 Signalverarbeitung .....	7
2.3.1 Quantisierung .....	7
2.3.2 Filterung.....	8
2.3.3 Mittelung .....	9
2.4 Eclipse.....	9
2.5 Biosignalverstärker.....	10
2.5.1 Aufbau .....	10
2.5.2 Verstärkerschaltung .....	13
3 Methodik.....	17
3.1 Softwareentwicklung .....	17
3.1.1 Funktion.....	17
3.1.2 Audiosignalerzeugung und – ausgabe.....	18
3.1.3 Signalverarbeitung.....	20
3.1.3.1 Umsetzung der Quantisierung.....	20
3.1.3.2 Umsetzung der Filterung .....	20
3.1.3.3 Umsetzung der Mittelung .....	21
3.1.4 Grafische Darstellung .....	22
3.2 Software und Biosignalverstärker Testung .....	23
3.3 Probandenmessungen .....	26
3.3.1 Ermittlung der Lautstärke.....	26
3.3.2 Vorbereitung des Probanden .....	27

3.3.3	Versuchsaufbau Eclipse .....	28
3.3.4	Versuchsaufbau Biosignalverstärker.....	30
4	Ergebnisse .....	32
4.1	Funktionsnachweis.....	32
4.2	BERA – Messungen .....	34
4.3	Hörschwellenanlauf.....	36
4.4	Einfluss der Verstärkung .....	39
4.5	Fehleranalyse.....	40
5	Zusammenfassung.....	41
	Abbildungsverzeichnis.....	43
	Formeln .....	45
	Literaturverzeichnis .....	46
	Anhang.....	48

## **Abkürzungsverzeichnis**

AEP	akustisch evozierte Potentiale
ASIO	Audio Stream Input/Output
BERA	„brainstem evoked response audiometry“ dt. Hirnstammaudiometrie
CI	Cochlea Implantet
dB nHL	dezibel (normal hearing level)
EEG	Elektroenzephalografie
ERA	elektrische Reaktionsaudiometrie
FAEP	frühe akustisch evozierte Potentiale
LBK15	Loop - Back Box
LiPo	Lithium - Polymer
OPA	Operationsverstärker
Q	Quantisierungsabschnitt
RLD	Right Leg Drive
Sweeps	einzelner EEG - Abschnitt
USB	Universal Serial Bus

## 1 Einleitung

Einschränkungen des Hörvermögens gehören zu den immer häufiger auftretenden Beschwerden bei Menschen. Statistiken zufolge leiden ca. 13,3 Mio. Menschen in Deutschland an einer mindestens leichtgradigen Schwerhörigkeit (Ständer, 2021). Insbesondere Menschen mit hochgradiger Schwerhörigkeit sind daher auf eine medizinische Versorgung angewiesen. Die Betroffenen können mit Hörgeräten und Cochlea Implantaten (CI) versorgt werden. Da diese allerdings noch nicht in der Lage sind das Hörvermögen eines gesunden Ohres zu bieten, sollen solche Systeme weiter optimiert werden, um in der Zukunft dem gesunden Hören so nahe wie möglich zu kommen. Um dies zu erreichen, bedarf es weiterführende Studien und Versuchen, die sich mit den Unterschieden zwischen gesundem Hören und dem Hören mit Hörgeräten oder CIs befassen.

Eine Möglichkeit ist der Vergleich der AEP. Auf dem Markt sind Systeme, die AEPs registrieren können, wie beispielsweise der „Eclipse“ von Interacoustics oder dem „Sentiero“ von PATH Medical, bereits erhältlich. Da bei diesen Systemen die Signalaufbereitung und Signalfilterung automatisch durchgeführt werden, ist es allerdings schwierig an die für die Forschung wichtigen Rohdaten zu gelangen. Auch die Messparameter sind aufgrund der gerätespezifischen Eigenschaften nicht frei wählbar. Aus diesen Gründen wurde an der TU München ein eigener Biosignalverstärker zur Registrierung von auditorisch evozierten Signalen entwickelt.

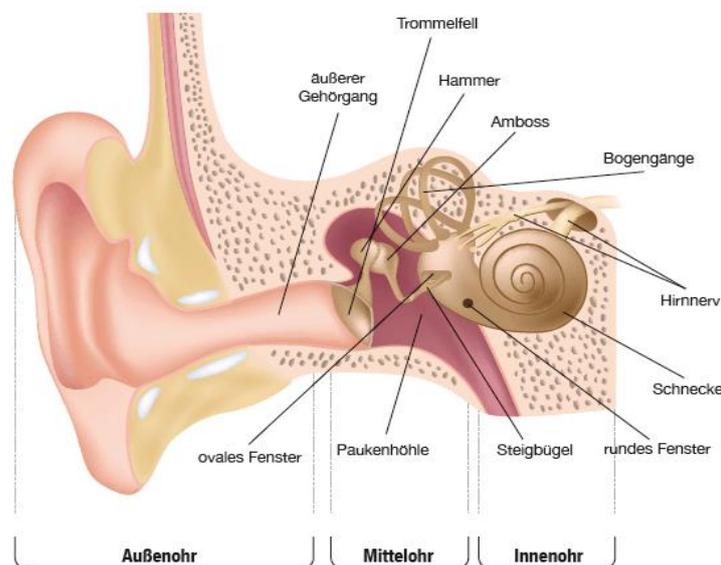
Dieser sollte auf seine Funktionalität geprüft werden. Der Biosignalverstärker muss über ein EEG abgeleitete Hirnstammpotentiale aufzeichnen und verstärken können. Für die Versuchsdurchführung und die Signalbearbeitung wurde ein MATLAB Algorithmus implementiert. Dieser Algorithmus ist in der Lage gewünschte akustische Signale zu erzeugen und diese an eine Soundkarte weiterzuleiten. Diese Signale werden anschließend über angeschlossene Kopfhörer akustisch wiedergegeben. Zeitgleich werden die gemessenen Daten von der gleichen Software eingelesen, gemittelt und grafisch visualisiert. Nachdem Software und Verstärker mit Hilfe der Loop Back Box erfolgreich getestet worden sind, konnten Versuche an Probanden vorbereitet und durchgeführt werden. Über mehrere Versuchsreihen konnte so die Funktionalität des Verstärkers nachgewiesen werden.

## 2 Grundlagen

Durch dieses Kapitel soll ein Grundverständnis für die Anatomie und Physiologie des Gehörs, sowie der Entstehung und Messung von evozierten Potentialen aufgebaut werden. Abschließend werden noch die Eclipse, ein Messgerät mit dem Referenzmessungen vorgenommen wurden und der Biosignalverstärker vorgestellt.

### 2.1 Anatomie und Physiologie des Gehörs

Das Ohr ist eines der Sinnesorgane des Menschen. Es erfüllt zwei wesentliche Funktionen: Das Hören und den Gleichgewichtssinn.



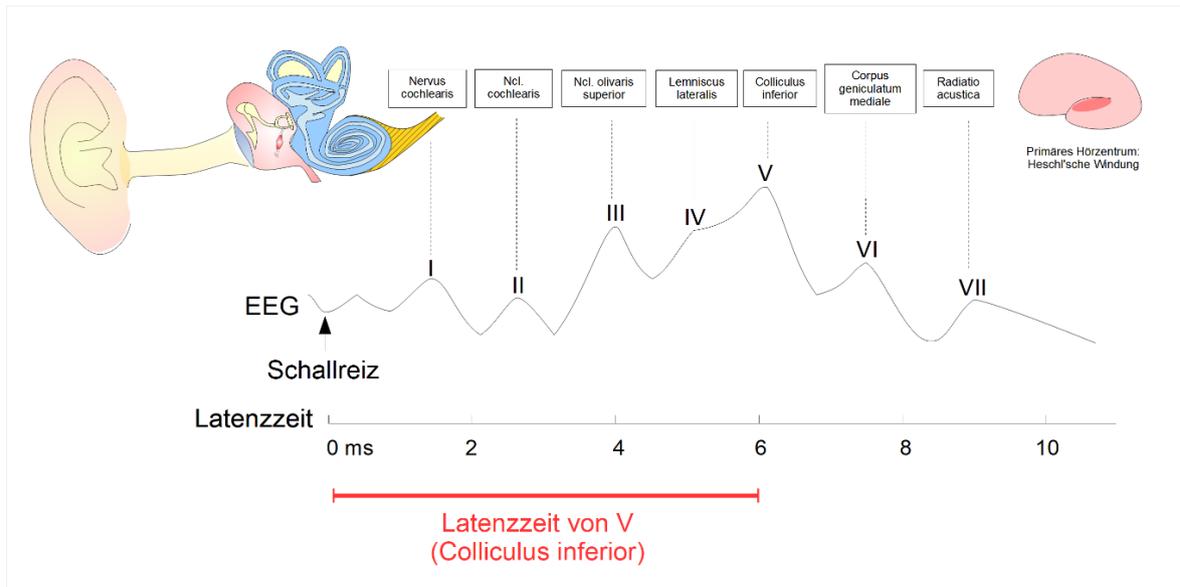
**Abbildung 1:** Anatomie des Gehörs, mit Unterteilung in Außen-, Mittel-, und Innenohr (Engel, Krause, & GmbH, 2022).

Sobald Luftschall durch den äußeren Gehörgang auf das Trommelfell trifft, wird dieses in Schwingung versetzt. Dies führt zu einer Schwingungsübertragung durch die Gehörknöchelchen. In der Gehörschnecke kommt es dann zur Umwandlung der mechanischen in elektrische Energie (Boenninghaus & Lenarz, 2007). Dabei werden die auf den Haarzellen sitzenden Stereozilien verschoben, was zu Potentialveränderungen in den Haarzellen führt. Diese erzeugten Nervenpotentiale werden über Synapsen an anliegende Nervenfasern übermittelt. Anschließend wird die Information über die zentralen Hörbahn bis zur Hörrinde weitergeleitet (Lenarz & Boenninghaus, 2012).

## **2.2 Akustisch evozierte Potentiale**

Wird ein akustischer Reiz auf das Ohr gegeben, kommt es, wie in Kap. 2.1 bereits erwähnt, über das Gehörorgan und insbesondere den Haarzellen zur Umwandlung von Schall in Nervenpotentiale. Diese Nervenpotentiale werden über Synapsen von den Nervenzellen im Innenohr über alle Strukturen vom Hörnerv bis zur Hörrinde weitergeleitet. Unter Zuhilfenahme von an der Schädeloberfläche angebrachten Oberflächenelektroden können diese Nervenpotentiale durch eine Fernfeldableitung abgeleitet werden. Potentiale, die durch einen akustischen Reiz erzeugt werden, werden als akustisch evozierte Potentiale (AEP) bezeichnet. Für diagnostische Untersuchungen werden etwa 1000 bis 4000 Messungen durchgeführt und die Messergebnisse anschließend gefiltert und gemittelt. Diese Messmethode wird elektrische Reaktionsaudiometrie (ERA) (Hoth & Lenarz, 1994) oder Hirnstammaudiometrie (BERA) genannt (Antwerpes, et al., 2014). BERA – Messungen werden vor allem zur objektiven Hörschwellenbestimmung und zur Topodiagnostik von Schwerhörigkeiten eingesetzt (Hoth & Lenarz, 1994).

Akustische evozierte Potentiale lassen sich anhand ihrer Latenz zum akustischen Reiz klassifizieren. Bei BERA – Messungen sind allerdings nur die frühen akustisch evozierten Potentiale (kurz FAEP) von Bedeutung. Charakteristisch für FAEP sind bis zu sieben Potentiale, die innerhalb der ersten 10ms nach Abgabe des akustischen Reizes auftreten. Diese werden chronologisch nach ihrem zeitlichen Auftreten entweder mit römischen Zahlen (I - VII), oder von Jewett I bis Jewett VII beschriftet.



**Abbildung 2:** Physiologie der frühen akustisch evozierten Potentiale. Oben angeführt sind mögliche Entstehungsorte der einzelnen Potentiale (Jahn, 2018).

Am auffälligsten ist die Jewett V. Diese ist bis zum Erreichen der Hörschwelle sichtbar. Inkonstante Potentiale, wie die Jewett VI und VII, können meistens nicht visualisiert werden. Die Entstehungsorte der Potentiale sind noch nicht abschließend geklärt (Hoth & Lenarz, 1994).

## 2.3 Signalverarbeitung

Bei einer BERA sollen akustisch evozierte Potentiale möglichst genau dargestellt werden. Da es sich bei AEP aber um sehr kleine Nervenpotentiale handelt, werden diese von größeren Potentialen überlagert. Deswegen müssen die einzelnen Sweeps präzise verarbeitet werden, damit die AEP bestmöglich dargestellt werden können.

### 2.3.1 Quantisierung

Da bei der BERA analoge Signale digitalisiert werden müssen, ist die Quantisierung von essenzieller Bedeutung. Die Quantisierung ist ein Prozess, bei dem ein Analogsignal in ein diskretes Digitales umgewandelt wird. Bei diesem Prozess wird das analoge Signal abgetastet und jedem Abtastungsintervall ein diskreter Wert zugeordnet. Diese kleineren Intervalle werden als Quantisierungsstufen bezeichnet. So wird jeder Sweep des analogen Signals digitalisiert (Stotz, 2019).

Die Anzahl der Quantisierungsstufen ist von der Wortlänge (Bits) des analog – digital Wandlers abhängig. In der Audioverarbeitung werden Auflösungen von 8 – Bit oder 16 – Bit und gelegentlich auch von 24 – Bit verwendet. Die Anzahl der Stufen wird folgendermaßen definiert:

$$S_{max} = 2^n$$

**Formel 1:** Berechnung der Quantisierungsstufen

$S_{max}$  = maximale Anzahl an Stufen.  
n = Anzahl an Bits.

Eine höhere Auflösung bedeutet in der Regel, dass das digitale Signal dem Ursprungssignal näher kommt und weniger Rauschen enthält (Stotz, 2019).

### 2.3.2 Filterung

Die Filterung dient vor allem dazu, Signale, die nicht innerhalb eines bestimmten Frequenzbereichs liegen, abzuschwächen. Damit sollen auftretende physiologische und nicht – physiologische Signalanteile, die ansonsten das Messergebnis verfälschen, eliminiert werden. In der Regel wird dies durch einen Bandpassfilter umgesetzt. Diese Reihenschaltung eines Hoch – und Tiefpassfilters eliminiert alle Frequenzen oberhalb der Grenzfrequenz des Tiefpassfilters und alle Frequenzen unterhalb der unteren Grenzfrequenz des Hochpassfilters. Die Grenzen müssen dabei so gewählt werden, dass das akustisch evozierte Potential innerhalb dieser beiden Grenzen liegt und so gering wie möglich in ihrer Amplitude und Phase verändert wird (Hoth & Lenarz, 1994).

Das analoge Signal wird zuerst gefiltert und danach verstärkt. Dadurch werden auftretende Verfälschungen bei der analogen Filterung mit verstärkt, wodurch das Messergebnis verändert wird. Um solche Verfälschungen zu minimieren, wird die analoge Filterung breitbandig gewählt. Das Signal wird erst digital präzise gefiltert (Hoth & Lenarz, 1994).

### 2.3.3 Mittelung

Einzelne Sweeps sind aufgrund von Rausch – und Störsignalen, die die AEPs überlagern, nicht auswertbar. Erst durch die Mittelung von einigen hundert bis tausend Sweeps wird das AEP sichtbar. Dabei ist davon auszugehen, dass AEP reproduzierbar sind und nahezu identisch bleiben. Rausch – und Störsignale sind nicht identisch und synchron, sodass sie reduziert werden können (Schmeichel, 2015). Mit folgender Gleichung wird der Mittelwert berechnet:

$$M(t) = \frac{E(t)}{N}$$

**Formel 2:** Berechnung des Mittelwerts der FAEP

M (t) = Mittelwert

E (t) = aufsummierte Sweeps

N = Anzahl der Mittelungen

Die Mittelung führt also zu einer Verringerung des Rauscheinflusses. Der Signal – Rauschabstand ist reziprok zur Quadratwurzel aus der Mittelungsanzahl.

$$\frac{S}{N} = \frac{1}{\sqrt{N}}$$

**Formel 3:** Signal-to-Noise Verhältnis

$\frac{S}{N}$  = Signal-to-Noise Verhältnis

## 2.4 Eclipse

Um die mit dem Biosignalverstärker registrierten AEP evaluieren zu können, werden Vergleichsmessungen benötigt. Dafür wurde die Eclipse genutzt. Die Eclipse ist ein Biosignalverstärker zur Registrierung von akustisch evozierten Potentialen und wurde von der Firma Interacoustics entwickelt. Dieser hat sich bereits auf dem Markt etabliert und wird vielerorts in der Audiometrie genutzt. Hinzu kommt, dass bereits Erfahrung mit der Nutzung der Eclipse gesammelt wurde. Die mit der Eclipse gemessenen AEP werden somit als Referenz genommen.

Die Eclipse kann via USB – Kabel mit einem Rechner verbunden werden. Angesteuert wird die Eclipse über die ERA Modul Software von Interacoustics. Über diese Software können die Messparameter (Anzahl der Mittelungen, Wiederholrate des akustischen Reizes, usw.) eingestellt werden. Auch die digitale

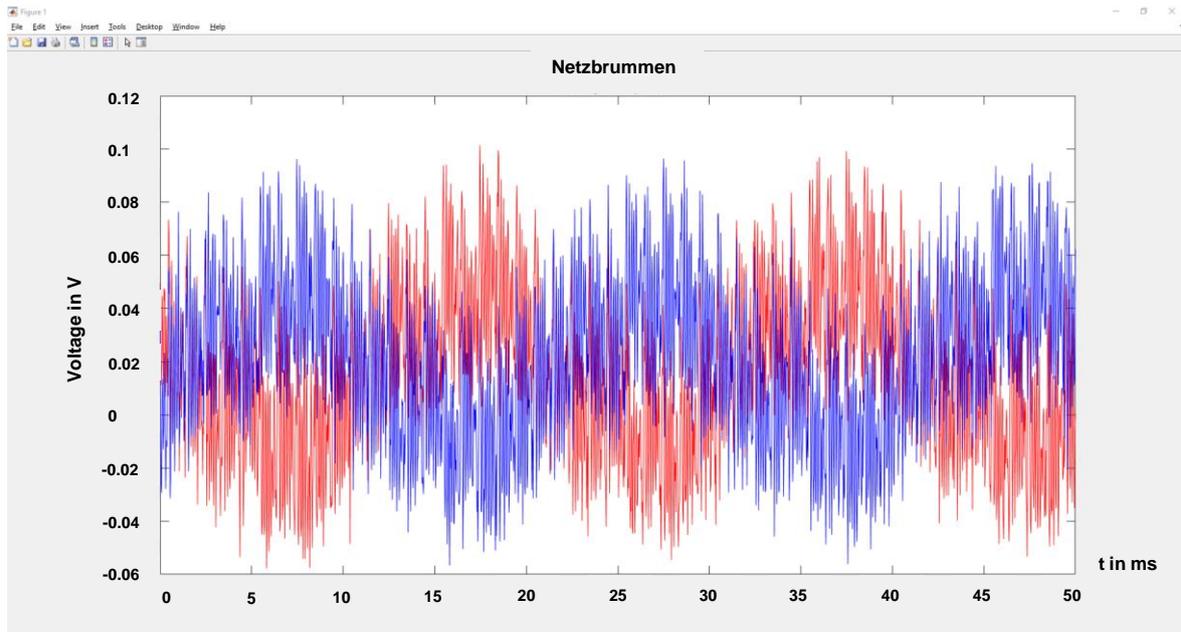
Signalverarbeitung und Visualisierung werden durch diese Software durchgeführt. Die Messergebnisse können in der OtoAccess™ Datenbank gespeichert, so erneut aufgerufen und auch exportiert werden (Interacoustics, 2020).

## **2.5 Biosignalverstärker**

Bei dem Testobjekt handelt es sich um einen neu entwickelten Biosignalverstärker. Dieser beinhaltet eine elektrische Schaltung, die über Elektroden aufgenommene Nervenpotenziale verstärkt. Um diese Potentiale zu messen wird ein Differenzverstärker verwendet. Das Wandeln von Analogen zu Digitalen Signalen und umgekehrt kann vom Verstärker nicht vorgenommen werden. Deswegen muss die Signalumwandlung und die Ausgabe des akustischen Reizes über eine Soundkarte durchgeführt werden. Die abschließende Signalverarbeitung wird an einem angeschlossenen Rechner durchgeführt. Das bedeutet, dass der Biosignalverstärker nur in Kombination mit der externen Soundkarte und dem angeschlossenen Rechner ein vollständiges System zur Registrierung von AEP ergibt.

### **2.5.1 Aufbau**

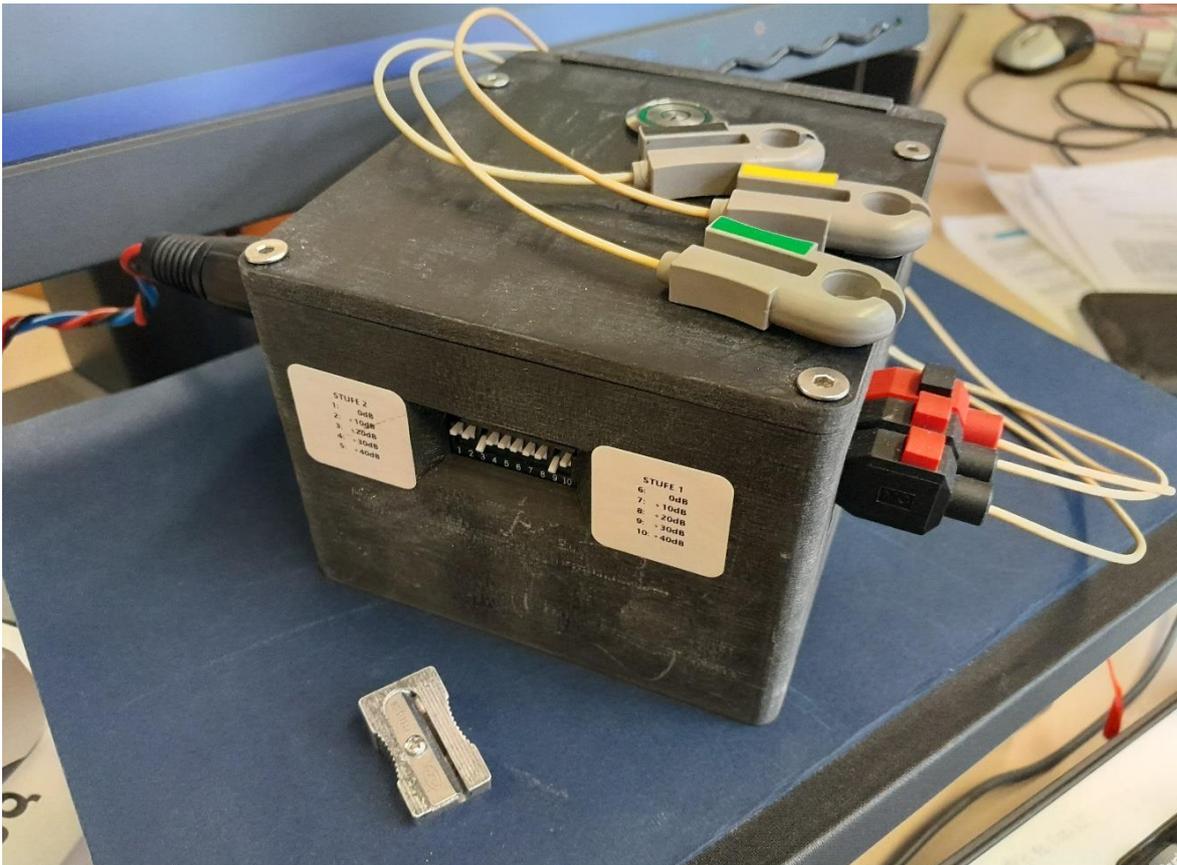
Schaltung und Elektronik befinden sich in einem Kunststoffgehäuse. Dieses wurde aus hartem Polyvinylchlorid angefertigt. Dieses Material wurde aufgrund seiner leichten, aber dennoch sehr stabilen Eigenschaften gewählt. Da dieser Kunststoffverbund jedoch keine schirmenden Eigenschaften gegenüber elektromagnetischen Feldern hat, muss sichergestellt werden, dass keine Geräte, die elektrische Felder erzeugen, in der Nähe sind. Diese erzeugen Rauschsignale, die das Messergebnis verfälschen. Insbesondere Geräte mit Netzstecker könnten Netzbrummen oder andere synchrone Artefakte erzeugen. Bei Netzbrummen handelt es sich um eine Schwingung, die der 50Hz Netzspannung entspricht (Schickedanz, 2021). Der Verstärker verstärkt dieses Netzbrummen, welches die viel schwächeren AEP überlagert. In diesem Fall kann selbst eine sorgfältige Mittelung die AEP nicht visualisieren (siehe Abb.3).



**Abbildung 3:** Durch Netzbrummen verfälschte Messung. Selbst nach der Mittelung überragt das Netzbrummen sämtliche gemessenen Potentiale.

Zur Stromversorgung muss die Verstärkerschaltung an eine Spannungsquelle angeschlossen sein. Da ein Netzkabel Netzbrummen erzeugt, ist dieses ungeeignet. Um dieses Problem zu umgehen, wurden zwei in Reihe geschaltete LiPo – Akkus, die je 12V Spannung liefern, eingebaut. Die beiden Akkus befinden sich auf der Seite, auf der das Gehäuse mit einer Schiebeklappe geöffnet werden kann. Dadurch sind die Akkus einfach zu erreichen und können problemlos geladen werden. Eine Vorrichtung, die den aktuellen Akkustand anzeigt, ist nicht vorhanden. Schlechter werdende Messergebnisse, bzw. eine abbauende Verstärkung, sind Indizien für einen niedrigen Akkustand. Zur Spannungsversorgung hätte alternativ auch eine abgeschirmtes Netzkabel angeschlossen werden können.

Auf der gegenüberliegenden Seite befinden sich DIP – Schalter. Insgesamt zehn Schalter ermöglichen die Einstellung der Signalverstärkung. Die Verstärkung wird in zwei Stufen unterteilt: Stufe 1 und Stufe 2. Auf jeder Stufe kann maximal ein Schalter umgelegt werden. Bevorzugt sollte die Verstärkung erst an der Stufe 1 erhöht werden. Wird also beispielsweise eine Verstärkung von +50dB gewünscht, werden +30dB bei Stufe 1 und +20dB bei Stufe 2 eingestellt (siehe Schalterstellung Abb. 4). Das analoge Signal kann dadurch, zusätzlich zu den +40dB Vorverstärkung, mit maximal +80dB verstärkt werden. Die Einflüsse der Verstärkung auf die AEP werden im Kapitel 4.4 behandelt.



**Abbildung 4:** Frontalansicht des Biosignalverstärkers. Vorne: DIP - Schalter mit entsprechender Skala. Rechts: Bananenbuchsen mit eingesteckten Elektrodenklemmen. Oben: Elektrodenklemmen und Drucktaster.

Die Spannungszufuhr wird mit dem auf der Oberseite befindlichen Drucktaster ein- und ausgeschaltet.

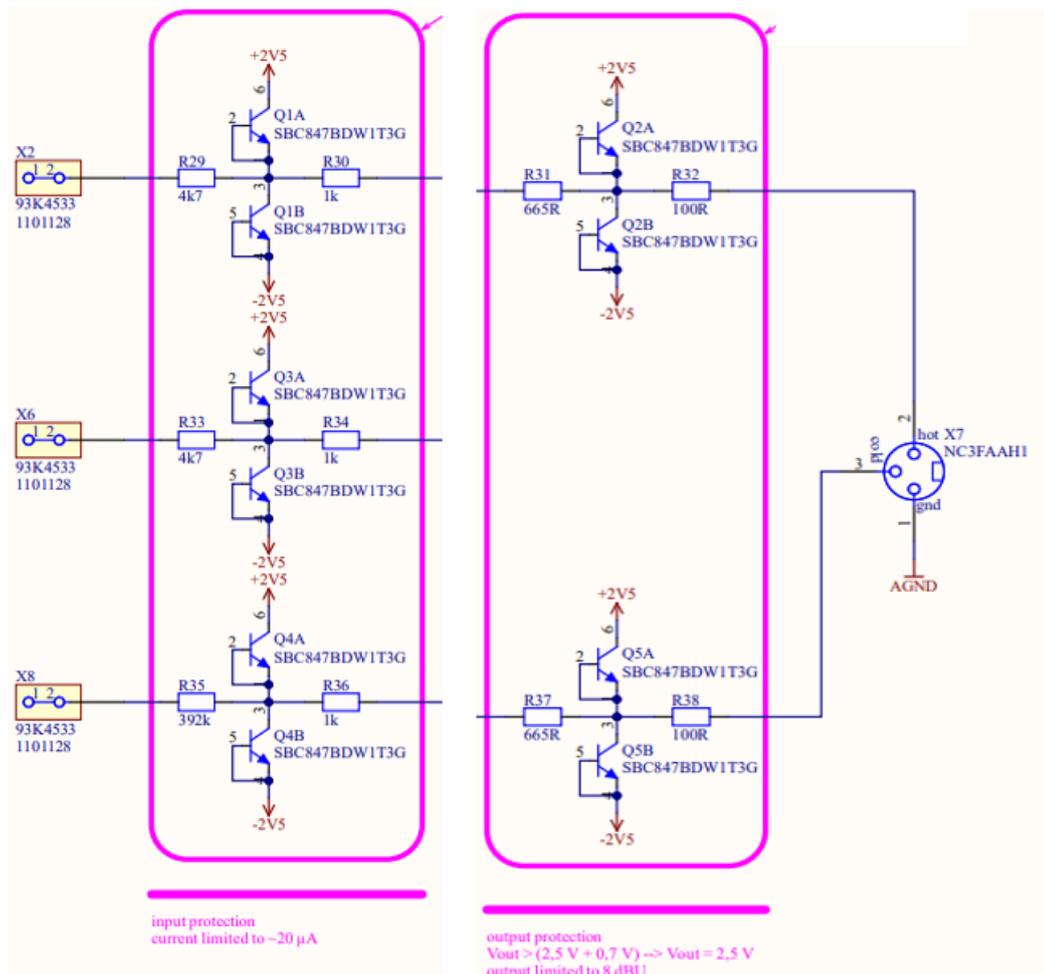
Da der Verstärker die gemessenen Signale nicht selbst verarbeiten kann, wird eine Schnittstelle zur Datenübertragung benötigt. Die in der Akustik gebräuchlichsten Komponenten sind das Cinch – und das XLR – Kabel. Bei der Signalübertragung über XLR - Kabel wird die Signalführung („hot“) und das gleiche Signal phasenverkehrt („cold“) übertragen. Auf der Empfängerseite werden beide Signale zu Einem zusammengesetzt. Störsignale, die dadurch bei beiden Signalen gleichermaßen auftreten, können so kompensiert werden (Schmidt, 2013). Da die Reduzierung der Störeinflüsse eine hohe Priorität hat, wurde eine XLR – Buchse als Schnittstelle eingebaut.

Die Elektroden werden über drei Bananenbuchsen mit der Schaltung verbunden. Die Buchsen sind folgendermaßen von links nach rechts angeordnet: E+ (Pluselektrode), E- (Minuselektrode), RLD (Right Leg Drive oder Erdungselektrode).

## 2.5.2 Verstärkerschaltung

Der Wichtigste Bestandteil des Verstärkers ist die Verstärkerschaltung. Diese verstärkt die von den Elektroden registrierten Potentiale und leitet das analoge Signal über die XLR – Buchse weiter. Die Schaltung in ihrer kompletten Zusammensetzung ist im Anhang A hinterlegt. Anhang B beinhaltet die Bauteilliste.

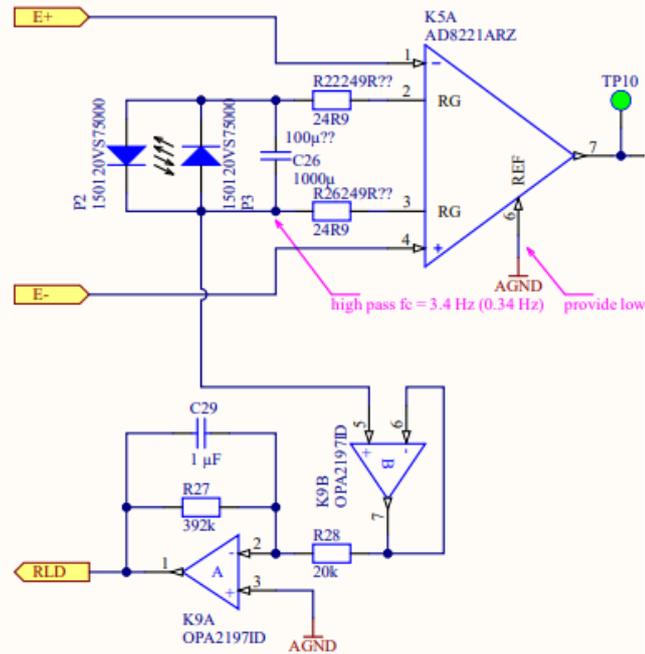
Die Schaltung lässt sich in drei Abschnitte unterteilen: Der Überspannungsschutz vor der Verstärkerschaltung, die Verstärkerschaltung und der Überspannungsschutz vor der XLR - Buchse.



**Abbildung 5:** Überspannungsschutz auf der Elektrodenseite und dem Ausgang zur XLR – Buchse (Gleich & Böhnke, 2021)

Der Überspannungsschutz ist auf beiden Seiten identisch aufgebaut und dient als Schutz der empfindlichen Signaleingänge vor zu hohen Spannungen. Realisiert wird dies mit zwei Transistoren in Basis – Kollektor – Schaltung. An jedem Ein- und Ausgang befinden sich zwei Transistoren, die an einer positiven 2,5V oder einer negativen 2,5V Versorgungsspannung angeschlossen sind. Tritt an einem der

Eingänge ein Überspannungsimpuls auf, dann wird dieser entsprechend seiner Polarität entweder auf die positive oder auf die negative Versorgungsspannung abgeleitet. Der Strom ist auf maximal  $20\mu\text{A}$  limitiert. Zwischen den beiden Überspannungsschutzschaltungen befindet sich die eigentliche Verstärker Schaltung.

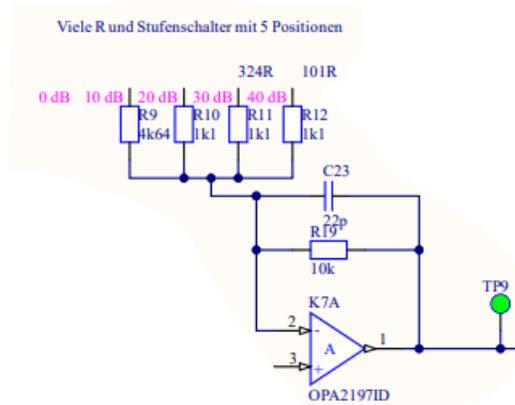


**Abbildung 6:** Differenzverstärker und Right Leg Drive (Gleich & Böhnke, 2021)

Der Operationsverstärker (K5A) wird mit den von den Elektroden gemessenen Signalen beschaltet. Der gewählte Operationsverstärker vereint zwei Funktionen: Er funktioniert als Differenz- und Instrumentenverstärker. Da die Widerstände an beiden Eingängen identisch sind, werden die beiden Signale durch den Differenzverstärker subtrahiert. Zusätzlich wird die Signaldifferenz um  $+40\text{dB}$  verstärkt. Ein Bandpassfilter mit  $3,4\text{Hz}$  unterer und  $12,7\text{kHz}$  oberer Grenzfrequenz filtert das Signal. Am Verstärkerausgang wird also die gefilterte und verstärkte Signaldifferenz ausgegeben. Der Prozess der Differenzverstärkung dient der Gleichtaktunterdrückung, die bis zu  $40\text{dB}$  beträgt.

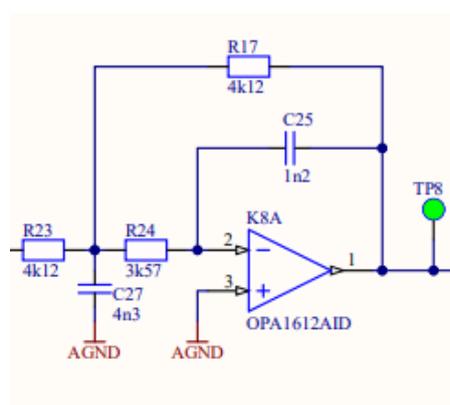
Zur Unterdrückung von hohen Gleichtaktkomponenten zwischen Differenz und Masse, wurde der Right Leg Drive eingebaut. Dabei werden auftretende Gleichtaktspannungen, die von den Elektroden registriert werden, zurück auf den Körper geleitet, um eine Kompensation zu bewirken. Der RLD ist außerdem auf Ground gezogen.

Durch die beiden Stufenschalter wird das vorverstärkte Signal anschließend um einen zusätzlichen Faktor weiter verstärkt. Die Gesamtverstärkung beläuft sich also auf +40dB plus den durch die Stufenschaltungen variablen Faktor.



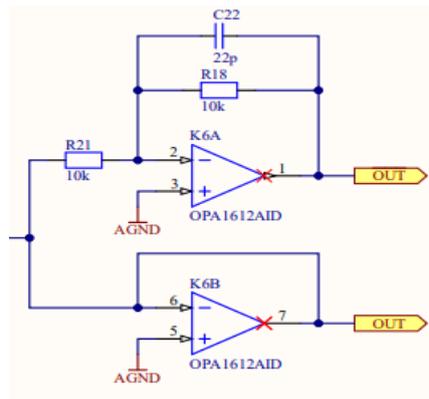
**Abbildung 7:** Schaltplan eines Stufenschalters (Gleich & Böhnke, 2021)

Die zusätzliche Verstärkung wird über zusätzliche, parallelgeschaltete Widerstände eingestellt. Durch das Betätigen eines Schalters, wird der Stromkreis über diesen Widerstand geschlossen und das Signal um den eingestellten Faktor verstärkt. Beide Verstärkungsstufen sind identisch aufgebaut. Die zweite Verstärkungsstufe befindet sich in Reihe geschaltet hinter der ersten Verstärkungsstufe.



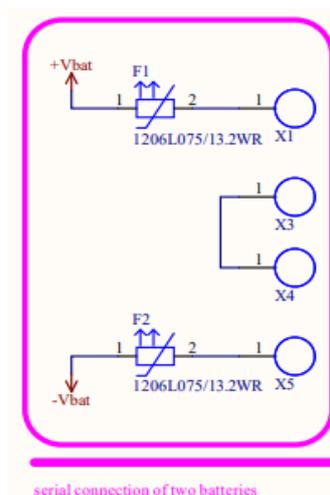
**Abbildung 8:** Schaltplan des Tiefpass Butterworth – Filter (Gleich & Böhnke, 2021)

Das analoge, verstärkte Signal wird durch einen Tiefpassfilter 2. Ordnung gefiltert. Dieser weist eine Flankensteilheit von -40dB/Dekade auf. Wie bereits in Kap. 2.3.2 erwähnt, wird der Filter breitbandig, die obere Grenzfrequenz beträgt 20kHz, gewählt.



**Abbildung 9:** Schaltplan des symmetrischen Ausgangs (Gleich & Böhnke, 2021)

Der Ausgang wurde symmetrisch gewählt, um den Einfluss von unsymmetrischen Störungen durch Masseschleifen zu vermeiden. Ein Ausgang gibt das tatsächliche und der andere Ausgang das invertierte Signal aus. Beide Ausgänge sind mit den Übertragungspins der XLR – Buchse verbunden. Wie bereits in Kap. 2.5.1 erwähnt, werden beide Signale beim Empfänger zu einem Signal zusammengefügt, wodurch Störsignale kompensiert werden. Dies sorgt für eine störungsarme Übertragung des analogen Signals vom Verstärker zur Soundkarte.



**Abbildung 10:** Schaltplan Spannungsversorgung (Gleich & Böhnke, 2021)

Die Versorgungsspannung wird durch zwei in Reihe geschaltete Akkus erzeugt. Diese liefern +12V und -12V. Diese Spannung wird durch zwei Schaltungen auf niedrigere Versorgungsspannungen geregelt. Zur Spannungsversorgung der OPAs wird die Versorgungsspannung auf  $\pm 9V$  reguliert. Durch eine weitere Schaltung wird die Spannung auf  $\pm 2,5V$  reguliert. Diese Spannung wird als Versorgungsspannung für den Überspannungsschutz benötigt. Die Schaltung, die die Spannungen für den jeweiligen Gebrauch anpassen, können im Anhang A eingesehen werden.

## 3 Methodik

In diesem Kapitel werden die Implementierung der Software und die verschiedenen Versuchsaufbauten beschrieben.

### 3.1 Softwareentwicklung

Um den Biosignalverstärker ansteuern zu können, wurde eine Software implementiert. Diese musste folgende Anforderungen erfüllen:

- Erzeugung und Ausgabe eines akustischen Reizes
- Quantisieren, filtern und mitteln der einzelnen Sweeps
- Grafische Darstellung des AEP

Als Programmierumgebung wurde MATLAB gewählt. MATLAB ist bestens für diese Anforderungen geeignet, da es über hilfreiche Tools für die Signalverarbeitung und die grafische Darstellung verfügt. Die Software ist im Anhang C hinterlegt.

#### 3.1.1 Funktion

Bei der Entwicklung der Software wurde ein großer Wert auf Flexibilität gelegt. Es sollte dem Bediener ermöglicht werden, mit jeder Messung die Messparameter zu verändern, ohne im Code die entsprechenden Zeilen suchen und verändern zu müssen. Aus diesem Grund wurde der Code als Funktion geschrieben. Folgende Parameter können mit jeder Messung neu gewählt werden:

- numOfBursts: Bestimmt die Anzahl der Mittelungen.
- inFs: Abtastfrequenz des analogen Signals. Beschreibt, wie oft das analoge Signal in der Sekunde abgetastet wird.
- lenSweep: Beschreibt die Länge eines Sweeps, also wieviel Abtastungsintervalle eine Sweep definieren.
- level\_in\_dB: Lautstärke in dB nHL. Die maximale Lautstärke liegt bei 60dB nHL.
- FreqHigh: Obere Grenzfrequenz des Tiefpassfilters.
- FreqLow: Untere Grenzfrequenz des Hochpassfilters.

### 3.1.2 Audiosignalerzeugung und – ausgabe

Im Gegensatz zu vielen anderen Parametern wird der akustische Reiz nicht mit der Funktionseingabe neu ausgewählt. Stattdessen wird eine entsprechende Wave – Datei erstellt und der Name der Datei im Code manuell verändert.

Bei der Audiosignalerzeugung und -ausgabe wurde ein bereits bestehendes Konzept von Dr. Frank Böhnke übernommen und angepasst. Da diese Methode zufriedenstellend funktioniert, wurden keine Alternativen getestet. Die Wave – Datei wird durch den dsp.AudiofileReader eingelesen und über den audioDeviceWriter ausgegeben. Der audioDeviceReader liest die gemessenen Signale ein.

```

28     %% Configuration of the audio and input signal
29
30     % Creating the audio signal
31     % The wav file must be created seperatly
32     fileReader =
33         dsp.AudiofileReader('Filename','click2.wav','PlayCount',...
34             lenSweep, 'SamplesPerFrame', lenSweep, 'OutputDataType', 'double');
35
36     % Configuring the output device and its channel
37     deviceWriter = audioDeviceWriter('Driver', 'ASIO', 'Device', 'Default',
38         ...
39         'SampleRate', inFs, 'BufferSize', lenSweep);
40
41     % Configuring the input device and its channel
42     deviceReader = audioDeviceReader('Driver', 'ASIO', 'Device', 'Default',
43         ...
44         'SamplesPerFrame', lenSweep, 'SampleRate', inFs, 'NumChannels', 1);

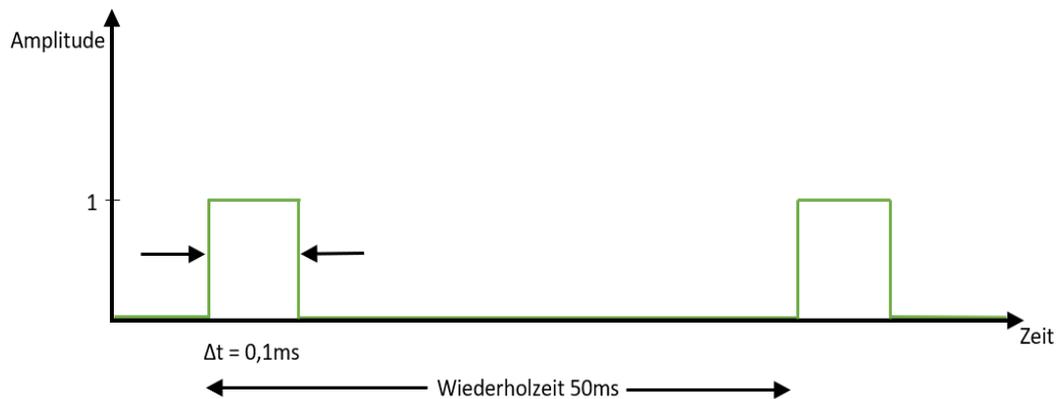
```

**Abbildung 11:** Umsetzung der Audiosignalausgabe und des Einlesens der vom Verstärker registrierten Potentiale

Die dafür wichtigsten Parameter sind die Abtastfrequenz (inFs) und die Samplinglänge (lenSweep). Die Abtastfrequenz definiert, wie oft das digitalisierte Signal in der Sekunde abgetastet wird und die Samplinglänge wieviel dieser Abtastungen einen Sweep ergeben. Diese Festlegung gilt für das ausgegebene, als auch für das eingelesene Signal. Dementsprechend werden durch diese beiden Parameter die Sweeps dimensioniert und auch die Wiederholrate der akustischen Reizabgabe festgelegt.

Um FAEP auszulösen, stehen verschiedene kurze akustische Reize zur Auswahl. Am weitesten verbreitet sind der Click und der Chirp - Reiz. Die Wahl des akustischen Reizes kann mitentscheidend für die Qualität der Messergebnisse sein.

Der Click ist ein gegenüber der Wiederholzeit von 50ms sehr kurzer Rechteckimpuls (0,1ms).



**Abbildung 12:** Click - Impuls

Die Nutzung dieses akustischen Reizes hat den Vorteil, dass er mit seinem Spektrum eine große Frequenz – Bandbreite abdeckt. Hinzu kommt, dass die Erregung der Sinneszellen in den verschiedenen Frequenzbereichen synchron erfolgt. Dadurch können FAEP mit einem großen Amplitudenausschlag gemessen werden. Bei BERA – Messungen sind die Click – Impulse am weitesten verbreitet. (Walger, Hoth, Mühler, & Neumann, 2014).

Ein kurzer akustischer Reiz, mit einer sich verändernden Frequenz wird Chirp – Reiz genannt. Durch die Frequenzänderungen innerhalb des Reizes wird, verglichen mit dem Click – Impuls, eine noch größere Bandbreite abgedeckt. Die daraus resultierende größere Synchronität der Erregung führt zu einer größeren Amplitude (Walger, Hoth, Mühler, & Neumann, 2014).

Für die BERA – Messungen wurde immer ein Click – Impuls verwendet. Dieser erreicht die gewünschte Bandbreite, sodass gut sichtbare FAEP gemessen werden. Hinzu kommt, dass der Click aufgrund seiner Morphologie einfach zu erzeugen ist. Das Einsetzen eines Chrip – Reizes zur akustischen Reizgebung wäre ebenfalls sinnvoll gewesen, da dieser eine größere Bandbreite und eine höherer Synchronität erreicht. Dieser Ansatz wurde aber aufgrund der schwerer zu erzeugenden Morphologie des Chrip – Reizes und der guten Funktionalität des Click – Impulses verworfen. Eine weitere Option, der Tone Burst, ist für diese Art von Versuch eher ungeeignet.

### **3.1.3 Signalverarbeitung**

Die Verarbeitung des registrierten Signals ist von großer Wichtigkeit. Damit sollen die digitalisierten Signale dem Originalen angenähert und Artefakte gefiltert werden.

#### **3.1.3.1 Umsetzung der Quantisierung**

Um das Signal zu quantisieren, wird das eingelesene Signal mit einem Faktor multipliziert. Dieser ergibt sich aus der Eingangsspannung des am XLR – Eingang liegenden A/D – Wandlers und der Wortlänge der Soundkarte. Diese Werte lassen sich aus dem Datenblatt des Wandlers entnehmen. Mit einer Eingangsspannung von 5V und einer Wortlänge von 24Bit ergibt sich folgende Quantisierungsspannung (AsahiKasei, 2014):

$$Q = \frac{5V}{2^{24}} = 0,298\mu V$$

**Formel 4:** Berechnung der Quantisierungsspannung der Babyface FS Pro

#### **3.1.3.2 Umsetzung der Filterung**

Zur Filterung der nun quantisierten Signale wird ein Butterworth – Filter 6. Ordnung verwendet. Butterworth – Filter verlaufen flach bis zur Grenzfrequenz, um an der Grenzfrequenz stark abzufallen. Dadurch werden Frequenzen außerhalb der Grenzfrequenzen eliminiert. Bei einem Filter 6. Ordnung geschieht dies mit 120dB/Dekade. Die Grenzen können mit der Funktionseingabe angepasst werden. Die Filterung dient vor allem dazu, große positive oder negative Amplitude, die ansonsten die Mittelung verfälschen, zu eliminieren.

### 3.1.3.3 Umsetzung der Mittelung

Der gesamte Prozess der Mittelung findet in einer, bis zum Erreichen der vorgegebenen Mittelungsanzahl durchgeführten, while – Schleife statt. In dieser werden die einzelnen Sweeps in zwei Buffer aufgeteilt. Der a – Buffer enthält alle Sweeps mit einer geradzahigen Mittelungsanzahl, während die Sweeps mit einer ungeraden Mittelungsanzahl im b – Buffer abgelegt werden. Durch das Aufteilen in zwei Buffer werden die beiden Kurvenverläufe miteinander verglichen und damit die Reproduzierbarkeit der AEP überprüft. Die Ähnlichkeit lässt sich durch einen visuellen Vergleich der beiden Kurvenverläufe feststellen. Außerdem wird auch die Kreuzkorrelation zwischen den beiden Buffern berechnet. Je näher die Kreuzkorrelation gegen 0 geht, desto ähnlicher sind die beiden Kurvenverläufe zueinander. Zwei zueinander ähnliche AEP bestätigen, dass es sich bei dem gemessenen Signal um ein Biologisches handelt.

Um die Mittelung parallel zur Ausgabe des akustischen Reizes durchführen zu können, wird mit einer gewichteten Mittelung gearbeitet. Diese wird in beiden Buffern separat durchgeführt. Dabei wird die bereits bestehende Mittelung mit einem Faktor, die Anzahl der bereits erfolgten Mittelungen subtrahiert mit eins, gewichtet, bevor der neue Sweep aufsummiert wird. Diese Summe wird durch die Anzahl der Mittelungen geteilt. Das Ergebnis entspricht der aktualisierten Mittelung. Die dafür verwendete Formel lautet:

$$M(i) = \frac{M_{i-1} * (i - 1) + s_i}{i}$$

**Formel 5:** Prinzip der gewichteten Mittelung zur Mittelwertberechnung

M (i) = gemittelter Signalabschnitt

s = Sweep

i = Anzahl der Mittelungen

Im Code wird diese Rechnung von der WeightedMean - Funktion durchgeführt. Die einzelnen Sweeps werden für weitere Analysen in einer Matrix abgespeichert.

### 3.1.4 Grafische Darstellung

Für die grafische Darstellung standen zwei Optionen zur Verfügung: Die „plot“ – Funktion und das „timescope“ - Objekt. Beide Methoden wurden ausführlich getestet und schließlich das „timescope“ in den Code übernommen. Diese Entscheidung beruht allein auf der Geschwindigkeit, mit der der Code lief. Bei Verwendung der „plot“ – Funktion, nahm die Geschwindigkeit mit zunehmender Anzahl an erfolgten Mittelungen konstant ab. Dies hatte zur Folge, dass die akustischen Reize in immer größer werdenden Abständen ausgegeben wurden. Selbst wenn die FAEP nur alle 50 oder 100 Sweeps geplottet wurden, war die Software nicht schnell genug, was zu Aussetzern bei der Audioausgabe führte. Bei der Verwendung von „timescope“ traten keine vergleichbaren Probleme auf, sodass problemlos gemessen und gleichzeitig geplottet werden konnte. Um die Visualisierung übersichtlich zu gestalten, wurde im Intervall von 50 Mittelungen geplottet. Abb. 13 zeigt die Implementierung des „timescope“.

```

67 % plotting the averaged audio signal
68 scope = timescope('SampleRate', inFs, ...
69     'TimeSpanSource', 'Property', ...
70     'TimeSpan',time, ...
71     'TimeSpanOverrunAction','scroll', ...
72     'PlotType','line', ...
73     'AxesScaling','Manual', ...
74     'AxesScalingNumUpdates',100, ...
75     'TimeUnits','Seconds', ...
76     'TimeAxisLabels','bottom', ...
77     'BufferLength',lenSweep, ...
78     'Name','current BERA', ...
79     'Position', [100 300 500 500],...
80     'ChannelNames',{'A_avg','B_avg'}, ...
81     'ActiveDisplay',1, ...
82     'Title','', ...
83     'YLabel','Amplitude [nV]', ...
84     'YLimits',[-0.02 0.02], ...
85     'ShowLegend', true, ...
86     'ShowGrid',true); ...

```

**Abbildung 13:** Visualisierung der BERA mit Hilfe des timescope Objekts

Auch hier fließen die beiden Parameter  $inFs$  und  $lenSweep$  ein und definieren die Länge eines Sweeps und die Abtastfrequenz für die Visualisierung. Die x – Achsenskalierung wird durch die folgende Formel definiert:

$$Zeit [s] = \frac{lenSweep}{inFs} = \frac{Sweeplänge}{Abtastrate}$$

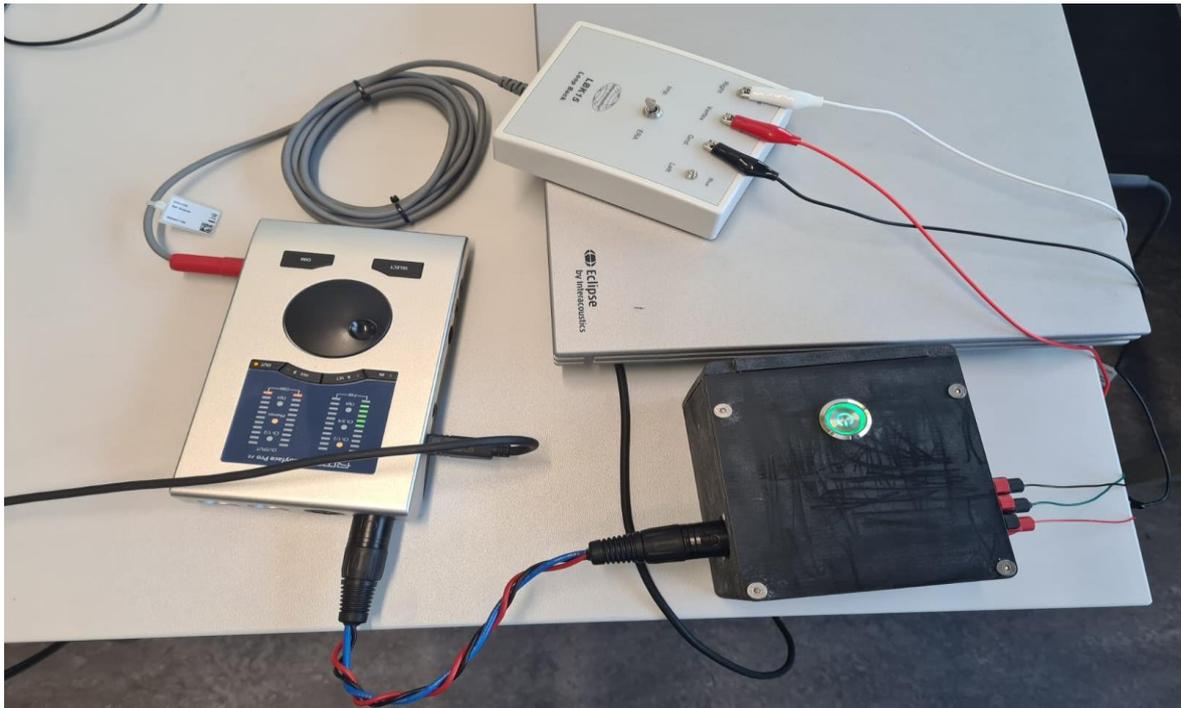
**Formel 6:** Berechnung der Zeit

Die Zeit muss so gesetzt werden, dass das komplette FAEP visualisiert wird. Die y – Achsenskalierung wurde etwas großzügiger gewählt, um sicher zu gehen, dass das gesamte FAEP abgebildet wird. Die restlichen Parameter entsprechen den von MATLAB vorgeschlagenem Standard.

### 3.2 Software und Biosignalverstärker Testung

Der Testaufbau mit der Loop – Back (LBK15) Box dient zum Funktionstest des Biosignalverstärkers. Mit diesem Aufbau sollte überprüft werden, ob es sich bei den vom Biosignalverstärker gemessenen Signal um Rauschen, oder existente Biopotentiale handelt. Zusätzlich wird die Software getestet und die Filterung optimiert.

Bei der Loop – Back Box (Abb. 14 weiße Box) handelt es sich um einen elektrischen Schwingkreis der Firma Interacoustics. Die an die LBK15 abgegebenen akustischen Signale können über die vier Anschlüsse als elektrische Potentiale mit einer dem akustischen Reiz entsprechenden Form gemessen werden (Interacoustics, 2020).



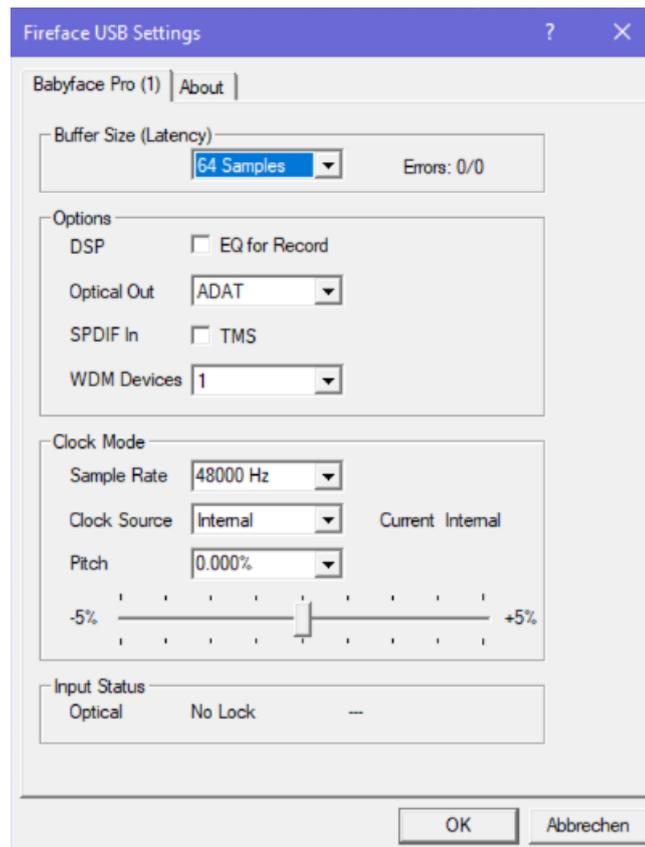
**Abbildung 14:** Versuchsaufbau zur Testung des Biosignalverstärkers an der Loop - Back Box.

Der Biosignalverstärker wurde an die LBK15 angeschlossen. Dazu wurden Jumperkabel in den Bananenbuchsen eingespannt und mit Krokodilklemmen an der LBK15 angeklemt. Die Polarität wurde beidseitig beachtet. Im Anschluss wurde ein bekanntes Signal, in diesem Fall der Click, auf die Loop – Back Box gegeben.

Für die Audioausgabe wurde eine Babyface FS Pro Soundkarte (RME, München) verwendet. Mit einem USB – Kabel sind Soundkarte und Rechner verbunden. Über diese Verbindung findet der in beide Richtungen verlaufende Datentransfer statt.

Die Verbindung zum Biosignalverstärker wird über ein XLR – Kabel mit symmetrischer Signaleinspeisung hergestellt. Die Lautstärke wird durch einen Drehregler reguliert, der allerdings mit keiner Lautstärkeskala versehen ist, was die genaue Bestimmung der Lautstärke erschwert. Für diesen Versuch spielt die Lautstärke allerdings keine Rolle. Eine Wortbreite von 24Bit sorgt für eine enge Abtastung des analogen Signals und damit für eine hohe Auflösung bei der Digitalisierung (RME Intelligent Audio Solution, 2020).

Um die Babyface FS Pro anzu steuern zu können, muss die RME Total Mix Software auf dem Rechner installiert sein. Diese Software garantiert eine reibungslose Verbindung mit der Soundkarte. Zusätzlich lässt sich über diese Software die Lautstärke einstellen.



**Abbildung 15:** USB - Einstellungen für die Babyface FS Pro

Über die Taskleiste lassen sich die Fireface USB Einstellungen öffnen. Dieses Einstellungs Menü erlaubt weitere Anpassungen der Messparameter. Die in Abb.15 zu sehende Einstellungen wurden zu geringem Teil nachträglich angepasst. Die Latenz (Buffer Size) wurde vor der ersten Messreihe auf das Minimum, also auf 48 Samples gesetzt. Die Latenz beschreibt die Verzögerung bis zur Abgabe des Audiosignals. Die Sampling Frequenz passt sich automatisch der im Code eingegebenen Sampling Frequenz an. Weitere Änderungen wurden nicht vorgenommen. Diese Einstellungen wurden für alle Messreihen mit der Babyface FS Pro verwendet.

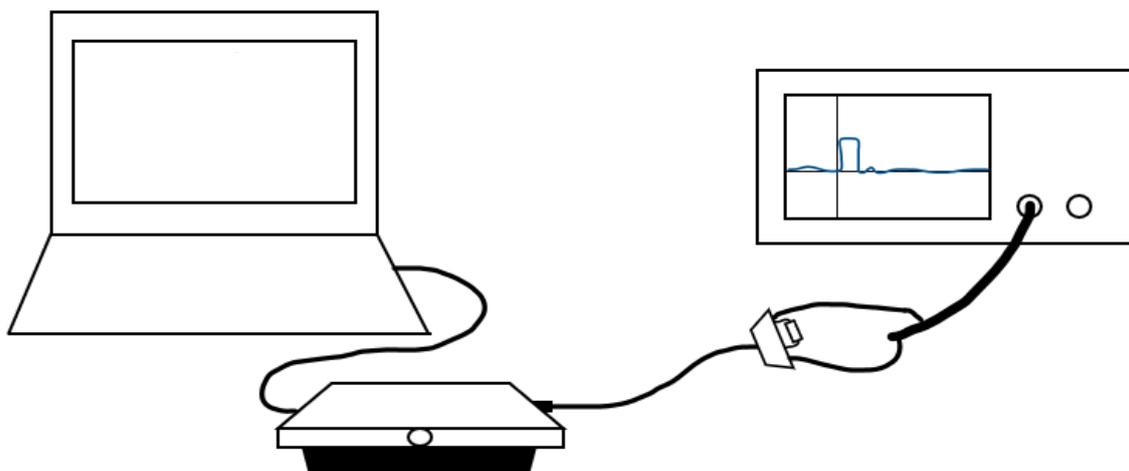
Die Visualisierung wurde über einen Rechner mit MATLAB durchgeführt. Verwendet wurde der in Kap. 3.1 vorgestellte Code. Sollte nach der Visualisierung Rechteckimpulse zu sehen sein, wäre dies der erste Beweis für die Funktionalität des Verstärkers.

### 3.3 Probandenmessungen

Im Folgenden werden der Versuchsaufbau, die Versuchsdurchführung an Probanden und weitere in diesem Zusammenhang stehende Aufbauten dargestellt.

#### 3.3.1 Ermittlung der Lautstärke

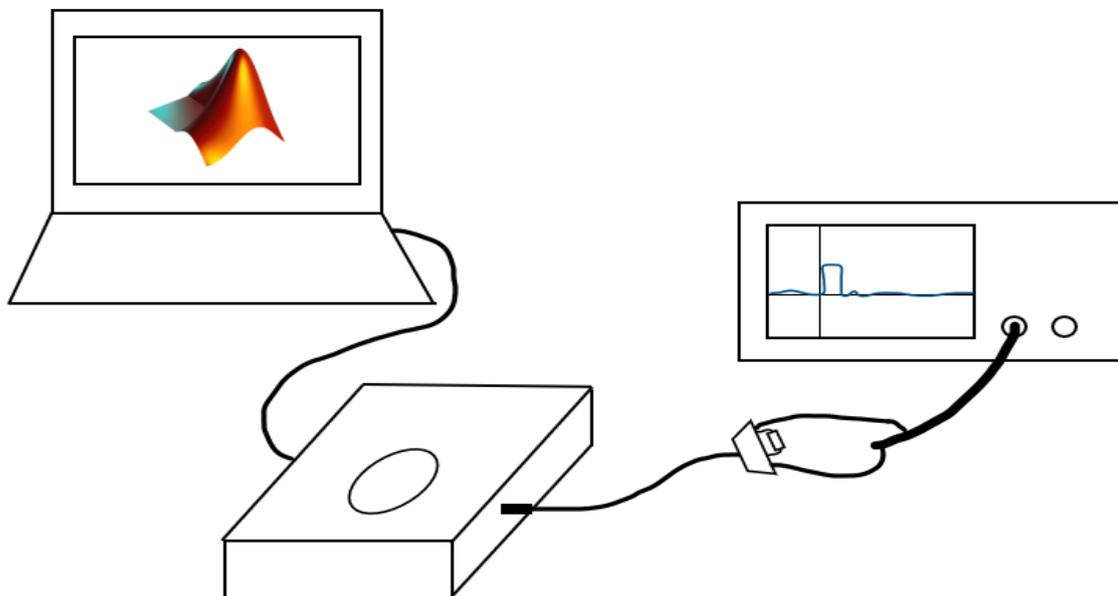
Da die Form der AEP unter anderem vom Schallpegel abhängig ist, sollte die Audioausgabe bei beiden Systemen gleich laut sein. Dies ist vor allem für die Vergleichbarkeit der beiden Systeme wichtig. Die Problemstellung war aber die fehlende Lautstärkenskalierung an der Babyface FS Pro. Deswegen wurde eine Methode gesucht, um die Lautstärke der Soundkarte zu bestimmen und eine Skalierung zu erstellen. Dazu wurden die Eclipse und die Babyface FS Pro an ein Oszilloskop angeschlossen. Mit dem Oszilloskop wird die elektrische Spannung über die Zeit dargestellt. Dieser Spannungsverlauf wurde zuerst bei der Eclipse ermittelt, da bei dieser die Lautstärke verifiziert ist. So konnte das Ergebnis als Referenz genutzt werden, um die Lautstärke bei der Babyface FS Pro einstellen zu können.



**Abbildung 16:** Aufbau zur Bestimmung der Amplitude bei einer Lautstärke von 60dB nHL

Um den Spannungsverlauf zu messen, wurde an den 6,3mm stereo Klinken – Stecker ein Adapter angeschlossen. Dieser besitzt drei Eingänge, über die das Signal abgegriffen werden kann. Das Oszilloskop wurde an den linken Eingang und der Erdung angeschlossen. Zwischen die beiden Anschlüsse wurde ein 10Ω Widerstand gelegt. Anschließend wurde über die Eclipse ein Click mit einer Lautstärke von 60dB nHL ausgegeben und der Spannungsverlauf abgespeichert.

Danach wurde ein identischer Versuch mit der Babyface FS Pro an Stelle der Eclipse aufgebaut.



**Abbildung 17:** Aufbau zur Bestimmung der Lautstärke bei der Audiosignalausgabe der Babyface Pro FS

Während über die Soundkarte ebenfalls ein Click ausgegeben wurde, konnte die Amplitude durch Verschieben der Regler auf dem RME TotalMix Interface auf einen nahezu identischen Ausschlag eingestellt werden. Eine identische Amplitude bedeutet eine identische Lautstärke. Diese Wahrnehmung konnte auch subjektiv bestätigt werden. Die bei RME Total Mix festgelegten Einstellungen wurden gespeichert und bei zukünftigen Messreihen immer verwendet. Durch das Verwenden dieser Einstellungen können auch Veränderungen am Regler der Babyface kompensiert werden. Die Lautstärke wird seit dem nur noch über den MATLAB – Code verändert (Kap. 3.1.1). Die Lautstärke ist so auf einen maximalen Pegel von 60dB nHL begrenzt.

### 3.3.2 Vorbereitung des Probanden

Die Vorbereitung der Probanden lief bei allen Messreihen identisch ab. Durch Aufrauen der Haut mit feinem Schleifpapier und anschließendem Entfernen der Fettschicht durch alkoholhaltige Tücher wurde die Hautoberfläche gereinigt. Durch dieses Vorgehen sollte die Leitfähigkeit zwischen Haut und Elektroden verbessert werden. Anschließend wurden vier Oberflächenelektroden am Probanden angebracht. Dafür wurden Ambu BlueSensor SP Oberflächenelektroden verwendet. Die Pluselektrode wurde an der Stirn, direkt unter dem Haaransatz angebracht.

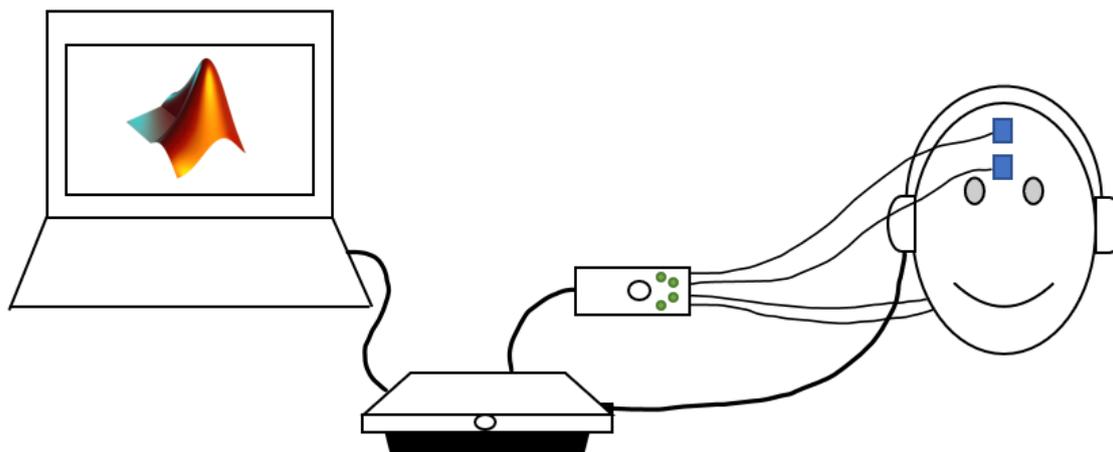
Darunter wurde die Erdungselektrode angeklebt. Die beiden Minuselektroden wurden unterhalb des 7. Halswirbels entlang der Halswirbelsäule angebracht. Bei der Anbringung der Elektroden dienten Erkenntnisse von Sammeth et al. (2020) als Grundlage. Diese konnten durch ihre Messungen feststellen, dass bei der gewählten Elektrodenmontage ein großer Ausschlag der Jewett V zu erwarten ist.

Nach dem Anbringen der Elektroden wurde die elektrischen Impedanzen überprüft. Dazu wurden die Druckköpfe am Vorverstärker an die Elektroden angebracht. Im Anschluss wurde am Vorverstärker der Eclipse bei einer hohen Impedanz startend der Drehregler im Uhrzeigersinn gedreht, bis eine der Kontrollleuchten rot aufleuchtete. Die dabei erreichte ohmsche Impedanz sollte niedriger als 3kOhm sein. Liegt der ermittelte Wert darüber wurde nach zweiminütigem Warten eine weitere Messung durchgeführt. Blieb auch die ohne Erfolg mussten neue Elektroden angebracht werden.

Nach der Impedanzmessung wurde der Proband gebeten sich auf die Liege zu legen. Jeder Proband wurde über den Versuchsablauf aufgeklärt und gebeten möglichst ruhig zu liegen, um die Bildung von myogenen Artefakten zu reduzieren. Die Augenlider sollten entweder geschlossen oder geöffnet gehalten werden. Sobald der Proband eine für sich angenehme Position gefunden hatte, wurden die Elektrodenstecker, oder bei Messungen mit dem Biosignalverstärker die Krokodilklemmen an die Elektroden angebracht und die Kopfhörer aufgesetzt.

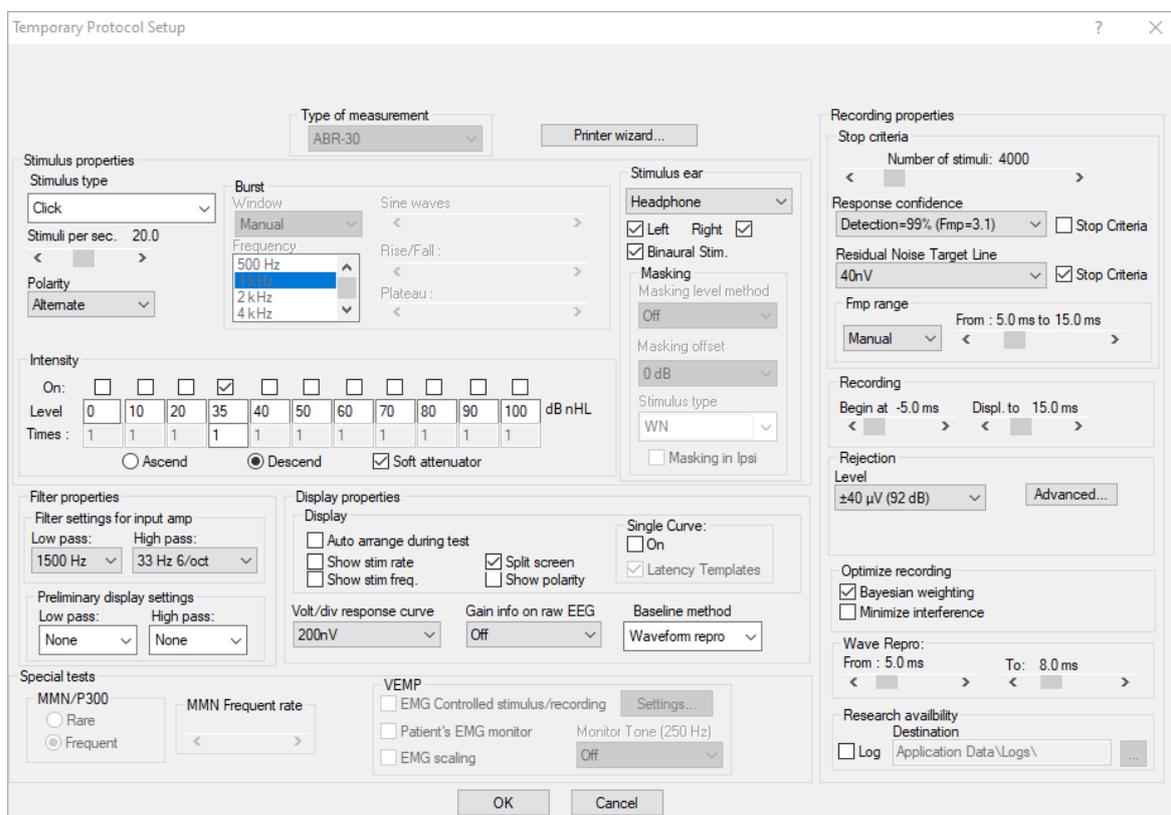
### **3.3.3 Versuchsaufbau Eclipse**

Der Aufbau entspricht dem für den klinischen Gebrauch genutzten Standard. Die Eclipse wird via USB an einen Rechner, auf dem die ERA – Modul Software installiert ist, angeschlossen. Diese Software lässt sich nach Anschalten der Eclipse starten. Über ein 6,3mm Stereo Klinkenkabel wurden die Kopfhörer an die Eclipse angeschlossen. Verwendet wurden Ohrmuschel umschließende TDH39 Kopfhörer von Telephonics.



**Abbildung 18:** Schematische Darstellung des Messaufbaus für BERA – Messungen mit der Eclipse

Nach Abschluss der technischen Vorbereitungen wurde der Proband nach Kap 3.3.2 vorbereitet. Für die Impedanzmessung wurden alle vier Elektroden angeschlossen. In dieser Zeit wurde die ERA – Modul Software gestartet und entweder ein neuer Patient angelegt oder eine vorhandene Patientenakte geöffnet. Die für die Messungen vorgenommenen Einstellungen sind in Abbildung 19 zu sehen.



**Abbildung 19:** Einstellungsfenster der Eclipse mit den vorgenommenen Einstellungen

Gewählt wurde eine Wiederholrate von 20Hz. Mit dieser Rate wurden je nach Messreihe 4000 bis 8000 Click - Impulse ausgegeben. Da bei dem Biosignalverstärker noch keine binaurale Messungen durchgeführt werden können, wurde auch bei der Eclipse monaural, meist auf dem rechten Ohr, stimuliert. Die Fenstereinstellungen für die Visualisierung wurden so gewählt, dass die ersten 15ms, also der Bereich in dem FAEP gemessen werden können, abgedeckt werden. Das Signal wurde mit etwa 92dB verstärkt. Mit Ausnahme der Bestimmung der Hörschwelle betrug der Schallpegel immer 60dB nHL. Ein Unterschied der Eclipse ist die Möglichkeit Sweeps auf ihre Reproduzierbarkeit zu überprüfen. Sweeps, die einen großen Unterschied zu den Anderen aufweisen, werden verworfen und nicht in die Mittelung aufgenommen. Das Fenster zur Überprüfung wurde von 5ms bis 8ms eingestellt, um so abweichende oder von Artefakten stark überlagerte Jewett V Amplituden nicht in die Mittelung einfließen zu lassen. Nach Abschluss der Messung wurden die Datensätze gespeichert, als Excel – Datei exportiert und über MATLAB visualisiert.

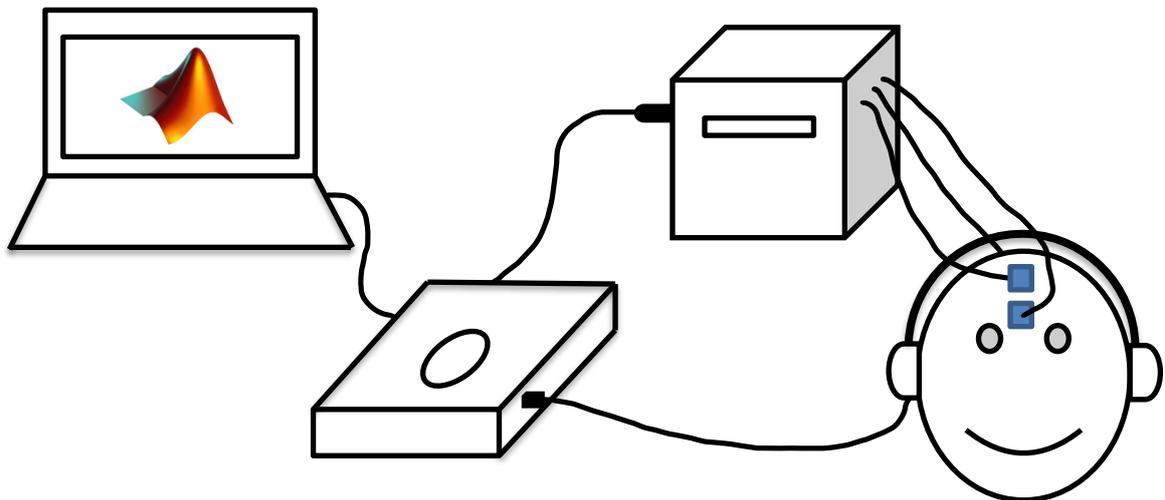
#### **3.3.4 Versuchsaufbau Biosignalverstärker**

Das System wurde über einen Rechner angesteuert, auf dem MATLAB und RME Total Mix installiert sind. Dieser leitete Befehle an die Babyface FS Pro weiter und empfing über diese die registrierten, digitalisierten Messdaten. Um diese Kommunikation zu ermöglichen, wurden die beiden Komponenten mit einem USB – Kabel verbunden.

Die Verbindung zwischen den Elektroden und den entsprechenden Buchsen am Verstärker wurde über Jumperkabel und Krokodilklemmen aufgebaut. Dabei wurde die Polung beachtet. Biosignalverstärker und Babyface FS Pro wurden mit einem XLR – Kabel verbunden, welches den einseitigen Datentransport vom Verstärker zur Babyface ermöglichte.

Für die Audioausgabe wurden erneut die TDH39 Kopfhörer von Telephonics verwendet. Um diese an die Babyface anschließen zu können, mussten die Kopfhörer erst auf einen Klinken Mono Stecker gelegt werden. Dies erfolgte mit einem dafür vorgesehen Adapter, der die beiden Klinken Stereo Stecker der Kopfhörer auf einen Klinken Mono Stecker legt. Da es nur drei Pole gibt konnte mit dem Biosignalverstärker nur monaural gemessen werden. Dementsprechend wurde

monaural, auch hier meist am rechten Ohr, stimuliert. Die bereits vorgestellte Lautstärkenkonfiguration (Kap. 3.3.1) und die Fireface Einstellungen (Abb. 15) wurden auch bei den BERA – Messungen verwendet. In Abb. 20 ist eine schematische Darstellung des gesamten Aufbaus zu sehen.



**Abbildung 20:** Schematische Darstellung des Messaufbaus für BERA - Messungen mit dem Biosignalverstärker

Nachdem der Aufbau fertiggestellt war, wurden Probanden nach Kap. 3.3.2 vorbereitet. Da der Biosignalverstärker bisher kein eigenes elektrisches Impedanzmesssystem besitzt, wurde die Impedanz mit dem Messgerät der Eclipse gemessen. Nachdem die Vorbereitungen abgeschlossen waren, konnten die BERA - Messungen durchgeführt werden. Die Parameter wurden folgendermaßen gewählt:

- numOfBursts: 4000 – 8000, abhängig von der Messreihe
- inFs: 44100Hz
- lenSweep: 2160
- level\_in\_dB: 60dB nHL, außer beim Hörschwellenanlauf
- FreqHigh: 4000Hz
- FreqLow: 100Hz

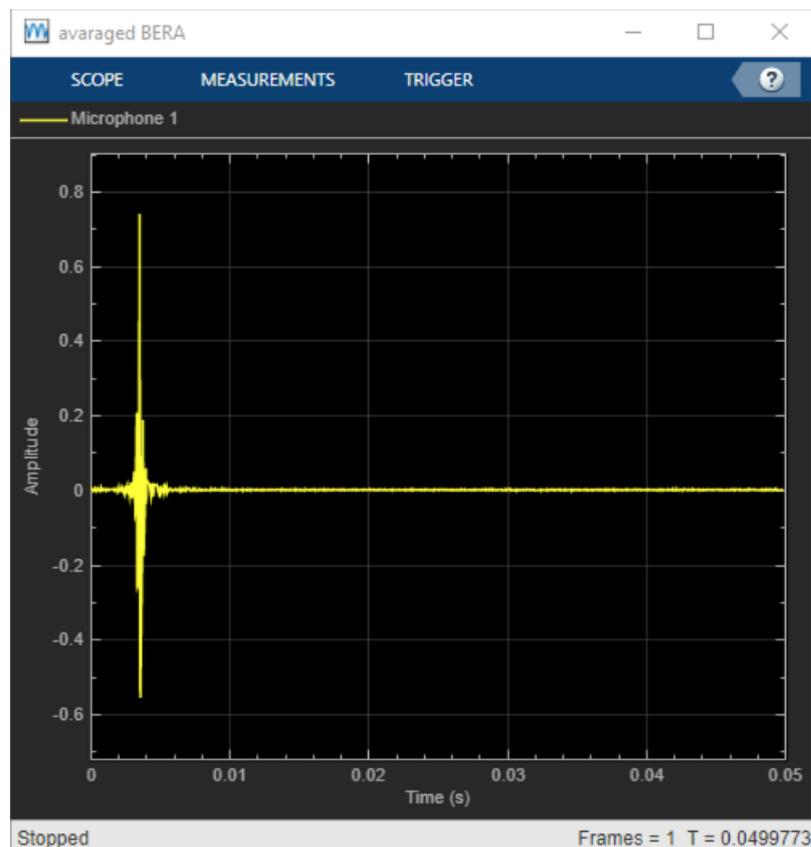
Nachdem alle Mittelungen durchgelaufen sind, wurden die Messergebnisse in einer Matrix abgespeichert. Abschließend erfolgte die Auswertung der Ergebnisse.

## 4 Ergebnisse

Dieses Kapitel dient zur Dokumentation der Messergebnisse und der Zusammenfassung der daraus gewonnenen Erkenntnisse.

### 4.1 Funktionsnachweis

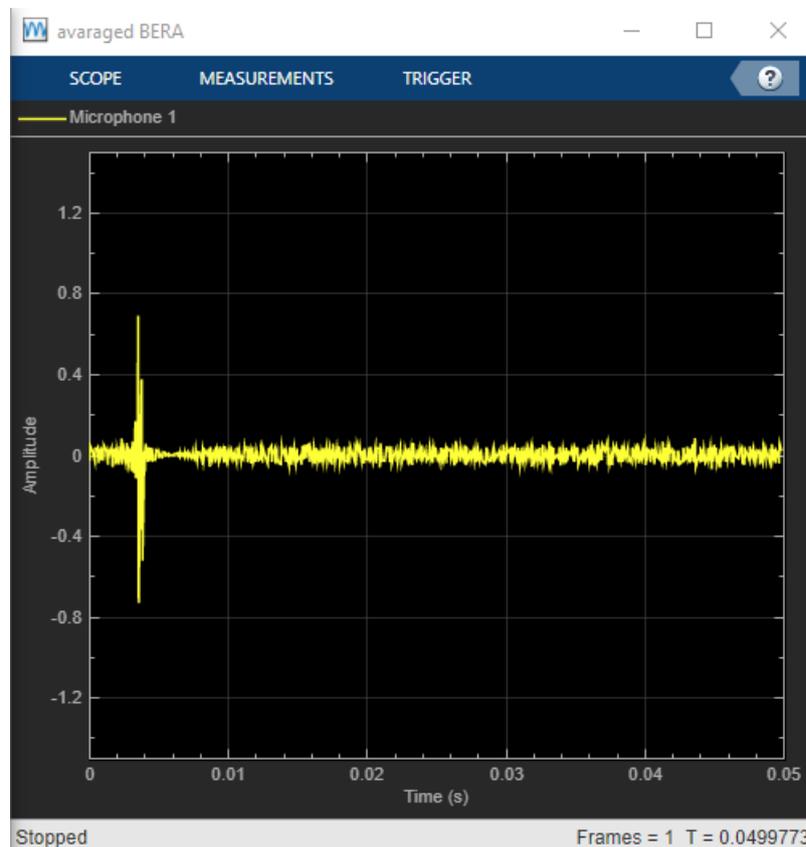
Die in diesem Kapitel vorgestellten Ergebnisse stammen von den Messungen mit der Loop – Back Box. Dieser Versuch wurde nur an dem Biosignalverstärker durchgeführt.



**Abbildung 21:** Vom Biosignalverstärker gemessener Rechteckimpuls

Für die Abbildungen 21 und 22 muss erwähnt werden, dass das Signal nicht quantisiert wurde, sodass die Werte auf der y – Achse nicht stimmen. Die y – Achse ist in Volt skaliert. Da für diese Versuchsreihe aber nur die Form des gemessenen Signals von Interesse ist, spielt die genaue Amplitudengröße keine Rolle.

Zu sehen ist ein kurzer Rechteckimpuls zu dem Zeitpunkt, an dem der Click abgegeben wird. Die kurze Latenz zum Zeitpunkt 0ms entsteht durch die Verzögerung durch die Soundkarte. Damit entspricht das gemessene Signal dem auf die Loop – Back Box gegeben Signal.

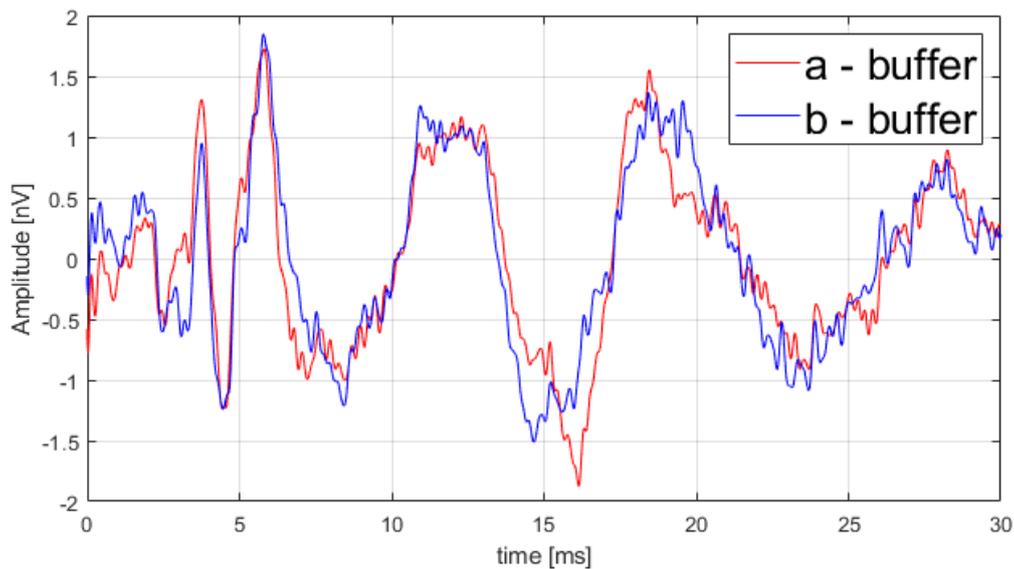


**Abbildung 22:** Registrierter Rechteckimpuls bei maximaler Verstärkung

Eine weitere Auffälligkeit tritt bei Messungen mit hoher Verstärkung auf. Beispielhaft dafür steht die Abb. 22, dem Messergebnis bei einer Verstärkung von +120dB. Neben dem Rechteckimpuls ist über die gesamte Zeitdauer ein starkes Rauschen zu erkennen. Da dieses auch nach der Mittelung zu sehen ist, kann es sich nicht um synchrones Rauschen handeln. Dadurch dass dieses Rauschen über die gesamte Messdauer zu sehen ist, wird es das FAEP überlagern.

## 4.2 BERA – Messungen

Über den Zeitraum dieser Arbeit wurden mehrere BERA – Messungen mit verschiedenen Probanden durchgeführt. Die in diesem Kapitel dargestellten Ergebnisse stehen beispielhaft für alle Ergebnisse.



**Abbildung 23:** BERA - Messung mit Unterteilung der Messergebnisse in zwei Buffer

Das Messergebnis aus der Abb. 23 stammt von Messungen mit dem Biosignalverstärker. Die Formähnlichkeit der beiden Buffer deutet auf eine Reproduzierbarkeit der Messergebnisse. Dies beweist, dass die gemessenen Signale biologischen Ursprungs sind. Da die Jewett I, III und V deutlich zu sehen sind, ist davon auszugehen, dass es sich bei den gemessenen Potentialen um FAEP handelt. Nachdem dies bestätigt ist, kann der direkte Vergleich mit der Eclipse gezogen werden. Für diesen Versuch wurden 8000 Mittelungen durchgeführt. Das FAEP war bereits nach etwa 500 Mittelungen zu erkennen.

#### 4 Ergebnisse

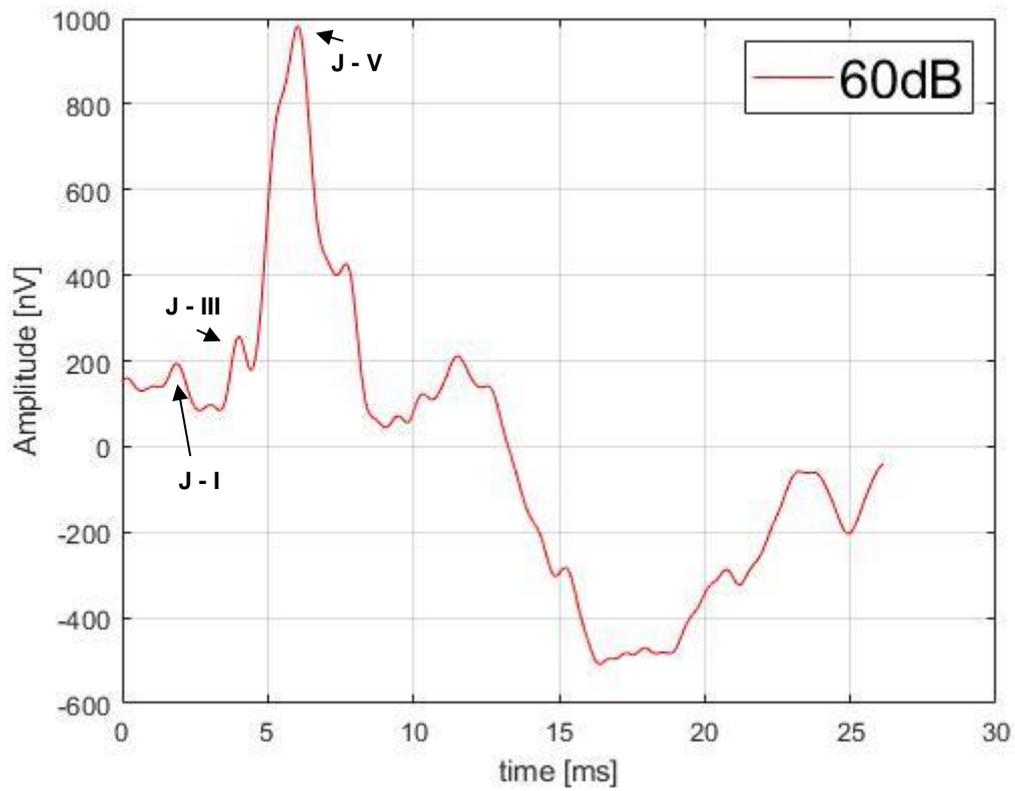


Abbildung 24: BERA - Messung mit der Eclipse

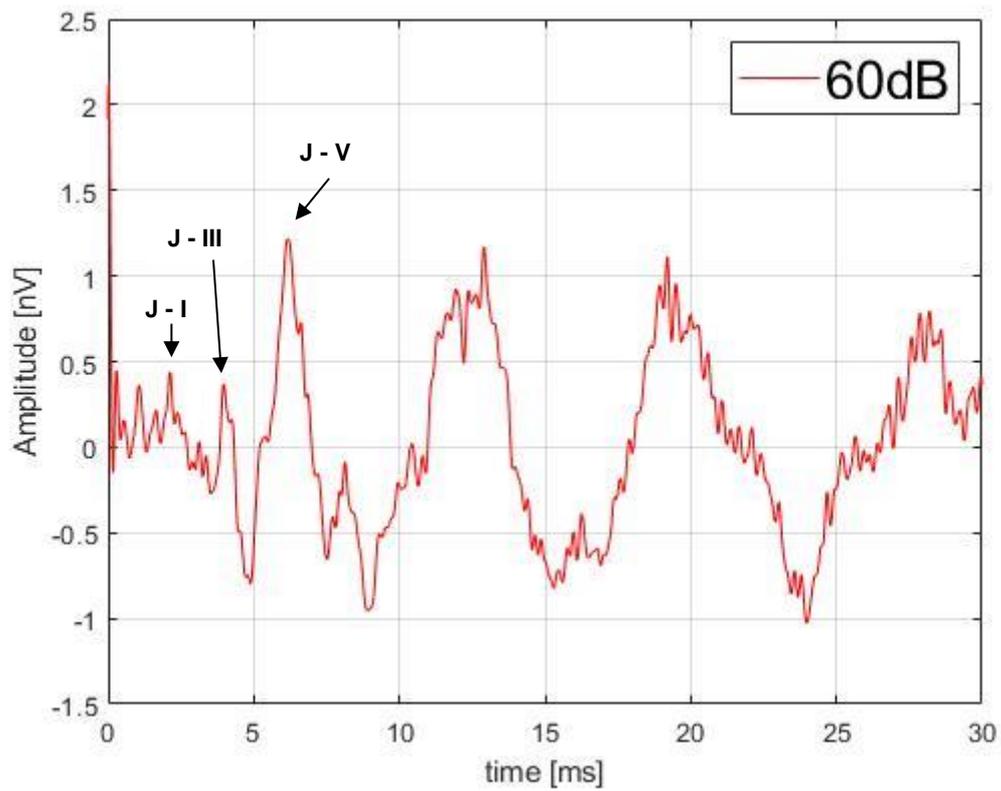


Abbildung 25: BERA - Messung mit dem Biosignalverstärker

Die beiden Messungen in Abb. 24 und Abb. 25 wurden unmittelbar nacheinander beim gleichen Probanden mit gleicher Elektrodenmontage und mit einer Lautstärke von 60dB nHL durchgeführt. Wie bereits erwähnt, wurde Wert darauf gelegt die Parameter so ähnlich wie möglich zu wählen, um eine Vergleichbarkeit zu ermöglichen.

Beim Vergleich der beiden Messungen fällt zuerst der ähnliche Signalverlauf auf. Die Jewett V, als auch die Jewett I und die Jewett III sind deutlich zu erkennen und befinden sich in dem erwarteten Zeitbereich.

Allerdings fällt auch auf, dass die Verstärkung beim Biosignalverstärker wesentlich geringer ausfällt als bei der Eclipse. Laut Literatur sollte die Amplitude der Jewett V bei ca. 0,1 – bis 2 $\mu$ V liegen (Hoth & Lenarz, 1994). Die Verstärkung beim Biosignalverstärker liegt bei knapp über einem Nanovolt. Damit besteht eine Abweichung zur Literatur von mindestens 99nV. Da dies für sämtliche Messungen zutrifft, kann mit Gewissheit gesagt werden, dass der Biosignalverstärker die FAEP nicht ausreichend verstärkt. Dadurch dass die Biopotentiale in beiden Fällen mit gleicher Amplitude auftreten, muss es sich um ein Kalibrierproblem handeln.

### **4.3 Hörschwellenanlauf**

Die Hörschwelle bezeichnet die Wahrnehmungsgrenze, an der das Gehör Töne einer bestimmten Frequenz gerade noch wahrnimmt (Michel, 2014). Um diese Grenze zu ermitteln, wird eine Hörschwellenmessung durchgeführt. Dabei werden BERA – Messungen durchgeführt und mit jedem neuen Durchgang der Schallpegel reduziert. Die Hörschwelle ist erreicht, sobald die Jewett V nicht mehr eindeutig zu bestimmen ist. Dieser Versuch wurde durchgeführt, um zu beobachten wie sich die FAEP mit abnehmender Lautstärke verändern. Für diesen Versuch wurden 6000 Mittelungen durchgeführt.

4 Ergebnisse

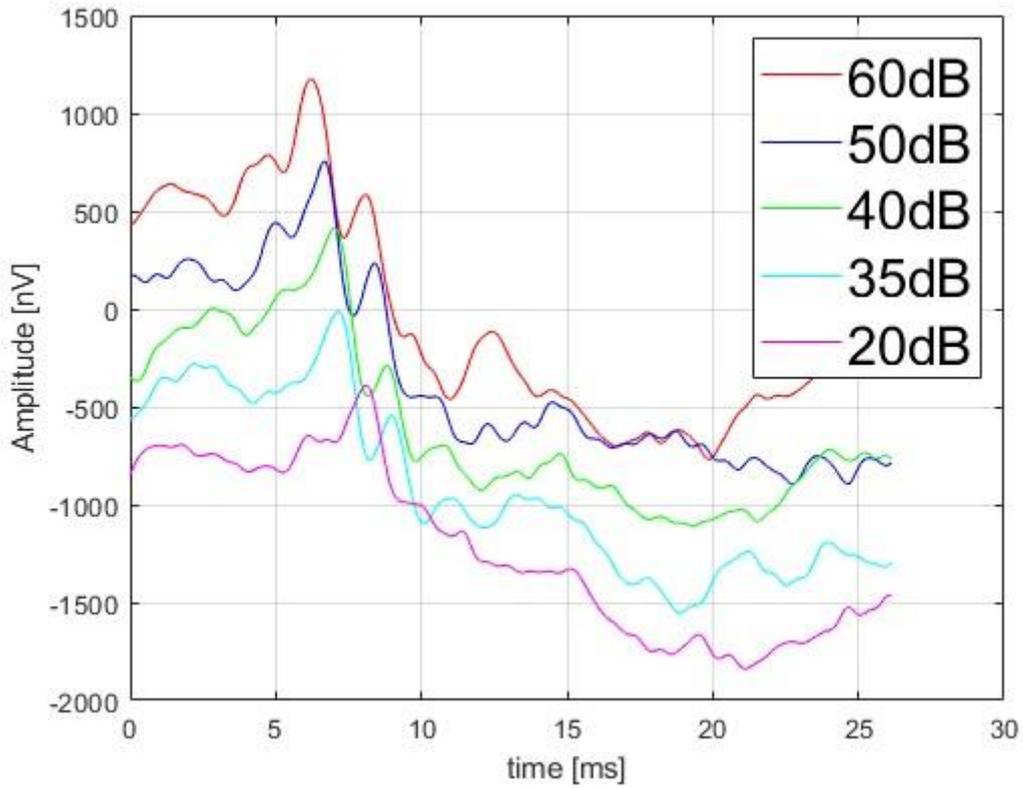


Abbildung 26: Hörschwellenanlauf mit der Eclipse

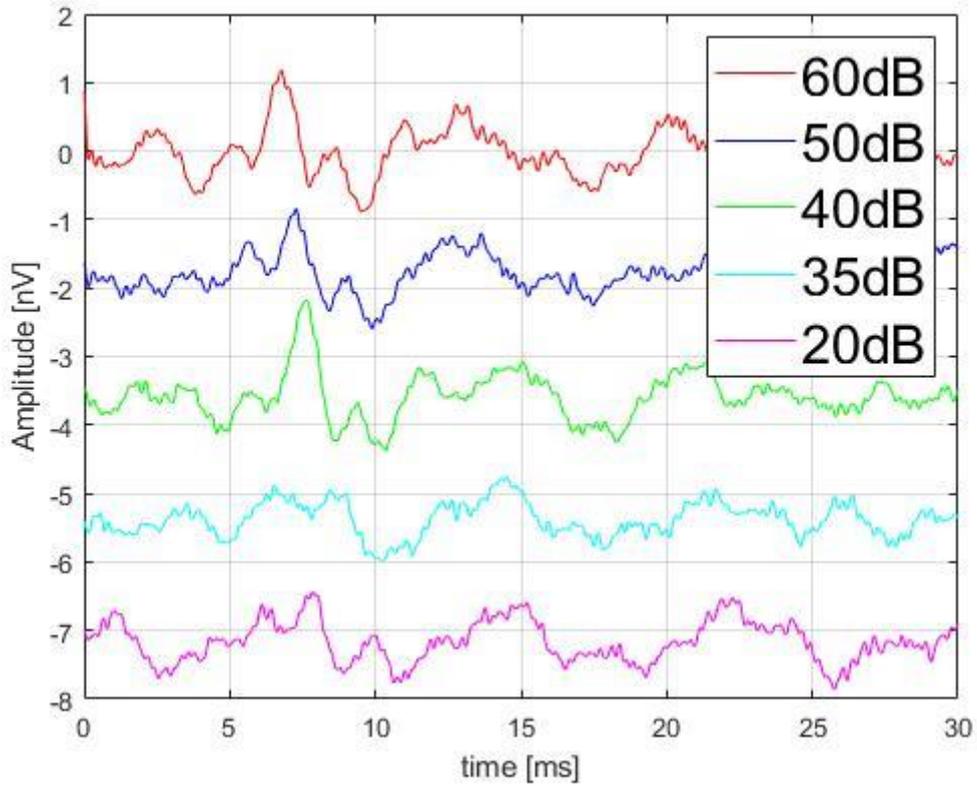
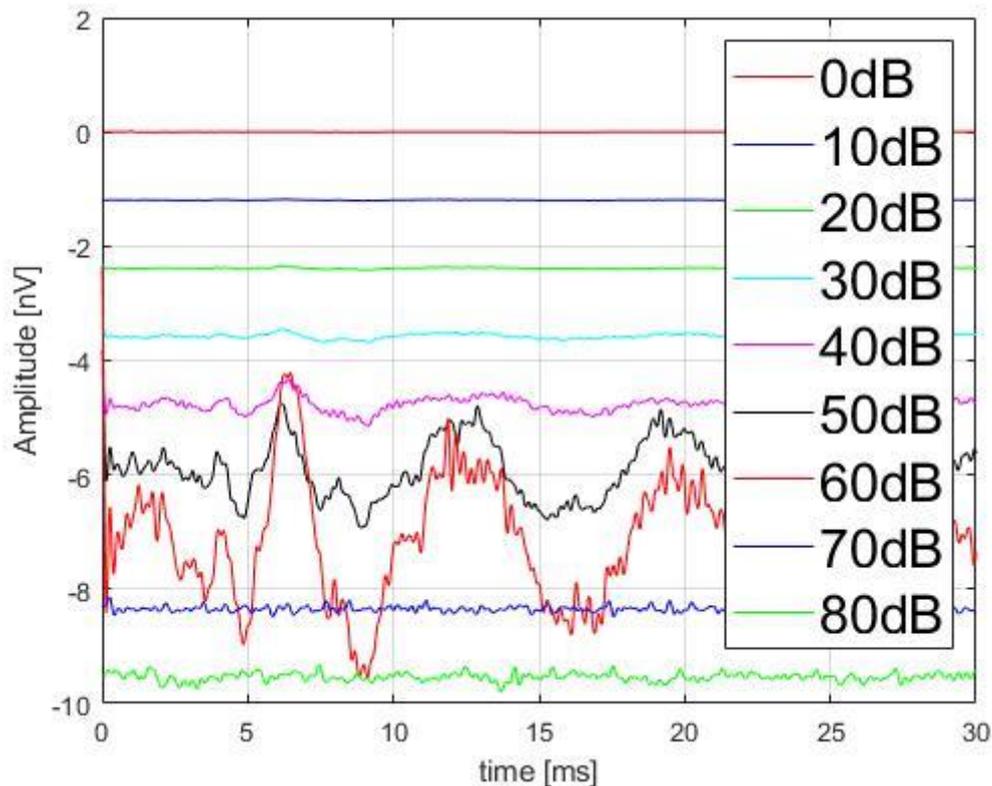


Abbildung 27: Hörschwellenanlauf mit dem Biosignalverstärker

Wie erwartet nimmt die Latenz zwischen Jewett V und akustischer Reizausgabe mit abnehmender Lautstärke zu. Allerdings fällt auf, dass beim Biosignalverstärker die Bestimmung der Jewett V bei niedriger Lautstärke wesentlich schwerer fällt. Bei 35dB nHL lässt sich die Jewett V noch erahnen, bei 20dB nHL kann keine klare Zuweisung getroffen werden. Es existiert zwar ein erkennbarer Ausschlag, dieser tritt aber nicht zum erwarteten Zeitpunkt auf. Dies wird durch den Vergleich mit der Eclipse bestätigt. Das weist darauf hin, dass der Biosignalverstärker Schwierigkeiten hat, FAEP bei niedriger Lautstärke zu registrieren. Auch bei diesem Ergebnis ist die Verstärkung der FAEP zu gering.

#### 4.4 Einfluss der Verstärkung

Um auszuschließen, dass es einen Zusammenhang zwischen der zu geringen Verstärkung der FAEP und der mechanisch einstellbaren Verstärkung gibt, wurden BERA – Messungen mit sämtlichen Verstärkungen durchgeführt. Dies wurde an einem Probanden bei gleich bleibender Elektrodenmontage durchgeführt.



**Abbildung 28:** Einfluss der Verstärkung auf die Messergebnisse. Die Skalierung beschreibt nicht die Gesamt - sondern die zusätzliche Verstärkung, die über die DIP - Schalter eingestellt werden kann

Das Ergebnis schließt einen direkten Zusammenhang aus, offenbart aber weitere Probleme. Eine zusätzliche Verstärkung von +0dB bis +40dB hat nahezu keinen Einfluss auf den Amplitudenausschlag. Beim aktuellen Aufbau der Verstärkerschaltung sind diese Faktoren also nicht verwendbar. Bei +50dB und +60dB zusätzlicher Verstärkung sind die FAEP zwar eindeutig zu sehen, der Amplitudenausschlag der Jewett V erreicht allerdings maximal knapp 4nV und ist somit weit vom erwarteten Ausschlag entfernt. Bei hohen zusätzlichen Verstärkungen, also +70dB oder +80dB, sind wider Erwarten keine FAEP zu erkennen. Eine mögliche Ursache dafür könnte das lange und intensive Rauschen sein, welches bereits in Abb. 22 zu sehen ist. Dieses überlagert möglicherweise die

FAEP so stark, dass diese nicht mehr herausgemittelt werden. Damit lässt sich festhalten, dass die Verstärkung allgemein zu schwach ausfällt.

#### **4.5 Fehleranalyse**

Die kurze, begrenzte Zeit, in der der Biosignalverstärker zur Verfügung stand, ermöglichte nur eine grobe Charakterisierung, aber keine detaillierte Fehleranalyse. Dies lag zum einen auch daran, dass der Quantisierungsfaktor erst sehr spät bedacht und implementiert wurde. Erst durch die Einführung dieses Faktors wurde der zu schwache Amplitudenausschlag der AEP entdeckt. Darum handelt es sich im Weiteren mehr um die Ermittlung potenzieller Fehlerquellen als um die konkrete Bestimmung.

Fest steht, dass die AEP zu schwach verstärkt werden. Als Fehlerursache stehen zwei Theorien im Raum. Die erste befasst sich mit einem Designfehler in der Hardware, also der Verstärkerschaltung. Für einen Fehler in der Schaltung spricht zum einen die zu geringe Verstärkung der FAEP und zum anderen der schwache Einfluss von niedrigen Verstärkungen. Hinzu kommt noch die Überlagerung der AEP bei hohen Verstärkungen.

Die zweite Theorie befasst sich mit der Eignung des ASIO4ALL-Treibers zur Audiosignalverarbeitung. Diese Theorie beruht auf Analysen der in der Matrix gespeicherten Rohdaten, die willkürliche, sehr kurz auftretende Ausschläge aufweisen. Die auftretenden Ausschläge bringen die Vermutung nahe, dass der Treiber falsche Signale einstreut. Die Eclipse verwendet hingegen vorgemittelte Rohdaten, sodass die Störeinflüsse durch den auch hier verwendeten ASIO-Treiber geringer sind. Der Treiber als potenzielle Fehlerquelle scheint demnach bereits bekannt zu sein und wird zum aktuellen Zeitpunkt als wahrscheinlichste Ursache für die zu geringe Verstärkung vermutet.

## 5 Zusammenfassung

Die Ergebnisse liefern aufschlussreiche Erkenntnisse, aber auch einige unbeantwortete Fragen über die Eigenschaften des Biosignalverstärkers. Es konnte über mehrere Versuche bewiesen werden, dass der Biosignalverstärker akustisch evozierte Potentiale registriert. Die Latenzen zwischen dem akustischen Reiz und den einzelnen Wellen sind auch bei Veränderung der Lautstärke mit denen der Eclipse vergleichbar. Auch die Form der Wellen ist ähnlich zu den Referenzmessungen. Allerdings bleibt weiterhin die Frage offen, warum die verstärkten AEP des Biosignalverstärkers um ein Vielfaches kleiner sind als die Referenzmessungen der Eclipse und der in der Literatur angegebenen Werten. Um knapp das Tausendfache sind die mit dem Biosignalverstärker gemessenen AEP kleiner. Auch wenn die Amplitude bei der Audiometrie nur eine untergeordnete Rolle spielt, sollte es weiterhin das Ziel sein, FAEP annähernd gleich zu verstärken. Dies ist besonders für die Aussagekraft beim Vergleich mit anderen Studien von essenzieller Bedeutung.

Um dies zu erreichen, müssen die aufgeführten Problemquellen analysiert und entweder ausgeschlossen oder behoben werden. Für die Optimierung der Schaltung sind bereits konkrete Pläne vorhanden. Diese beinhalten das Entfernen der ohnehin überflüssigen zweiten Reihe an DIP – Schaltern. Eine Reduzierung von Komponenten in der Schaltung würde die Laufzeiten und die Fehleranfälligkeit reduzieren. Diese Pläne sehen außerdem die Ersetzung verschiedener Bauteile vor. Diese Optimierungsvorschläge konnten aus Zeitgründen, allein die Lieferdauer der Bauteile hätte den Rahmen dieser Arbeit gesprengt, nicht mehr durchgeführt werden. Basierend auf diesen Vorschlägen könnte ein zweiter, optimierter Biosignalverstärker erstellt werden.

Außerdem wird die Auswirkung des Treibers auf die Messergebnisse untersucht, um zu prüfen, ob dieser tatsächlich für die fehlerhafte Skalierung verantwortlich ist. Zur Überprüfung könnte das System an Rechner mit anderen Treiber angeschlossen und erprobt werden. Eine Alternative wäre die Entwicklung eines eigenen Treibers oder eines Systems, welches die Mittelung vor der Digitalisierung durchführt.

Der Biosignalverstärker besitzt großes Potenzial, muss aber noch überarbeitet werden, um als Instrument für präzise Messungen dienen zu können. Das finale Ziel sollte weiterhin sein, einen Biosignalverstärker zu konstruieren, der FAEP registriert und diese im richtigen Maße verstärkt, sodass die Messergebnisse mit denen anderer Systeme vergleichbar sind. Wenn dieses Ziel erreicht ist, sollen weiterführende Forschungen mit diesem Biosignalverstärker durchgeführt werden.

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Anatomie des Gehörs, mit Unterteilung in Außen-, Mittel-, und Innenohr (Engel, Krause, & GmbH, 2022).....	5
Abbildung 2: Physiologie der frühen akustisch evozierten Potentiale. Oben angeführt sind mögliche Entstehungsorte der einzelnen Potentiale (Jahn).....	7
Abbildung 3: Durch Netzbrummen verfälschte Messung. Selbst nach der Mittelung überragt das Netzbrummen sämtliche gemessenen Potentiale. ....	11
Abbildung 4: Frontalansicht des Biosignalverstärkers. Vorne: DIP - Schalter mit entsprechender Skala. Rechts: Bananenbuchsen mit eingesteckten Elektrodenklemmen. Oben: Elektrodenklemmen und Drucktaster. ....	12
Abbildung 5: Überspannungsschutz auf der Elektrodenseite und dem Ausgang zur XLR – Buchse (Gleich & Böhnke, 2021) .....	13
Abbildung 6: Differenzverstärker und Right Leg Drive (Gleich & Böhnke, 2021)..	14
Abbildung 7: Schaltplan eines Stufenschalters (Gleich & Böhnke, 2021).....	15
Abbildung 8: Schaltplan des Tiefpass Butterworth – Filter (Gleich & Böhnke, 2021) .....	15
Abbildung 9: Schaltplan des symmetrischen Ausgangs (Gleich & Böhnke, 2021)	16
Abbildung 10: Schaltplan Spannungsversorgung (Gleich & Böhnke, 2021).....	16
Abbildung 11: Umsetzung der Audiosignalausgabe und des Einlesens der vom Verstärker registrierten Potentiale .....	18
Abbildung 12: Click - Impuls .....	19
Abbildung 13: Visualisierung der BERA mit Hilfe des timescope Objekts.....	22
Abbildung 14: Versuchsaufbau zur Testung des Biosignalverstärkers an der Loop - Back Box. ....	24
Abbildung 15: USB - Einstellungen für die Babyface FS Pro .....	25
Abbildung 16: Aufbau zur Bestimmung der Amplitude bei einer Lautstärke von 60dB nHL.....	26
Abbildung 17: Aufbau zur Bestimmung der Lautstärke bei der Audiosignalausgabe der Babyface Pro FS .....	27
Abbildung 18: Schematische Darstellung des Messaufbaus für BERA – Messungen mit der Eclipse.....	29
Abbildung 19: Einstellungsfenster der Eclipse mit den vorgenommenen Einstellungen.....	29

Abbildung 20: Schematische Darstellung des Messaufbaus für BERA - Messungen mit dem Biosignalverstärker .....	31
Abbildung 21: Vom Biosignalverstärker gemessener Rechteckimpuls .....	32
Abbildung 22: Registrierter Rechteckimpuls bei maximaler Verstärkung .....	33
Abbildung 23: BERA - Messung mit Unterteilung der Messergebnisse in zwei Buffer .....	34
Abbildung 24: BERA - Messung mit der Eclipse.....	35
Abbildung 25: BERA - Messung mit dem Biosignalverstärker .....	35
Abbildung 26: Hörschwellenanlauf mit der Eclipse.....	37
Abbildung 27: Hörschwellenanlauf mit dem Biosignalverstärker .....	37
Abbildung 28: Einfluss der Verstärkung auf die Messergebnisse. Die Skalierung beschreibt nicht die Gesamt - sondern die zusätzliche Verstärkung, die über die DIP - Schalter eingestellt werden kann .....	39

## Formeln

Formel 1: Berechnung der Quantisierungsstufen .....	8
Formel 2: Berechnung des Mittelwerts der FAEP .....	9
Formel 3: Signal-to-Noise Verhältnis .....	9
Formel 4: Berechnung der Quantisierungsspannung der Babyface FS Pro .....	20
Formel 5: Prinzip der gewichteten Mittelung zur Ermittlung der Mittelwerts .....	21
Formel 6: Berechnung der Zeit.....	23

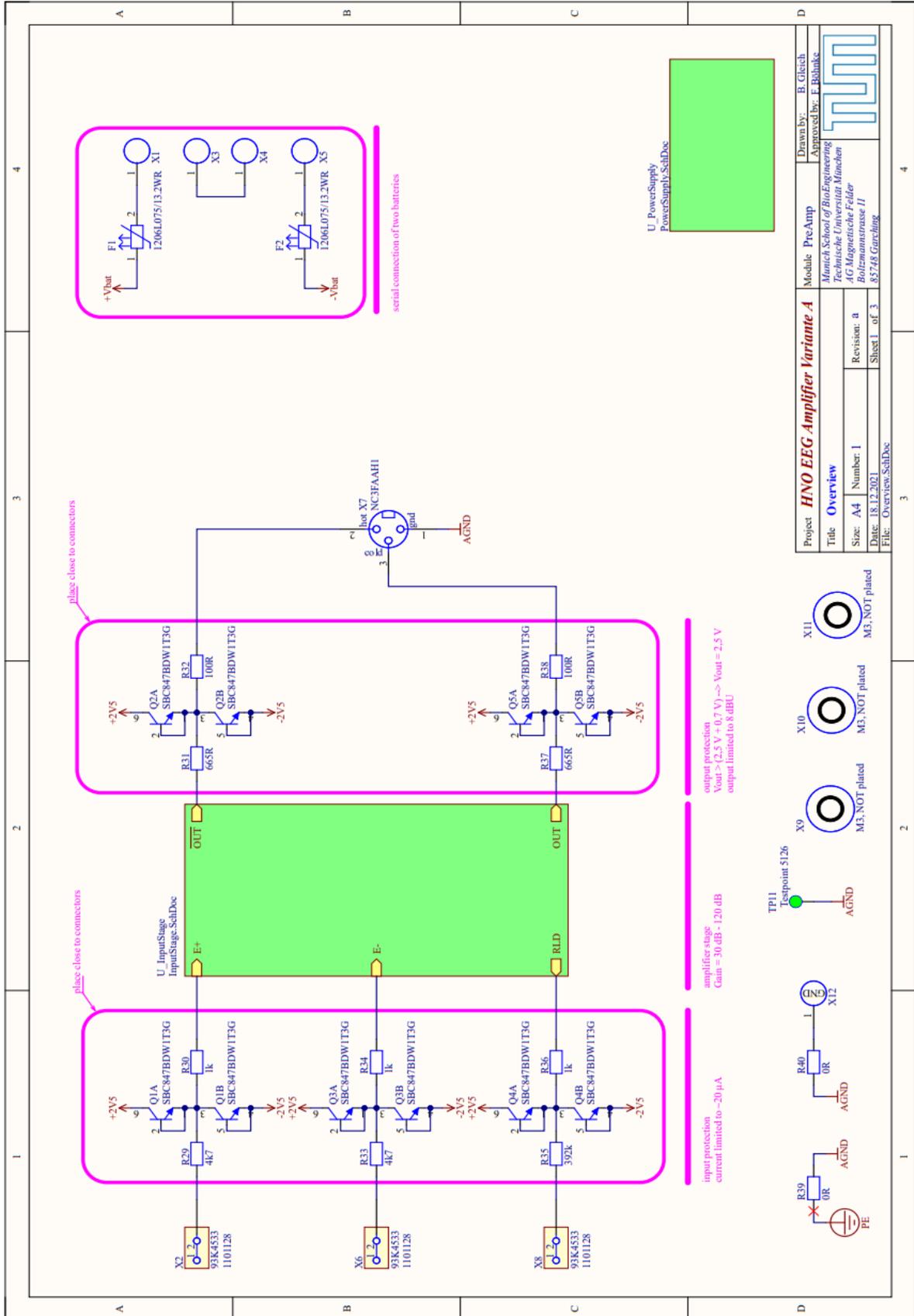
## Literaturverzeichnis

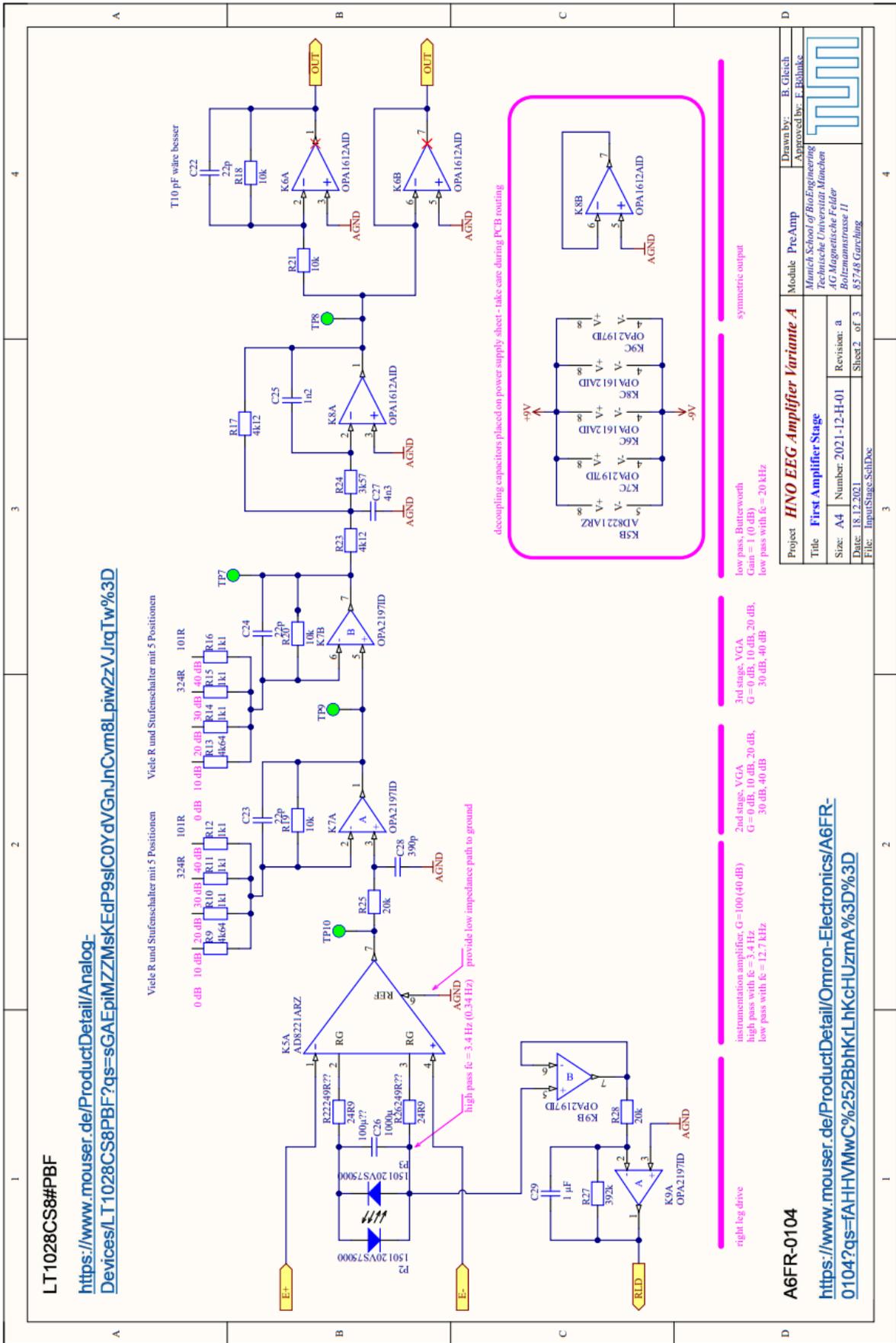
- Antwerpes, F., Michel, O., Walter, F., Baumann, U., Fischer, M., Asani, S., & Beutler, B. (2014). Hirnstammaudiometrie. Von DocCheck Flexikon:  
<https://flexikon.doccheck.com/de/Hirnstammaudiometrie>  
abgerufen am 6.01.2023
- AsahiKasei. (2014). AK5388A Datasheet by AKM Semiconductor Inc. Von Digi-Key Electronics:  
<https://www.digikey.jp/htmldatasheets/production/755146/0/0/1/ak5388a.html>  
abgerufen am 10.02.2023
- Boenninghaus, H. -G., & Lenarz, T. (2007). Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. In H. -G. Boenninghaus, & T. Lenarz, Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde (S. 21 - 25). Springer Medizin Verlag Heidelberg.
- Engel, B., Krause, T. C., & GmbH, S. A. (2022). Wie funktioniert das Gehör. Von Oton Die Hörakustiker: <https://www.oton-hoerakustik.de/hoerprobleme/das-gehoer-in-unserem-leben/> abgerufen am 30.12.2022
- Gleich, B., & Böhnke, F. (2021). HNO EEG Amplifier Variant A.
- Hoth, S., & Lenarz, T. (1994). In Elektrische Reaktionen - Audiometrie (S. 36-37, 99 - 114). Springer Verlag Berlin Heidelberg.
- Interacoustics. (2020). Eclipse - Additional Information:  
[https://www.interacoustics.com/images/files/manuals/d\\_0120572\\_d\\_2020\\_09\\_eclipse\\_additional\\_information.pdf](https://www.interacoustics.com/images/files/manuals/d_0120572_d_2020_09_eclipse_additional_information.pdf) abgerufen am 8.02.2022
- Jahn, J. (2018). Akustisch evozierte Potentiale. Von hno - Lernprogramm Uniklinik Freiburg: <http://hno-lernprogramm.uniklinik-freiburg.de/lernen/48/> abgerufen am 2.01.2023
- Lenarz, T., & Boenninghaus, H. -G. (2012). Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. In T. Lenarz, & H. -G. Boenninghaus, Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde (S. 24 - 27). Springer Medizin Verlag Heidelberg.

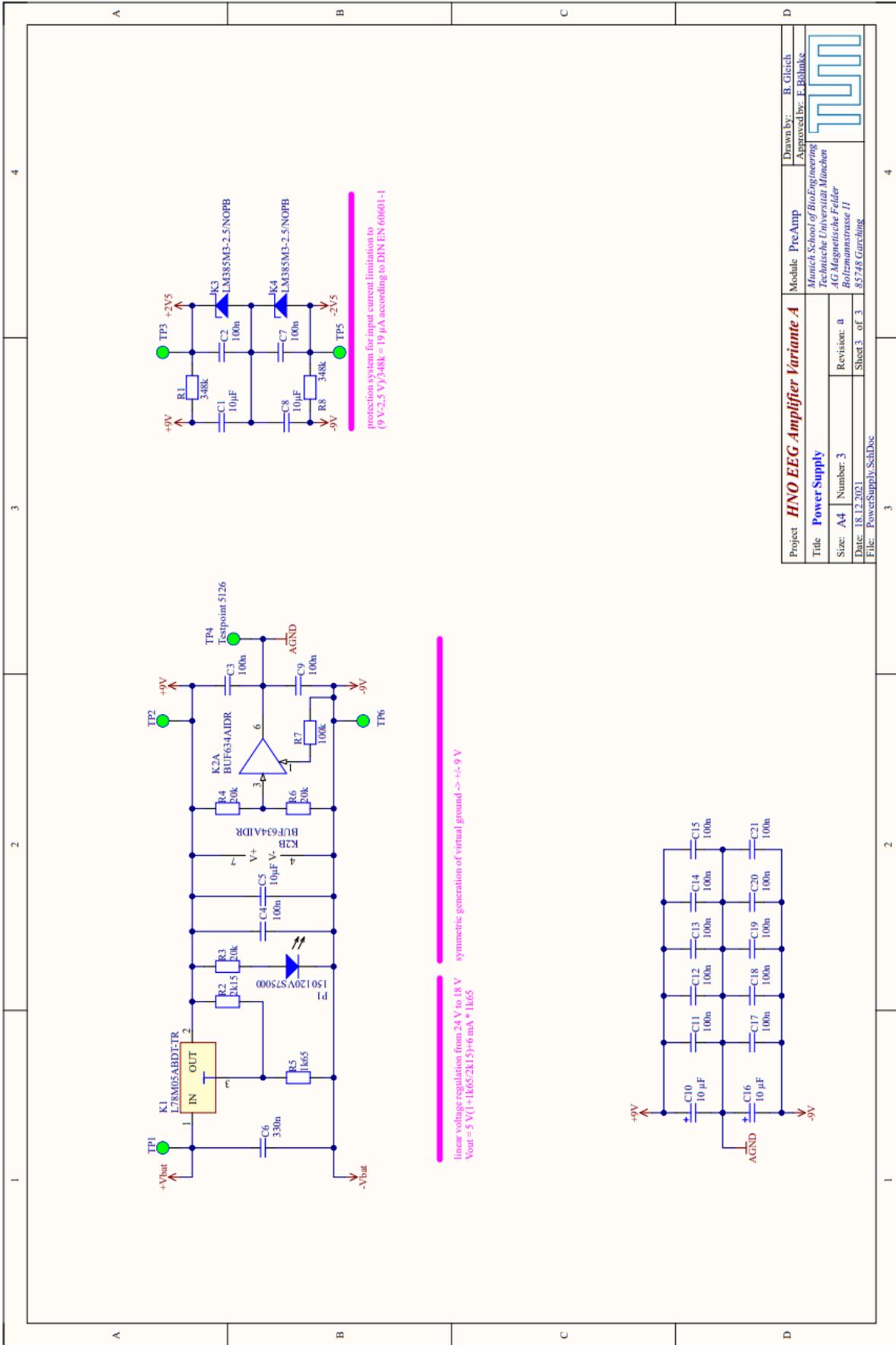
- Michel, O. (2014). Die Beurteilung der Normalhörigkeit in der Hals-Nasen-Ohren-ärztlichen Begutachtung. In HNO Volume 62 (S. 382 - 284). Spriner Medizin.
- RME Intelligent Audio Solution. (2020). Bedienungsanleitung Babyface Pro FS. RME Intelligent Audio Solution.
- Sammeth, C., Green, N., Brown, A., & Tollin, D. (2020). Normative Study of the Binaural Interaction Component of the Human Auditory Brainstem Response as a Function of Interaural Time Differences. *Ear and Hearing* 42(3), 629-643.
- Schickedanz, S. (2021). Brummen beseitigen: So geht`s. Von Stereo Guide: <https://stereoguide.de/ratgeber/faq/stereoanlage-brummt/> abgerufen am 17.01.2023
- Schmeichel, E. (2015). Optimierung der Parameter zur Registrierung und Latenzbestimmung akustisch und elektrische evozierter Hirnstammpotenziale. Hochschule für Technik, Wirtschaft und Medien Offenburg.
- Schmidt, F. (2013). Einflussfaktoren auf das Endergebnis einer Musikproduktion (S.11 - 12). Hochschule Mittweida (FH), University of Applied Sciences.
- Ständer, K. (2021). Statistiken. Von Deutscher Schwerhörigenbund e.V. (DSB): <https://www.schwerhoerigen-netz.de/statistiken/?L=0> abgerufen am 30.12.2022
- Stotz, D. (2019). Computergestützte Audio – und Videotechnik. In D. Stotz, *Multimediatechnik in der Anwendung* (S. 54-63). Springer Vieweg Berlin, Heidelberg.
- Walger, M., Hoth, S., Mühler, R., & Neumann, K. (2014). In *Objektive Audiometrie im Kindesalter*, (S. 101, 116 - 120). Springer Verlag Berlin Heidelberg.

# Anhang

## Anhang A Verstärkerschaltung







Project: <b>HNO EEG Amplifier Variante A</b>		Module: PreAmp	Drawn by: B. Gleich
Title: <b>PowerSupply</b>		Approved by: E. Bönke	
Munich School of BioEngineering Technische Universität München AG Magnetische Felder Boltzmannstrasse 11 85748 Garching			
Size: A4	Number: 3	Revision: a	
Date: 18.12.2021		Sheet 3 of 3	
File: PowerSupply_SchDoc			

## Anhang B Bauteilliste

Comment	Beschreibung	Platzierung
10µF	10 µ, 1210, X7R, 20%, 50 V	C1, C5, C8
100nF	100n, 0603, X7R, 0%, 50 V	C2, 3, 4,7, 9, 11, 12, 13 14, 15, 17, 18, 19, 20, 21
330nF	330n, 0805, X7R, 10%, 50 V	C6
10µF	10 µF, 35 V, 10%, Tantal, D	C10, C16
22pF	22p, 0603, COG, 5%, 50 V	C22 - C24
1n2F	1n2, 0603, COG/NPO, 5%, 50 V	C25
1000µF	1000 uF, 25 V, +/- 20% THT, Bipolarized, Audio Signal Circuits	C26
4n3F	4n3, 0805, COG, 5%, 50 V	C27
390pF	390p, 0603, COG/NPO, 5%, 50 V	C28
1µF	1 µF, 25 V, 10%, X7R, 0805	C29
1206L075/13.2WR	FUSE, RESETTABLE PTC,1206, 13.2VDC, 750mA, FULL REEL; Product Range:POLYFUSE 1206L Series; Holding Current:750mA; Tripping Current:1.5A; Voltage Rating:13.2VDC; Thermistor Mounting:SMD; OperatingTemperature Min:-40C; RoHS Compliant: Yes	F1, F2
L78M05ABDT-TR	STMICROELECTR ONICS L78M05ABDT-TR Linear Voltage Regulator, Fixed, 3- Terminal, Positive, 10V To 35V In, 5V And 0.5A Out, TO252-3	K1
BUF634AIDR	Buffer, 35MHz to 210MHz, 36V 250mA, 3750 V/µs	K2
LM385M3-2.5/NOPB	V-Ref Precision 2.5V 20mA 3-Pin SOT-23 T/R	K3, K4
AD8221ARZ	8 nV/vHz, 40 fA/vHz Low Noise Precision Instrumentation Amplifier ±2.3 V to ±18 V dual supply	K5
OPA1612AID	OPA1612 Soundplus Audio-Operation	K6, K8
OPA2197ID	Dual OpAmp, 36V Precision Rail To Rail I/O Low Offset Voltage	K7, K9
150120VS75000	LED, green, 20 mA, 2 V	P1, P2, P3

SBC847BDW1T3G	NPN, 45V, 0.1A, 380mW 100MHz, 450 hFE	Q1 - Q5
348kΩ	348k, 0603, 0.1 W, 1%, 75 V	R1, R8
2k15Ω	2k15, 0603, 0.1 W, 1%, 75 V	R2
20kΩ	20k, 0603, 0.1 W, 1%, 75 V	R3, R4, R6, R25, R28
1k65Ω	1k65, 0603, 0.1 W, 1%, 75 V	R5
100kΩ	100k, 0603, 0.1 W, 1%, 75 V	R7
4k64Ω	4k64, 0603, 0.1 W, 1%, 75 V	R9, R13
1k1Ω	1k1, 0805, 0.1 W, 1%, 150 V	R10, R11, R12 R14, R15, R16
4k12Ω	4k12, 0603, 0.1 W, 1%, 75 V	R17, R23
10kΩ	10k, 0603, 0.1 W, 1%, 75 V	R18, R19, R20, R21
24,9Ω	24R9, 0603, 0.1 W, 1%, 75 V	R22, R26
3k57Ω	3k57, 0603, 0.1 W, 1%, 75 V	R24
392kΩ	392k, 0603, 0.1 W, 1%, 75 V	R27, R35
4k7Ω	4k7, 0603, 0.1 W, 1%, 75 V	R29, R33
1kΩ	1k, 0603, 0.1 W, 1%, 75 V	R30, R34, R36
665R	665R, 0603, 0.1 W, 1%, 75 V	R31, R37
100R	100R, 0603, 0.25 W, 1%, 75 V pulse proof	R32, R38
OR	OR, 0603, 0.1 W, 1%, 75 V	R39, R40
Testpoint Pad	Testpoint	TP1, TP2, TP3, TP5 TP6, TP7, TP8, TP9, TP10
Testpoint 5126	Testpoint Keystone 5126 PC Multipurpose TH, green	TP4, TP11
62650-1	Crimp, FASTON, tab strt, 6.35x0.81mm	X1, X3, X4, X5
571-0100	Test Sockets 4 MM Single SKT Black	X2, X6, X8
NC3FAAH1	XLR Connectors 3P Female Horiz pin 1 & Grd together	X7
M3, NOT plazed	Mounting Hole, NOT plated M3 (3.2mm, 7.2mm)	X9, X10, X11
M3	Mounting Hole, copper, M3 (3.2mm, 7.2mm)	X12

## Anhang C Software

```
1     function [scope, Cor, p_mean] = bera_averaging2_1
2     (numOfBursts, lenSweep, inFs, level_in_dB, FreqHigh, FreqLow)
3     %
4     % This application is used to measure
5     % auditorily evoked brainstem potentials.
6     % It creates an audio signal, sends it to the output
7     % device and reads the incoming signals.
8     % The recieved signals are placed in two seperate buffers where their
9     % weighted mean is calculated and graphically displayed.
10    %
11    % Böhnke Frank & Fischer Stefan % Zirn Stefan
12    %
13    % 2022-10-26
14    %
15    % Inputs:
16    %   numOfBursts: Amount of sweeps (scalar)
17    %   lenSweep   : Length of one sweep (scalar)
18    %   inFs       : Sampling rate of the recording (Abtastfrequenz)
19    %   amp        : Amplitude of the Input signal.
20    %               Must range inbetween -1 and 1
21    %   FreqHigh   : Upper cutoff frequency for the low and bandpass filter.
22    %               Commonly ranging between 1kHz and 6kHz
23    %   FreqLow    : Lower cutoff frequency for the high and bandpass filter.
24    %               Commonly ranging between 30Hz and 100Hz
25    %
26    % To create an audio signal with a 20Hz frequency, LenSweep must be 2205,
27    % and inFs must be 44100Hz
28    %% Configuration of the audio and input signal
29
30    % Creating the audio signal
31    % The wav file must be created seperatly
32    fileReader = dsp.AudioFileReader('Filename','click2.wav','PlayCount',...
33        lenSweep, 'SamplesPerFrame', lenSweep, 'OutputDataType', 'double');
34
35    % Configuring the output device and its channel
36    deviceWriter = audioDeviceWriter('Driver', 'ASIO',...
37        'Device', 'Default',...
38        'SampleRate', inFs, 'BufferSize', lenSweep);
39
40    % Configuring the input device and its channel
41    deviceReader = audioDeviceReader('Driver', 'ASIO',...
42        'Device', 'Default', ...
43        'SamplesPerFrame', lenSweep, 'SampleRate', inFs, 'NumChannels', 1);
```

```

42
43
44 %% Segmentation
45 % Setting the parameters for the following loop
46
47 % Settings for averaging
48 counter      = 0; %shows the current amount of audio signals
49 A_avg        = 0; %first buffer
50 B_avg        = 0; %second buffer
51 a_avg        = 1; %first counting variable
52 b_avg        = 1; %second counting variable
53 time         = lenSweep/inFs; %Duration of one audio signal
54 p_mean       = zeros(lenSweep,numOfBursts); % Matrix for storing
55              % the individual input signals
56 Quant        = 5/2^24; %Quantization factor
57
58 % configuration of the output signal
59 signal_out = fileReader();
60 % multiplying the amplitude with the audio output signal
61 signalNew = signal_out./rms(signal_out);
62 amp = signalNew*10^((level_in_dB-100)/20);
63
64 % implementation of a bandpass filter
65 [b,a]= butter(6,[(FreqLow/(inFs/2)) (FreqHigh/(inFs/2))],'bandpass');
66
67 % plotting the averaged audio signal
68 scope = timescope('SampleRate', inFs, ...
69     'TimeSpanSource', 'Property', ...
70     'TimeSpan',time, ...
71     'TimeSpanOverrunAction','scroll', ...
72     'PlotType','line', ...
73     'AxesScaling','Manual', ...
74     'AxesScalingNumUpdates',100, ...
75     'TimeUnits','Seconds', ...
76     'TimeAxisLabels','bottom', ...
77     'BufferLength',lenSweep, ...
78     'Name','current BERA', ...
79     'Position', [100 300 500 500],...
80     'ChannelNames',{'A_avg','B_avg'}, ...
81     'ActiveDisplay',1, ...
82     'Title','', ...
83     'YLabel','Amplitude [nV]', ...
84     'YLimits',[-0.02 0.02], ...
85     'ShowLegend', true, ...
86     'ShowGrid',true); ...
87

```

```

88 % pre - plotting
89 scope(A_avg, B_avg); %show A_avg and B_avg
90
91 %% Audio Output and digital processing
92 % This loop runs until the counter equals numOfBurst
    (the amount of sweeps)
93 while(counter < numOfBursts)
94     counter = counter + 1
95
96     % sound is send to the audio output device
97     deviceWriter(amp);
98
99     % Input signal is read in
100    audio = deviceReader();
101
102    % reading the soundcard input signal into a useable variable
103    p1 = audio(1:lenSweep, 1);
104    % Vector where the raw input signals are saved
105    p_mean(:,counter) = p1;
106
107    % Applying Quantization
108    p1 = p1*Quant;
109
110    % using the filters
111    p1 = filter(b,a,p1);
112
113    %% Averaging
114    % Creation of two buffers and calculation of its weighted means
115    % This allows a comparison of incoming measurement signals to check
116    % whether they are arbitrary or whether
117    % signals are actually being measured.
118
119    % seperating the even and uneven input signals
    in two seperate buffers
120    if mod(counter,2) == 0 % even
121        A_avg = WeightedMean(A_avg, p1, a_avg); % A buffer -
122        % Calculation of the weighted mean of the even input signals
123        a_avg = a_avg +1;
124    else
125        B_avg = WeightedMean(B_avg, p1, b_avg); % B buffer -
126        % Calculation of the weighted mean of the uneven input signals
127        b_avg = b_avg +1;
128    end
129
130    % Definition of the intervals in which plotting is carried out
131    if mod(counter,50) == 0

```

```

132
133     scope(A_avg, B_avg); %show A_avg and B_avg
134     end
135
136     % releasing the scope
137     release(scope);
138 end
139
140 % saving the raw input signals
141 save('bera_mean6_0','p_mean')
142 % Calculation of the cross correlation
    to show the similarities of the two
143 % buffers
144 % A result close to 0 means, that the two buffers are very similar
145 % A result close to 1 means, that the two buffers are different
146 Cor = xcorr(A_avg, B_avg);
147
148 %% Cleanup
149 % Close the input file, the audio input device, and release resources.
150 release(fileReader);
151 release(deviceWriter);
152 release(scope);

```