

Aus der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde

(Prof. Dr. med. D. Beutner)

der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

**Entwicklung eines Hörtrainings zur Verbesserung der
fernmündlichen Sprachverständlichkeit bei Patienten mit
Cochlea-Implantat: Eine kontrollierte, randomisierte, doppelt
verblindete prospektive Studie**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades

der Medizinischen Fakultät der

Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Gino Steinmetz

aus

Aachen

Göttingen 2021

Dekan: Prof. Dr. med. W. Brück

Referent/in: Prof. Dr. med. F. Ihler

Ko-Referent/in: PD Dr. Ilko Maier

Drittreferent/in:

Datum der mündlichen Prüfung: 24.01.2023

Hiermit erkläre ich, die Dissertation mit dem Titel „Entwicklung eines Hörtrainings zur Verbesserung der fernmündlichen Sprachverständlichkeit bei Patienten mit Cochlea-Implantat: Eine kontrollierte, randomisierte, doppelt verblindete prospektive Studie“ eigenständig angefertigt und keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

Göttingen, den

(Unterschrift)

Die Daten, auf denen die vorliegende Arbeit basiert, wurden teilweise publiziert:
Ihler F, Blum J, **Steinmetz G**, Weiss BG, Zirn S, Canis M (2017): Development of
a home-based auditory training to improve speech recognition on the telephone for
patients with cochlear implants: A randomised trial. Clin Otolaryngol 42,1303–
1310.

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	I
Tabellenverzeichnis	II
Abkürzungsverzeichnis	III
1 Einleitung	1
1.1 Einführung in das Thema und Fragestellung.....	1
1.2 Schwerhörigkeit.....	3
1.2.1 Ursachen für Schwerhörigkeit.....	6
1.2.2 Möglichkeiten zur Verbesserung des Hörens.....	6
1.3 Das Cochlea-Implantat.....	7
1.3.1 Geschichte des Cochlea-Implantats.....	7
1.3.2 Aufbau und Funktionen des Cochlea-Implantats.....	8
1.3.3 Indikation zur Cochlea-Implantation.....	11
1.3.4 Hörrehabilitation des Patienten.....	11
1.3.5 Schwierigkeiten und Probleme mit dem Cochlea-Implantat.....	11
1.4 Fragestellung und Zielsetzung der Arbeit.....	12
2 Material und Methoden	13
2.1 Ethikvotum.....	13
2.2 Studiendesign.....	13
2.3 Oldenburger Satztest.....	15
2.4 Modifizierter Oldenburger Satztest.....	16
2.5 Reintonaudiometrie.....	17
2.6 Freiburger Sprachverständlichkeitstest.....	18
2.7 Heidelberger Hörtrainings-CD.....	18
2.8 Modifizierte Heidelberger Hörtrainings-CD.....	19
2.9 „Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit“-Fragebogen.....	19
2.10 Statistische Auswertung.....	20
3 Ergebnisse	21
3.1 Patienten.....	21
3.1.1 Zeitpunkt der Implantation.....	21
3.1.2 Patientenalter.....	21
3.1.3 Ätiologie der Ertaubung.....	21
3.1.4 Übungszeiten des Hörtrainings.....	23

Inhaltsverzeichnis

3.2	Primäre Zielgröße: Modifizierter Oldenburger Satztest	23
3.3	Freiburger Wörtestest.....	25
3.4	„Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit“-Fragebogen	27
3.5	Aufblähkurve	29
4	Diskussion.....	31
5	Zusammenfassung	41
6	Anhang.....	42
7	Literaturverzeichnis.....	44

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung eines Cochlea-Implantat-Systems	9
Abbildung 2: Schematische Darstellung der Informationsverarbeitung des Sprachprozessors	10
Abbildung 3: Studiendesign	14
Abbildung 4: Ergebnis modifizierter OLSA	25
Abbildung 5: Ergebnis Freiburger Wörkertest	26
Abbildung 6: Aufblähkurve vor dem Hörtraining	29
Abbildung 7: Aufblähkurve nach dem Hörtraining	30

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Grad der Schwerhörigkeit.....	5
Tabelle 2: Patientenübersicht.....	22
Tabelle 3: Einzelergebnis modifizierter OLSA (Gruppe mit gefiltertem Trainingsmaterial).....	24
Tabelle 4: Einzelergebnis modifizierter OLSA (Gruppe mit ungefiltertem Trainingsmaterial).....	24
Tabelle 5: Ergebnis APHAB in Subskalen Gesamtkollektiv	27
Tabelle 6: Ergebnis APHAB in Subskalen einzelne Gruppen	28

Abkürzungsverzeichnis

APHAB	Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit
AV	Aversiveness
BN	Background Noise
CI	Cochlea-Implantat
DRKS	Deutsches Register Klinischer Studien
DSL	Digital Subscriber Line
EC	Ease of Communication
FSP	Fine Structure Processing
HL	Hearing Level
ISDN	Integrated Services Digital Network
ITU	International Telecommunication Union
OLSA	Oldenburger Satztest
RV	Reverbation
SPL	Sound Pressure Level
WHO	World Health Organization

1 Einleitung

1.1 Einführung in das Thema und Fragestellung

Laut Schätzungen der Ear Foundation® gab es im Jahr 2016 weltweit etwa 600.000 Cochlea-Implantat-Träger (The Ear Foundation® 2016). Inoffiziellen Angaben zufolge werden in Deutschland jährlich ca. 5.000 Cochlea-Implantate (CI) implantiert, mit weiterhin steigender Tendenz (DSB 2018). Cochlea-Implantate sind technisch anspruchsvolle Geräte, die als Therapieoption bei schwerem neurosensorischen Hörverlust eingesetzt werden. Zahlreiche Studien haben die Effektivität von Cochlea-Implantaten bestätigen können (Gaylor et al. 2013). Die Forschung der letzten Jahre befasste sich unter anderem mit möglichen Einflussfaktoren auf die Lebensqualität der Patienten, die mit einem CI versorgt wurden. Die Ergebnisse zeigten die Wichtigkeit, die Auswirkungen von Beschwerden aus Sicht der Patienten zu verstehen. Nur so war es möglich, auftretende Probleme beheben und Beschwerden adäquat behandeln zu können. Analysiert wurden dabei verschiedene Faktoren, die die Patienten in physischen, funktionalen, sozialen und emotionalen Aspekten beeinflussten.

Gemäß der World Health Organization (WHO) ist die Schwerhörigkeit eine Krankheit, die die Betroffenen in ihrem Alltag stark einschränkt und dadurch einen hohen Leidensdruck erzeugt (Mathers et al. 2000). Die Arbeitsgruppe von Sousa und Kollegen (Sousa et al. 2017) zeigte, dass erwachsene Patienten mit einem post-lingualen Hörverlust eine signifikante Verbesserung der Lebensqualität nach CI-Gebrauch aufwiesen. Diese Ergebnisse deckten sich mit den Daten der Literatur, denen zufolge soziale Aspekte den wichtigsten Einflussfaktor hinsichtlich der Lebensqualität darstellten. Der Gewinn im Sozialleben besteht vor allem in der Ermöglichung der interpersonalen Kommunikation, die aufgrund des technischen Fortschritts der Implantate inzwischen auch in lärmbelastigter Umgebung möglich ist. Die Verbesserung des Hörvermögens und damit die Verbesserung der Kommunikationssituation stellen sicherlich den wesentlichen Anteil des positiven Nutzens von CI-Implantaten im Bereich des sozialen Lebens dar.

Des Weiteren wurde, vor allem bei CI-Nutzern, eine Korrelation zwischen der Fähigkeit, Sprache über das Telefon zu verstehen, und einer erhöhten Lebensqualität festgestellt (Rumeau et al. 2015). Demzufolge sollten Cochlea-Implantate neben der Fähigkeit zur persönlichen Kommunikation auch in sprachlich schwierigen Situationen, wie zum Beispiel dem Telefonieren, die Möglichkeit zur Kommunikation wiederherstellen.

Telefonieren ist bekanntermaßen ein weltweites Mittel zur Kommunikation, aus dem sich unter anderem enorme Zeitersparnisse ergeben. Die Entwicklung von Mobiltelefonen und das Voranschreiten der Mobilfunktechnologie haben die Kommunikationsmöglichkeiten zusätzlich enorm erweitert. Es kommt insbesondere zu einer Vereinfachung des Alltages. Jedoch sind es vor allem diese Alltagssituationen, die Gehörlose, CI-Träger eingeschlossen, vor große Probleme stellen können. So ist es zum Beispiel schwierig für CI-Träger, die kein gutes Verständnis beim Telefonieren aufweisen, einen Arzttermin per Telefon zu vereinbaren.

Viele Patienten sind in der Lage, nach CI-Implantation zum ersten Mal in ihrem Leben über das Telefon zu kommunizieren. Während einige Patienten nach langer Zeit ohne Verwendungsmöglichkeit Telefonate wieder in ihre Alltagsroutine einführen, meiden zahlreiche Hörgeschädigte dennoch oftmals das Telefonieren aus Angst und Schamgefühl, vor allem wenn diese Telefonate mit Fremden stattfinden sollen (Anderson et al. 2006).

Eine gute Hörrehabilitation erfordert eine gründliche Mitarbeit des Patienten, da ein konsequenter Gebrauch des Telefons sowie konsequentes Üben des Telefonierens Voraussetzungen für eine gute Kommunikation per Telefon sind. Dies wiederum hat Auswirkungen auf die Lebensqualität des Betroffenen und seines Umfeldes. Der Rehabilitationsprozess verläuft schneller und die Chancen auf ein gutes Hörvermögen vervielfachen sich, wenn die CI-Nutzer an dem Prozess aktiv beteiligt sind (Rigotti et al. 2013).

Trotz stetiger Weiterentwicklung der Technik, unter anderem der Prozessoren, gibt es aber weiterhin Probleme für CI-Träger. Ein Problem beim Telefonieren mit dem Cochlea-Implantat ist der eingeschränkte Frequenzbereich von Telefonen. Bei

analogen Telefonen, welche nach Integrated-Services-Digital-Network-(ISDN)-Standard die G.711-Richtlinie der International Telecommunication Union (ITU) nutzen, ist nur eine Frequenz von 300 Hertz (Hz) bis 3,4 kHz möglich. Dies bedeutet eine deutliche Einschränkung der Frequenzen, die in der alltäglichen Kommunikation gebraucht werden.

1.2 Schwerhörigkeit

Laut aktuellen Zahlen der WHO sind über 5 % der gesamten Weltbevölkerung – oder 466 Millionen Menschen – von einer Form der Schwerhörigkeit betroffen. Die WHO definiert Schwerhörigkeit mit einem Hörverlust von mehr als 40 Dezibel (dB) im besser hörenden Ohr bei Erwachsenen. Zusätzliche Schätzungen der WHO ergeben, dass dies im Jahre 2050 schon mehr als 900 Millionen Menschen betreffen könnte (WHO 2020). Kein Sinnesorgan ist für die Kommunikation so entscheidend wie das menschliche Gehör.

Die Schwerhörigkeit kann per definitionem in drei zwar unterschiedliche, aber zusammenhängende Abstufungen eingeteilt werden: Beeinträchtigung, Unvermögen, Behinderung (Cox und Alexander 1995). Die Beeinträchtigung ist der messbare Funktionsverlust, der zum Beispiel mithilfe eines Audiogramms aufgezeichnet werden kann. Das Unvermögen ist der Effekt, den eine Beeinträchtigung des Hörvermögens auf das alltägliche Leben der Betroffenen hat. Dieser Effekt ist durch den Lebensstil sowie andere Faktoren beeinflussbar. Unter Behinderung lassen sich Aspekte zusammenfassen, die die Betroffenen auf emotionaler, sozialer oder auch beruflicher Ebene einschränken (Cox und Alexander 1995). Ohne das Hören ist es unmöglich, die menschliche Sprache zu erlernen. Dies kann bei Schwerhörigen zur sozialen und psychischen Isolation führen. Die Schwerhörigkeit geht oft mit einer erheblichen Einschränkung der Lebensqualität einher (Zahnert 2010).

In Deutschland sind etwa 60 % der Bevölkerung zu irgendeinem Zeitpunkt ihres Lebens von einer Schwerhörigkeit betroffen. Diese ist bei einem Großteil der Betroffenen lärm- oder altersbedingt. Altersbedingte Veränderungen betreffen nicht nur das Mittelohr und die Cochlea, sondern auch die zentralen Hörbahnen und die Hörrinde des Kortex. Es ist bekannt, dass sowohl die äußeren als auch die inneren Haarzellen des Ohres im Alter degenerativen Veränderungen unterliegen. Der Alterungsprozess ist ebenfalls assoziiert mit einem Verlust der Spiralganglienzellen (Otte et al. 1978). Zusätzlich zeigen sich Veränderungen in zentralen auditorischen Prozessen und eine generelle Abnahme der kognitiven Fähigkeiten (Martin und Jerger 2005). Dies zeigt, dass gerade im Alter eine Kombination aus verschiedenen Faktoren die Schwerhörigkeit bedingt.

Die Schwerhörigkeit wird durch die WHO in unterschiedliche Schweregrade eingeteilt. Zur Einteilung der Grade werden für jedes Ohr getrennt die Mittelwerte des Hörverlustes aus den Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz und 4000 Hz ermittelt. Aus dem mittleren Hörverlust im Reinton-Audiogramm wird der Grad der Schwerhörigkeit abgeleitet (Tabelle 1).

Klinisch kann eine beginnende Schwerhörigkeit häufig kompensiert werden: Das Radio und der Fernseher werden lauter gestellt (bei bilateraler Schwerhörigkeit) oder das gesunde Ohr wird zur Quelle des Geräusches gedreht. Eine Reihe von Studien haben als weiteren Kompensationsmechanismus demonstriert, dass sich Informationen durch auditorische und visuelle Modalitäten gegenseitig ergänzen. Daher nutzen viele Schwerhörige das Lippenlesen als zusätzliche Quelle von Informationen (Sumbly und Pollack 1954).

Grad der Schwerhörigkeit	Mittlerer Hörverlust im Reinton-Audiogramm	Klinischer Befund	Empfehlung
0 – normalhörig	25 dB oder besser	Keine oder nur leichte Probleme, etwas zu hören. Patient versteht Flüstern.	
1 – geringgradige Schwerhörigkeit	26–40 dB	Patient hört und kann Worte in normaler Sprache aus 1 m wiederholen.	Beratung, Hörgeräte gegebenenfalls benötigt
2 – mittelgradige Schwerhörigkeit	41–60 dB	Patient hört und kann Worte in lauter Sprache aus 1 m wiederholen.	Hörgeräte sind zu empfehlen.
3 – hochgradige Schwerhörigkeit	61–80 dB	Einige Worte werden bei sehr lautem Sprechen in das bessere Ohr verstanden.	Hörgeräte nötig. Wenn Hörgeräte nicht möglich sind, sollten Lippenlesen und Zeichensprache erlernt werden
4 – Hörreste oder Taubheit	81 dB oder mehr	Kein Sprachverständnis auch bei maximal lauter Sprache.	Hörgeräteversuch, bei Versagen Versuch einer Cochlea-Implantation möglich. Lippenlesen und Zeichensprache sind für eine Kommunikation essenziell.

Tabelle 1: Grad der Schwerhörigkeit
(Quelle: World Health Organization 1991)

1.2.1 Ursachen für Schwerhörigkeit

Bislang gibt es keine Studien, die die Prävalenz der verschiedenen Schwerhörigkeitsformen nach Ursache erfassen (Zahnert 2011). Grob wird die Schwerhörigkeit in Schallleitungs- und Schallempfindungsstörung eingeteilt, abhängig von ihrem Entstehungsort. Auch eine Kombination beider ist möglich, zum Beispiel bei Otosklerose oder bei Mittelohrentzündungen mit Labyrinthbeteiligung. Bei der Schallleitungsschwerhörigkeit ist die Übertragung der Schallwellen zum Innenohr gestört. Pathologien finden sich im äußeren Ohr durch Verlegung des Gehörganges (Atresie, Cerumen oder Fremdkörper) oder im Mittelohr bei Verletzungen, Entzündungen oder Missbildungen.

Bei der Schallempfindungsschwerhörigkeit sind die Cochlea, der Hörnerv oder die zentrale Hörbahn geschädigt. Auf sensorineuraler Ebene können Innenohrmissbildungen, Intoxikationen oder hereditäre Schwerhörigkeit ursächlich sein. Auch die Altersschwerhörigkeit ist auf Schäden dieser Ebene zurückzuführen. Sensorische Schäden können vaskulär bedingt sein bzw. durch Labyrinthkrankungen oder Morbus Menière verursacht werden. Auf neuraler Ebene führen Erkrankungen des Hörnervs oder ein Vestibularis-Schwannom zu einer zentralen Schwerhörigkeit (Boenninghaus 2012).

1.2.2 Möglichkeiten zur Verbesserung des Hörens

Im Laufe der Zeit wurden viele Möglichkeiten zur Verbesserung des Hörens entwickelt. Abhängig von der Art der Schwerhörigkeit – Schallleitungsstörung oder Schallempfindungsstörung – ergeben sich unterschiedliche Therapieoptionen. Die verschiedenen Typen von Hörgeräten haben jeweils spezifische Vor- und Nachteile, sodass es immer eine individuelle Entscheidung sein sollte, welcher Hörgerätetyp zu welchem Patienten passt. Bei einer Schallempfindungsschwerhörigkeit bieten vor allem akustische Hörgeräte eine gute Hörgeräteversorgung. Aufgrund der allgemeinen Verfügbarkeit wird in aller Regel zuerst auf diesen Hörgerätetyp zurückgegriffen.

1.3 Das Cochlea-Implantat

1.3.1 Geschichte des Cochlea-Implantats

Die Entwicklung des Cochlea-Implantats begann historisch im frühen 18. Jahrhundert. Damals beschrieb Alessandro Volta die erste elektrische Stimulation des Gehöres mit der von ihm entwickelten Batterie (Volta 1800). Die erste direkte elektrische Stimulation des Hörnervs wurde 1957 von André Djourno und Charles Eyriès durchgeführt (Djourno und Eyriès 1957). Erste klinische Anwendung fand ein Vorläufer des eigentlichen Cochlea-Implantats seit den 1970er Jahren in den USA unter William F. House, dies nahezu immer als einkanaliges Gerät und außerhalb der Cochlea platziert (House und Urban 1973; House 1976). Die Weiterentwicklung im Sinne eines mehrkanaligen Geräts, das intracochleär implantiert wurde, erfolgte vor allem durch Graeme Clark in Melbourne (Clark 2006) sowie durch Erwin und Ingeborg Hochmair in Wien. Ausschlaggebend für die Entwicklung war das Bemühen, ein funktionell ausgefallenes Innenohr mittels elektrischer Impulse, die den Hörnerv direkt reizen, zu ersetzen. Es wurde von der Annahme ausgegangen, dass für die Weiterleitung der akustischen Information vom Sinnesorgan zum Hörnerv spezielle bioelektrische Ströme notwendig seien. Würde es gelingen, die durch die Ströme ausgelösten Aktionspotentiale im Hörnerv nachzubilden, könnte über das funktionslose Innenohr hinweg eine Hörempfindung erreicht werden.

1957 war die Arbeitsgruppe von Eyriès und Djourno die erste, die sich dieser Aufgabe stellte, nachdem sie zuvor bereits im Tierexperiment am Kaninchen erste Erfolge hatte verzeichnen können. Am 25.02.1957 konnte der erste Patient, der nach beidseitiger entzündlicher Mittelohrerkrankung ertaubt war, erfolgreich operiert werden, wobei sich die postoperativen Hörempfindungen auf Grillenzirpen, Knirschen oder Trillerpfeifen bei bestimmten Pulsfrequenzen beschränkten. Das erste Cochlea-Implantat als solches bestand aus einer einzigen Elektrode, die in der Cochlea platziert wurde (Brackmann 1976). Der Prozessor des Implantats wandelte Geräusche in ein elektrisches Signal um, welches an die Cochlea weitergegeben wurde. Die Einführung von Cochlea-Implantaten, bestehend aus mehreren Elektroden, ermöglichte einen großen Fortschritt in der Sprachauflösung. Durch die Verwendung multipler Elektroden konnte das Grundprinzip der cochleären Schallanalyse simuliert werden (Zierhofer et al. 1993). Dieses erklärt sich bei Betrachtung des anatomischen Aufbaus der Cochlea und ihrer speziellen Eigenschaften. Die Basilarmembran der Cochlea nimmt von der Basis Richtung

Apex systematisch in der Breite zu. In Korrelation zur Breite nimmt ebenfalls die Masse der schwingenden Struktur zu, wodurch die verschiedenen Abschnitte der Cochlea nicht synchron, sondern in Form einer Wanderwelle ausgelenkt werden.

Die unterschiedliche Steifigkeit und dazugehörige Steifigkeitsgradienten bewirken zudem frequenzspezifische Amplitudenmaxima, wodurch die Basilarmembran an einem bestimmten Ort von einer spezifischen Frequenz stimuliert wird. Dies nennt sich auch Tonotopie oder Ortsprinzip. Die Position entlang der Basilarmembran ergibt dementsprechend auch bei den Haarzellen und nachgeschalteten afferenten Neuronen eine bestimmte Frequenz (Talavage et al. 2004). Das Schallereignis wird durch diese Mechanismen letztlich auf parallele, entlang der Basilarmembran angeordnete neuronale Kanäle übertragen (Oliver und Fakler 2008). Der Einsatz mehrerer Elektroden sorgt somit für eine orts- und frequenzspezifischere Stimulation.

1.3.2 Aufbau und Funktionen des Cochlea-Implantats

Das Cochlea-Implantat ist ein elektronisches Hörgerät, das über eine in die Cochlea eingeführte Elektrode den Hörnerv direkt stimuliert (Abbildung 1). Das Cochlea-Implantat ist ein aus zwei Teilen bestehendes System. Es verfügt über einen implantierten Teil; hierzu zählt die Elektrode, die operativ in die Hörschnecke eingebracht wird. Der externe Teil, welcher sich aus Mikrofon und Sprachprozessor zusammensetzt, wird hinter dem Ohr getragen. Der implantierte Teil wird direkt unter der Haut hinter dem Ohr platziert. Mithilfe eines Magneten wird der Sprachprozessor von außen am Implantat befestigt. Je nach Hersteller werden verschiedene, sich immer weiterentwickelnde Sprachprozessoren verwendet.

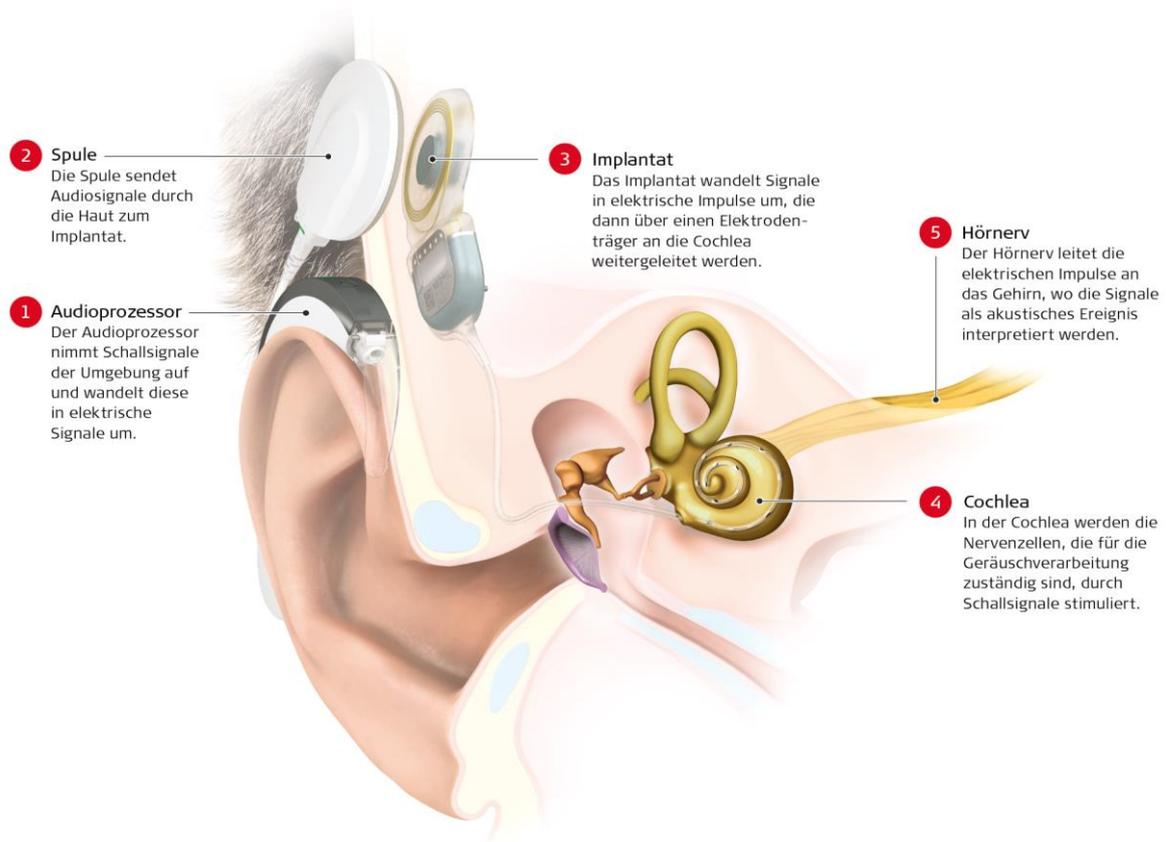


Abbildung 1: Schematische Darstellung eines Cochlea-Implantat-Systems

(Quelle: Mit freundlicher Genehmigung der Firma MED-EL)

Das Mikrophon empfängt das akustische Signal, das vom Sprachprozessor erfasst und in einen digitalen Code umgewandelt wird. Der Sprachprozessor überträgt die digital codierten Signale des CI zu der implantierten Sendespule. Diese wandelt die digital codierten Audiosignale in elektrische Impulse um. Weitergeleitet an die einzelnen Elektrodenkontakte in der Cochlea, stimulieren die Impulse den Hörnerv. Nach einem Gewöhnungsprozess wird die elektrische Nervenreizung vom Gehirn als ein Höreindruck wahrgenommen (Shepherd und McCreery 2006) (Abbildung 2).

Ein physiologisch normal hörendes Ohr kann Töne im Hauptfrequenzbereich zwischen 0 und 120 dB wahrnehmen. Der Frequenzbereich der Elektrostimulation liegt zwischen 6 und 12 dB. Dieser Dynamikbereich weist somit einen signifikant geringeren Intensitätsunterschied von der Wahrnehmungs- bis zur Unbehaglichkeitsschwelle auf. Für eine funktionierende Stimulation dürfen nur bestimmte Informationen des ursprünglichen Schallsignals übertragen werden. Die akustischen Signale müssen auf den Dynamikbereich des elektrischen Ausgangs komprimiert werden. Zu diesem Zweck erfolgt im Sprachprozessor eine Kompression der Signale durch einen komprimierenden Verstärker, der Lautstärkevariationen angleicht. Durch die Reduktion lauter Signale auf relevante Informationen passen diese in den Dynamikbereich des CI und können vom Implantat weiterverarbeitet werden. Entlang dieser Aufbereitung der Informationen findet ein gewisser Informationsverlust statt (Adunka und Kiefer 2005). Die typische Signalprozessierung des CI bedient sich des „Continuous Interleaved Sampling“, bei dem das Audiosignal in schnellen Pulsen („high pulse stimulation“) oder langsamen Pulsen in nicht überlappender Art und Weise zur Stimulation führt (Müller et al. 2012).

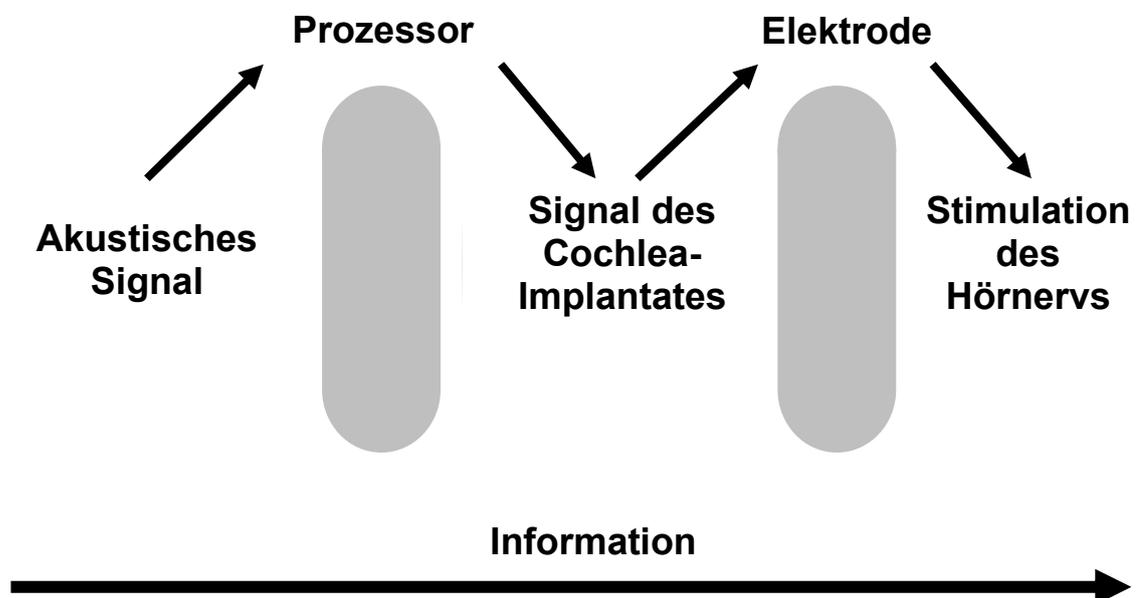


Abbildung 2: Schematische Darstellung der Informationsverarbeitung des Sprachprozessors

1.3.3 Indikation zur Cochlea-Implantation

Die Indikationen zur Cochlea-Implantation haben sich im Laufe der Zeit gewandelt. Heutzutage ist die Versorgung mit einem Cochlea-Implantat nicht mehr nur bei vollständiger Taubheit indiziert. Vor allem bei Patienten mit einem in der Regel mittel- bis hochgradigen Hörverlust, die von einer Versorgung mit binauralen Hörgeräten nur eingeschränkt profitieren, besteht eine Indikation für eine Cochlea-Implantation. Hier wird eine eingeschränkte Versorgung definiert als ein ungenügendes Sprachverständnis mit angepassten Hörgeräten. Zusätzlich ist auch eine bilaterale Implantation möglich. Die beidseitige Versorgung bietet den Vorteil, dass die Richtung eines Audiosignales erkannt werden kann (Laszig et al. 2004; Kan 2018).

1.3.4 Hörrehabilitation des Patienten

Als wichtige Parameter, die das Ergebnis einer Cochlea-Implantation beeinflussen können, gelten ein mögliches vorhandenes Restgehör und die Dauer der bestehenden Taubheit. Betroffene mit Restgehör profitieren überdurchschnittlich von der Implantation eines Cochlea-Implantats (Chioffi und Hyppolito 2017; Firszt et al. 2012).

Durch optimale Auswahl der technischen Details, wie Reizfrequenz pro Einzelelektrode oder intracochleäre Elektrodenplatzierung, wird den Patienten die beste Voraussetzung für ein postoperatives Hören geschaffen (Clark 2006). Nach einiger Zeit der Übung und Gewöhnung an das Implantat sind sogar schwere Hörleistungen – wie zum Beispiel das Sprachverstehen am Telefon – möglich.

1.3.5 Schwierigkeiten und Probleme mit dem Cochlea-Implantat

Die Möglichkeit, mit dem Cochlea-Implantat ein funktionsloses Sinnesorgan, ein taubes Ohr, ersetzen zu können, zählt zu den spektakulärsten Fortschritten der modernen Medizin. Trotz stetiger Weiterentwicklung der technischen Bauteile gibt es Situationen, in denen die Funktionsweise eines Cochlea-Implantats eingeschränkt ist.

Hierzu existieren bereits zahlreiche wissenschaftliche Publikationen, die sich mit den Schwierigkeiten der Patienten und vor allem den Grenzen der technischen Möglichkeiten bei Cochlea-Implantaten beschäftigen (Moeller et al. 2018). Unter anderem ist die Verständlichkeit für Patienten mit Cochlea-Implantat in lauten und geräuschvollen Umgebungen deutlich eingeschränkt (Fu und Nogaki 2005). Insbesondere das Sprachverständnis im Störgeräusch ist für den Patienten mit Cochlea-Implantat oft schwierig.

Die Studie von Fu und Nogaki (2005) konnte darstellen, dass CI-Nutzer eine erhöhte Lärmanfälligkeit aufweisen. Diese Lärmanfälligkeit sei in erster Linie auf eine reduzierte spektrale Auflösung und den Verlust von zeitlichen Auslösereizen zurückzuführen. Die spektralen Reize, die durch eine begrenzte Anzahl von implantierten Elektroden übertragen werden, werden durch die Interaktion zwischen den Elektroden weiter reduziert. Dies hat zur Folge, dass CI-Nutzer nicht in der Lage sind, Sprache von Rauschen oder Umgebungslärm zu trennen, weil die Auflösung zu gering ist. Um dieses Problem zu beheben, wird versucht, die spektrale Auflösung weiter zu verbessern und eine bessere Kanalselektivität der Cochlea-Implantate zu gewährleisten (Fu und Nogaki 2005).

1.4 Fragestellung und Zielsetzung der Arbeit

Gerade die telefonische Kommunikation stellt für viele CI-Träger ein häufiges Problem dar. Die Fragestellung, die sich daraus ergibt, lautet: Kann ein spezialisiertes Hörtraining im Rahmen der Hörrehabilitation bei CI-Trägern zu einer Verbesserung der fernmündlichen Kommunikation führen?

Ziel der vorliegenden Studie war es, zu überprüfen, ob ein neuartiges Hörtraining zu einer Verbesserung der fernmündlichen Sprachverständlichkeit bei Patienten mit einem Cochlea-Implantat führen kann. Diese Verbesserung der Sprachverständlichkeit sollte mittels aufgezeichneter Sprachaudiodateien erreicht werden, welche mit den Parametern heutiger Digital-Subscriber-Line-(DSL)-Telefonanlagen gefiltert wurden.

2 Material und Methoden

2.1 Ethikvotum

Die zugrundeliegende Studie wurde von der Ethikkommission der Universitätsmedizin Göttingen (Ethikkommission der Universitätsmedizin Göttingen, Göttingen) mit der Referenznummer 18/11/11 am 14.03.2012 zugelassen. Das Protokoll dieser Arbeit ist registriert im Deutschen Register Klinischer Studien (DRKS, Freiburg, www.drks.de) mit der Referenznummer DRKS00010860. Die Studie wurde an der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde der Universitätsmedizin Göttingen, Georg-August-Universität Göttingen durchgeführt.

2.2 Studiendesign

Es handelt sich um eine kontrollierte, randomisierte, doppelt verblindete, prospektive klinische Studie an insgesamt 22 Probanden. Eingeschlossen wurden Probanden, älter als 18 Jahre, die postlingual ertaubten und im Verlauf mit einem Cochlea-Implantat versorgt worden waren. Zusätzlich war eine Hörerfahrung der Probanden von mindestens 6 Monaten mit Cochlea-Implantat Voraussetzung. Die Erstanpassung des Implantates musste abgeschlossen sein, um an der Studie teilnehmen zu können. Patienten konnten nicht eingeschlossen werden, wenn sie nicht fähig waren, den Instruktionen zu folgen, oder nicht bereit waren, in die Einverständniserklärung einzuwilligen.

Die Probanden wurden zunächst postalisch angeschrieben und dann telefonisch kontaktiert und zur ersten Visite einbestellt. Hier wurden die initialen Testungen (APHAB-Fragebogen, modifizierter Oldenburger Satztest „Prä Hörtraining“) durchgeführt sowie das spezielle Trainingsmaterial, in Form einer gefilterten oder ungefilterten Heidelberger Hörtrainings-CD mit Begleitheft, ausgehändigt. Anschließend wurde mit den Probanden ein Termin für die zweite Visite vereinbart. Bei der zweiten Visite wurde erneut der APHAB-Fragebogen erhoben sowie der modifizierte OLSA „Post Hörtraining“ durchgeführt. Schematisch ist dieser Ablauf in Abbildung 3 dargestellt.

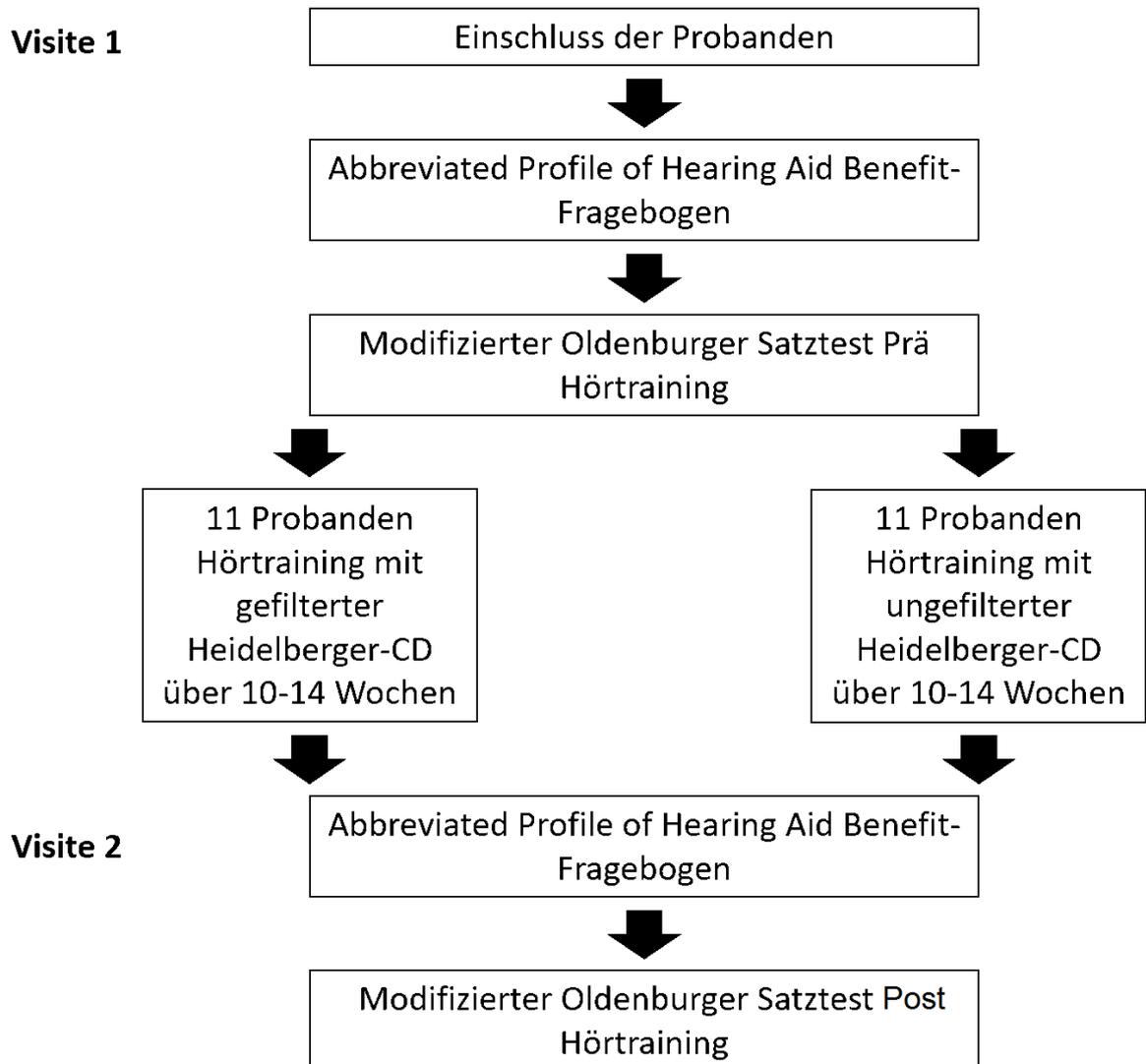


Abbildung 3: Studiendesign

Nach ausführlicher Aufklärung über die Studie unterschrieben die Probanden die Einverständniserklärung. Nach der Studieninklusion wurde der „Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit“-Fragebogen (APHAB) (Cox und Alexander 1995) ausgehändigt, den die Probanden selbstständig bearbeiteten. Zudem wurden die Probanden in zwei randomisierte Gruppen eingeteilt. Die Randomisierung erfolgte anhand vorgefertigter und mit Zahlen in aufsteigender Reihenfolge markierter Umschläge. Diese Umschläge wurden von einer Person, die nicht an der Studie beteiligt war, vorbereitet und waren von außen nicht unterscheidbar.

Vor Beginn der Phase des Hörtrainings wurde bei allen Probanden eine Hörtestung mittels eines in aktueller ISDN-Telefonqualität gefilterten Sprachverständlichkeitstests (Oldenburger Satztest bzw. modifizierter Oldenburger

Satztest) durchgeführt (Testliste 1). Dazu wurden die Probanden in genormter Entfernung (1 m) in einer echofreien Kabine vor einen einzelnen Lautsprecher gesetzt, sodass mit diesen Einstellungen eine Lautstärke von 65 dB Hearing Level (HL) erreicht wurde. Vor Beginn der Testung wurden die Probanden in den genauen Ablauf eingewiesen. Die Probanden wurden gebeten, das nicht zu testende Ohr mit einem Ohrstöpsel zu verschließen. Zunächst sollten die Probanden eine Liste mit 20 Trainingssätzen absolvieren. Anschließend wurden den Probanden die 30 Testsätze der ersten Testliste präsentiert. All diese Sätze werden von einer männlichen Stimme in gleichbleibendem, mittlerem Tempo gesprochen. Jedes korrekt verstandene Wort sollte vom Probanden wiederholt werden und wurde mit einem Punkt bewertet.

Im Anschluss erhielten die Probanden eine Trainings-CD. Elf Probanden erhielten eine ungefilterte Heidelberger Hörtrainings-CD, elf Probanden erhielten die CD mit in ISDN-Telefonqualität gefiltertem Sprachtrainingsmaterial (Modifizierte Heidelberger Hörtrainings-CD). Die CDs waren von außen nicht unterscheidbar. Zusätzlich erhielten die Probanden einen Ordner mit den ausgeschriebenen Texten der CD. Es folgte eine standardisierte Instruktion mit der Anweisung, mindestens 15 Minuten täglich zu trainieren. Dabei wurde betont, dass die Probanden das Training in einer stillen Umgebung ohne Nebengeräusche durchführen sollten. Anschließend wurde mit den Probanden ein Termin für die zweite Visite vereinbart.

Nach einem Trainingszeitraum von 10–14 Wochen erschienen die Probanden zur zweiten Visite. Es erfolgte die Bearbeitung eines weiteren APHAB-Fragebogens. Anschließend wurde bei allen Probanden eine erneute Hörtestung mittels gefiltertem Oldenburger Satztest durchgeführt (Testliste 2). Die Einstellung des Cochlea-Implantats und des zugehörigen Sprachprozessors wurde über die Trainingsphase nicht verändert; auch wurden die Hörtestungen vor und nach Trainingsphase mit technisch identischen Einstellung durchgeführt.

Bis zum Ende der Studie war weder den behandelnden Ärzten noch den weiteren betreuenden Personen bekannt, zu welcher Gruppe die Probanden gehörten (doppelte Verblindung).

2.3 Oldenburger Satztest

Der Oldenburger Satztest (OLSA) ist ein audiometrischer Test zur Bestimmung der Sprachverständlichkeitsschwelle. Der OLSA kann sowohl in Ruhe als auch im

Störgeräusch durchgeführt werden. Als Sprachmaterial werden Sätze der Form Name – Verb – Zahlwort – Adjektiv – Substantiv verwendet. Aus einem vorhandenen Inventar aus insgesamt 50 Wörtern wird eine zufällige Kombination ausgewählt. Die Abfolge der einzelnen Satzbausteine bleibt jedoch konstant. Ein Vorteil dieses Testaufbaus ist, dass dieser das Auswendiglernen der Sätze effektiv verhindert, sodass der Test auch mehrfach wiederholt werden kann. Sehr schnell gesprochene Tests oder Störgeräusche führen bei Patienten mit Schwerhörigkeit häufig zu Problemen bei Sprachverständlichkeitstests. Der OLSA eignet sich durch die vorgegebene mittlere Sprechgeschwindigkeit gut für Träger von Cochlea-Implantaten (Wagener 1999). Die Verwendung gebräuchlicher Umgangssprache sowie ganzer Sätze soll darüber hinaus zu einer besseren Sprachverständlichkeit für die Probanden beitragen.

Durch diese Vorteile wird der OLSA vor allem in Studien mit häufig wiederholten Messungen verwendet. Zudem bietet der Aufbau des Tests eine hohe Genauigkeit, wodurch Vergleiche in verschiedenen Messsituationen, in Ruhe oder in Störgeräuschen (Wagener 1999), und mit unterschiedlichen Hörsystemeinstellungen möglich sind.

2.4 Modifizierter Oldenburger Satztest

In der modifizierten Version des Oldenburger Satztests wurden 60 Testsätze mit jeweils 5 Wörtern generiert. Diese Auswahl an Testsätzen wurde mithilfe eines 6th-order-bandpass-Butterworth-Filters zunächst zwischen 300 Hz und 3,4 kHz gefiltert und dann auf 8-Bit-Samplingtiefe heruntergeregelte, um der Telefonqualität dem Standard G.711 der International Telecommunication Union zu entsprechen.

Die 60 gefilterten Testsätze wurden zufällig in zwei Gruppen zu je 30 Sätzen eingeteilt: jeweils eine Gruppe für den modifizierten OLSA vor Hörtraining und eine Gruppe für den modifizierten OLSA nach Hörtraining. Die Testsätze wurden den Probanden immer in festgelegter Reihenfolge dargeboten, sodass ein einheitlicher Hörtest für alle Probanden entstand. Pro Visite wurde bei jedem Probanden eine Messung mit der jeweiligen Testliste durchgeführt. Es wurden 30 Sätze und somit 150 Wörter präsentiert. Für jedes erkannte Wort wurde ein Punkt gegeben, dies führte zu einem maximalen Wert von 150 Punkten. Das endgültige Testergebnis wurde im Anschluss prozentual als der erreichte Anteil von 150 Punkten errechnet.

Das Sprachverstehen getestet mit dem wie oben beschriebenen Oldenburger Satztest wurde in dieser Studie als primäre Zielgröße festgesetzt.

2.5 Reintonaudiometrie

Das Reintonaudiogramm ist ein subjektives, psychoakustisches Verfahren zur Hörschwellenbestimmung. In dieser audiometrischen Untersuchung werden dem Patienten durch elektrische Wechselströme erzeugte Töne präsentiert. Diese werden über einen Kopfhörer per Luftschall oder über einen Knochenleitungshörer per Knochenschall dargeboten. Dafür werden folgende Testfrequenzen genutzt: 512 Hz, 1024 Hz, 2048 Hz, 3002 Hz, 4096 Hz und 6144 Hz. In der grafischen Darstellung wird dies vereinfacht auf 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 3 kHz, 4 kHz und 6 kHz.

Die Testergebnisse werden in einem Graphen abgebildet. Die Testfrequenz wird dabei gegen die Intensität in Dezibel aufgetragen. Die Markierungen des Graphen zeigen jeweils die Hörschwelle der Patienten. Bei der Erfassung einzelner Frequenzen kann zum Beispiel differenziert werden, ob bei den Patienten nur eine Teilschwerhörigkeit, zum Beispiel im Hoch- oder Niedertonbereich, besteht oder ob ein generalisiertes Hörproblem vorliegt (Ernst 2001).

2.6 Freiburger Sprachverständlichkeitstest

Der in Deutschland am häufigsten verwendete Sprachtest ist der Freiburger Sprachverständlichkeitstest, standardisiert unter anderem in DIN-Norm 45621-1. Dieser Test untersucht die Sprachverständlichkeit einsilbiger Substantive (Einsilbertest) und mehrsilbiger Zahlwörter (Mehrsilbertest). Der Mehrsilbertest setzt sich aus zehn Listen mit je zehn in der Regel viersilbigen Zahlwörtern zusammen. Eine dieser Listen wird mit einem festen Schalldruckpegel (Sprachlautstärke in dB) angeboten und die Anzahl der korrekt verstandenen Zahlen erfasst. Die Zahlwörter sind bei niedrigem Schalldruckpegel besser verständlich; der benötigte Schalldruckpegel beträgt 18,4 dB für die Zahlwörter und 29,3 dB für die Einsilber (Winkler und Holube 2014). Der Mehrsilbertest prüft hauptsächlich das Gehör und weniger das Sprachverständnis, hierzu verwendet man den Einsilbertest (Hoth 2016).

Im Einsilbertest werden 20 einsilbige Wörter ebenfalls mit einem festen Schalldruckpegel angeboten. Der Prozentsatz der korrekt verstandenen Wörter pro Testliste wird gegen den Schalldruckpegel (SPL) aufgetragen. Als Ergebnis ergibt sich eine Sprachverständlichkeitskurve, auch Diskriminationskurve genannt. Die Sprachverständlichkeit von Normalhörenden bei einem Sprachschallpegel von 50 dB Schalldruckpegel liegt bei 100 %. Das bedeutet, dass kein Diskriminationsverlust vorliegt. Bei der Schallempfindungsschwerhörigkeit sind ein Diskriminationsverlust und ein Absinken der Sprachverständlichkeit bei höheren Schallpegeln typisch. Bei der Schalleitungsschwerhörigkeit zeigt sich die Sprachverständlichkeit parallel zu höheren Schallpegeln verschoben. Mit ausreichend hohem Pegel kann ein Patient mit Schalleitungsschwerhörigkeit eine Verständlichkeit von 100 % erreichen (Probst und Grevers 2008).

2.7 Heidelberger Hörtrainings-CD

Als Trainingsmaterial dieser Studie wurde die Heidelberger Trainings-CD Teil 1 (Heidelberger Trainings-CD Teil 1, 2010, Universitätsklinikum Heidelberg, Deutschland) ausgewählt. Diese Trainings-CD ist ein Hörtraining, das speziell nach der Cochlea-Implantation die Hörrehabilitation fördern soll. Aktuell existieren vier solcher Trainings-CDs der Universität Heidelberg. Die Lauflänge der hier verwendeten CD beträgt 64 Minuten. Konzeptuell versucht die Trainings-CD, den

Hörer langsam an das Hören mit Cochlea-Implantat zu gewöhnen. Hierzu werden zunächst einfache Worte in langsamer Geschwindigkeit mit deutlicher Artikulation gesprochen. Im Verlauf der Trainings-CD wird das Trainingsmaterial sukzessive schwieriger gestaltet. Dies wird dadurch erreicht, dass zunächst vollständige Sätze in langsamer Geschwindigkeit dargeboten werden. Es folgen immer schnellere und kompliziertere Sätze. Die schwierigsten Stufen beinhalten zum Beispiel Kurzgeschichten, die in schneller Geschwindigkeit gesprochen werden. Mit der Trainings-CD erhalten die Probanden ein Begleitheft, welches die Übungen und das Trainingsmaterial in Textform wiedergibt.

2.8 Modifizierte Heidelberger Hörtrainings-CD

Für Studienzwecke wurde die Trainings-CD modifiziert. Die Heidelberger Hörtrainings-CD wurde analog zum OLSA modifiziert. Die CD wurde mit dem gleichen Vorgehen wie der OLSA gefiltert. Die Zustimmung der Entwickler zur Nutzung und Modifizierung der Heidelberger Trainings-CD wurde vor Studienbeginn eingeholt.

2.9 „Abbreviated Profile of Hearing Aid-Benefit“-Fragebogen

Der Fragebogen Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit (APHAB) ist ein etabliertes Mittel, um den subjektiven Nutzen mit und ohne Hörgerät in verschiedenen Situationen zu quantifizieren (Cox und Alexander 1995; Löhler et al. 2012; Löhler et al. 2017). Der APHAB ist eine Weiterentwicklung des Profile of Hearing Aid Benefit, der für den klinischen Alltag aufgrund seiner Länge als nicht praktikabel gilt (Cox und Alexander 1995).

Dieser Fragebogen ermöglicht dem Patienten, eine Selbsteinschätzung abzugeben. Hierdurch ergibt sich eine Erweiterung der Standardmethodik, zum Beispiel der Sprachaudiometrie, sodass auch die Qualität der Hörgeräteversorgung davon profitiert. Besonderes Merkmal des APHAB ist, dass der Fragebogen auch gezielt nach problematischen Hörsituationen fragt und somit ein Einschätzen gerade dieser Problematik ermöglicht (Löhler et al. 2012).

Der Patient wird nach seinem Hörvermögen in bestimmten Situationen befragt, zum Beispiel: „Wenn ich in einer ruhigen Umgebung mit dem Arzt spreche, verstehe ich

ihn.“ Die Antwort erfolgt auf einer kategorialen Skala mit prozentualer Bewertung: 99 % („immer“), 87 % („fast immer“), 75 % („häufig“), 50 % („zur Hälfte“), 25 % („gelegentlich“), 12 % („selten“), 1 % („nie“).

Der APHAB besteht aus 24 Fragen, die sich auf vier verschiedene Hörsituationen beziehen. Jede dieser Situationen wird unabhängig voneinander bewertet. Im Detail geht es zum einen um Situationen mit hohem Hintergrund-Geräuschpegel (Background Noise) und zum anderen um Kommunikationssituationen bei vorteilhaften Konditionen (Ease of Communication). Des Weiteren wird nach der Kommunikation in hallenden Räumlichkeiten, zum Beispiel in Kirchen (Reverberation), gefragt. Und schließlich geht es um die Abneigung gegen laute Geräusche (Aversiveness).

In der Regel erfolgt die Erhebung mittels APHAB für Situationen mit und ohne Hörgerät. Die Differenz beider Ergebnisse zeigt den aktuellen Nutzen des Hörgerätes (Cox und Alexander 1995). Die Bearbeitung des Fragebogens dauerte pro Proband ca. 10 Minuten. Diese Kürze ist einer der Gründe, weshalb sich der APHAB sehr gut für klinische Untersuchungen eignet. Zusätzlich ermöglicht der APHAB eine gute Erfolgsbeurteilung des Hörgeräts (Löhler et al. 2012). Das Ergebnis des APHAB wurde als eine sekundäre Zielgröße definiert.

2.10 Statistische Auswertung

Die Aufzeichnung und Speicherung der Ergebnisse wurde mit SigmaPlot für Windows 12.0 durchgeführt. Die statistische Auswertung erfolgte mit einem Signifikanzniveau von $p < 0.05$. Es wurde jeweils das mittlere Sprachverstehen vor und nach dem Hörtraining in der jeweiligen Gruppe (gefiltertes und ungefiltertes Sprachtrainingsmaterial) miteinander verglichen. Die Daten werden als Mittelwert \pm Standardabweichung angegeben. Um beide Gruppen zu vergleichen, wurde eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholungen (Two Way Repeated Measures Analysis of Variance [two-way RM ANOVA]), mit dem Zeitpunkt sowie der Trainingsgruppe als wiederholtem Faktor, angewendet. Eine Korrektur für multiples Testen erfolgte mit dem Bonferroni t-test.

3 Ergebnisse

3.1 Patienten

Die Probanden waren erwachsene Patienten, welche nach dem Spracherwerb ertaubt waren. Die Muttersprache aller Patienten war Deutsch. Nach der Cochlea-Implantation hatten alle Patienten eine Einstellung des Cochlea-Implantats in mehreren Sitzungen erhalten. Alle Patienten waren mit Cochlea-Implantaten der Firma MED-EL (Innsbruck, Österreich) implantiert und mit einem Opus-2-Sprachprozessor versorgt.

3.1.1 Zeitpunkt der Implantation

An dieser Studie nahmen 22 Probanden teil. Zwei Probanden entschieden sich aus persönlichen Gründen, die Studie vorzeitig abzubrechen, und sind daher in den Daten nicht weiter aufgeführt. Die Probanden waren im Durchschnitt $6,6 \pm 9,6$ Jahre nach Ertaubung mit einem Cochlea-Implantat versorgt worden. Die Probanden dieser Studie besaßen eine durchschnittliche Hörerfahrung mit dem Cochlea-Implantat von $1,8 \pm 1,1$ Jahren.

3.1.2 Patientenalter

Das durchschnittliche Alter der Probanden betrug $57,1 \pm 9,6$ Jahre. Es nahmen 13 Frauen und 7 Männer an dieser Studie teil. In 11 Fällen wurde das linke Ohr mit einem Cochlea-Implantat versorgt und in 9 Fällen das rechte Ohr. Von den ausgewerteten 20 Patienten besaßen 4 ein Resthörvermögen auf dem implantierten Ohr. Zwölf der 20 Patienten besaßen ein konventionelles akustisches Hörgerät auf der Gegenseite, 6 waren mit einem Cochlea-Implantat auf der Gegenseite ausgestattet. Zwei Patienten boten eine Normakusis auf der Gegenseite.

3.1.3 Ätiologie der Ertaubung

Im Patientenkollektiv lagen verschiedene Gründe für den Hörverlust vor. Fünf Patienten erlitten den Hörverlust aufgrund eines Hörsturzes, drei aufgrund von

erblichen Krankheiten, zwei aufgrund von Morbus Menière, zwei aufgrund eines Cholesteatoms und zwei weitere aufgrund einer Meningitis (Tabelle 2). Bei den restlichen Patienten zeigen sich diverse andere Gründe (Tabelle 2).

		Gefiltertes Trainingsmaterial	Ungefiltertes Trainingsmaterial
Geschlechterverteilung	Männlich	1	6
	Weiblich	9	4
Patientenalter (Jahre)	55,23 ± 9,83		58,89 ± 9,02
Dauer der Ertaubung (Jahre)	10,07 ± 12,33		3,16 ± 2,96
Ätiologie der Ertaubung	Bakterielle Meningitis	2	0
	Cholesteatom	1	1
	Hereditär	2	1
	Hörsturz	2	2
	M. Menière	1	1
	Röteln	1	0
	Schädel-Hirn-Trauma	1	0
	Iatrogen	0	1
	Otosklerose	0	1
	Otitis media bds.	0	1
	Presbykuisis	0	1
Alter zum Zeitpunkt der Implantation (Jahre)	52,87 ± 8,59		57,64 ± 8,42
Implantiertes Ohr	Rechts	3	6
	Links	7	4
Dauer des CI-Gebrauchs (Jahre)	2,36 ± 1,24		1,25 ± 0,64

Tabelle 2: Patientenübersicht

3.1.4 Übungszeiten des Hörtrainings

Die Probanden hatten die Vorgabe, 10–14 Wochen mit den Trainingsmaterialien zu trainieren. Im Durchschnitt übte die Gruppe mit dem gefilterten Trainingsmaterialien $11,8 \pm 12,1$ Wochen. Die Gruppe, die mit dem ungefilterten Trainingsmaterial übte, erzielte eine durchschnittliche Übungsdauer von $12,1 \pm 13,3$ Wochen. Pro Tag übte die gefilterte Gruppe im Schnitt $19,50 \pm 16,46$ Minuten. Die ungefilterte Gruppe trainierte durchschnittlich $16,3 \pm 8,0$ Minuten am Tag.

3.2 Primäre Zielgröße: Modifizierter Oldenburger Satztest

Als primäre Zielgröße definierten wir die Wortverständlichkeit des modifizierten Oldenburger Satztests ohne Störgeräusche.

Das gesamte Probandenkollektiv erreichte zu Beginn der Studie eine durchschnittliche Spracherkennung von $70,3 \% \pm 13,7 \%$. Betrachtet man die beiden Gruppen getrennt, so erreichte die Gruppe des ungefilterten Trainingsmaterials eine Spracherkennung von $70,0 \% \pm 13,6 \%$. Bei der Gruppe mit gefiltertem Trainingsmaterial zeigt sich eine Spracherkennung von $70,7 \% \pm 13,8 \%$. Somit zeigt sich kein signifikanter Unterschied in den beiden Gruppen vor dem Hörtraining. Eine Übersicht über die Einzelergebnisse der Probanden mit dem modifizierten OLSA findet sich in den Tabellen 3 und 4.

Gefiltertes Trainingsmaterial				
	Visite 1		Visite 2	
Patient Nr.	Punktwert absolut	Prozentwert	Punktwert absolut	Prozentwert
1	134	89 %	134	89 %
3	117	78 %	127	85 %
5	112	75 %	122	81 %
7	108	72 %	103	69 %
9	103	69 %	124	83 %
11	55	37 %	105	70 %
13	118	79 %	103	69 %
17	112	75 %	126	84 %
19	85	57 %	116	77 %
21	116	77 %	123	82 %

Tabelle 3: Einzelergebnis modifizierter OLSA (Gruppe mit gefiltertem Trainingsmaterial)

Ungefiltertes Trainingsmaterial				
	Visite 1		Visite 2	
Patient Nr.	Punktwert absolut	Prozentwert	Punktwert absolut	Prozentwert
2	82	55 %	91	61 %
4	123	82 %	119	79 %
6	104	69 %	110	73 %
8	95	63 %	106	71 %
10	131	87 %	133	89 %
12	114	76 %	145	97 %
14	60	40 %	68	45 %
18	123	82 %	141	94 %
20	114	76 %	115	77 %
22	104	69 %	76	51 %

Tabelle 4: Einzelergebnis modifizierter OLSA (Gruppe mit ungefiltertem Trainingsmaterial)

Nach dem Hörtraining wurde während der zweiten Visite eine weitere Testung der Sprachverständlichkeit durchgeführt. Auch hier wurde wieder die durchschnittliche Sprachverständlichkeit des gesamten Kollektivs bewertet; diese betrug in Visite 2 76,2 % \pm 16,5 %. Betrachtet man beide Gruppen getrennt, erzielte die ungefilterte Gruppe eine Sprachverständlichkeit von 73,6 % \pm 16,5 %. Die Messung der gefilterten Gruppe ergab einen durchschnittlichen Punktwert von 78,9 % \pm 7,0 %.

Es folgte die statistische Auswertung des gesamten Kollektivs mittels two-way RM ANOVA/Bonferroni. Hierbei zeigte sich ein signifikant besseres Ergebnis bei der Gruppe, die mit dem gefilterten Trainingsmaterial trainierte ($p = 0,034$, $t_{10} = 2,292$), während sich bei der Gruppe, die mit dem ungefilterten Material trainierte, kein statistisch signifikant besseres Ergebnis nach dem Training darstellte ($p = 0,328$, $t_{10} = 1,006$).

Betrachtet man nun das gesamte Patientenkollektiv, so zeigt sich in der primären Zielgröße, dem modifizierten Oldenburger Satztest, ein statistisch signifikanter Unterschied der Sprachverständlichkeit vor und nach dem Training ($p = 0,032$, $t_{10} = 2,332$) (Abbildung 4).

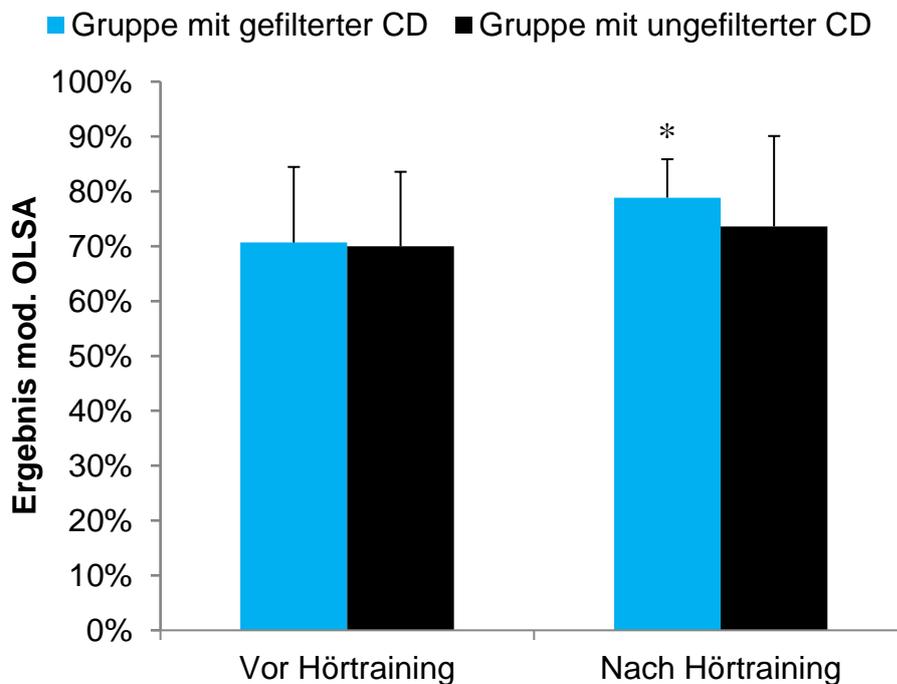


Abbildung 4: Ergebnis mod. OLSA

3.3 Freiburger Wörtest

Insgesamt wurde von dem gesamten Patientenkollektiv in der Visite 1 ein durchschnittliches Ergebnis von $60,59\% \pm 20,43\%$ erreicht. Unterteilt in die Gruppen der Trainingsmaterialien, zeigte die Gruppe mit der gefilterten CD ein

durchschnittliches Ergebnis von 56,11 % \pm 19,69 %. Die Gruppe, die die ungefilterte CD erhielt, erzielte ein durchschnittliches Ergebnis von 65,63 % \pm 20,07 %.

Die Verständlichkeit vor dem Training war zum Zeitpunkt der Visite 1 somit innerhalb der Testgruppe 2 höher. Nach dem Hörtraining im Rahmen dieser Studie wurden die Patienten beider Trainingsgruppen zur Visite 2 einbestellt und es wurde erneut ein Freiburger Wörkertest durchgeführt. Insgesamt erreichte das Kollektiv ein Ergebnis von 66,47 % \pm 18,77 %. Detailliert betrachtet erreichte die Gruppe, die mit der gefilterten Version trainierte, im Durchschnitt 68,63 \pm 19,03 %. Die ungefilterte Gruppe zeigte durchschnittlich ein Hörverständnis von 65,00 % \pm 18,44 %.

Im Vergleich beider Gruppen fällt auf, dass die Probanden, die mit der gefilterten CD trainierten, einen deutlichen Anstieg des Hörverständnisses boten (Abbildung 5). Die Probanden der zweiten Gruppe, die mit der ungefilterten CD trainierten, zeigten bereits vor dem Hörtraining eine bessere Hörleistung im Freiburger Wörkertest und konnten keine Verbesserung aufweisen. Mit einer durchschnittlichen Steigerung der Hörleistung zwischen den Zeitpunkten von Visite 1 und Visite 2 um 12,46 % bewies die Trainings-CD mit dem gefilterten Trainingsmaterial die erhoffte Effektivität betreffend die Sprachverständlichkeit im Freiburger Wörkertest.

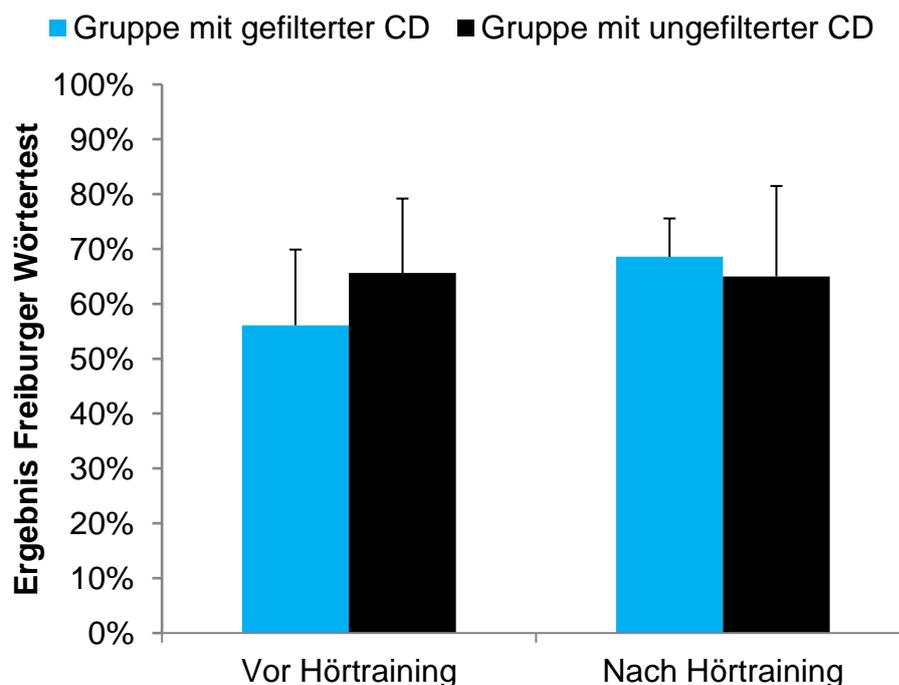


Abbildung 5: Ergebnis Freiburger Wörkertest

3.4 „Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit“-Fragebogen

Auch der APHAB-Fragebogen wurde bei Visite 1 und Visite 2 mit den Probanden durchgeführt. Für den Zweck der Studie wurden nur die Werte, die mit Hörgeräten erzielt wurden, analysiert.

Der subjektive Gesamtnutzen des Cochlea-Implantats im Gesamtkollektiv, ermittelt mittels APHAB, lag vor dem Hörtraining bei einem Punktwert von $38,23 \pm 14,30$. Nach dem Hörtraining wurde bei dem Gesamtkollektiv ein Punktwert von $37,21 \pm 12,18$ ermittelt.

Unterteilt in die vier Subskalen ergab sich ein anfänglicher Grundnutzen der Hörgeräte aller Probanden vor Studienbeginn. Situationen mit hohem Hintergrund-Geräuschpegel (BN) ergaben einen Punktwert von $3,39 \pm 16,39$. Kommunikation mit vorteilhaften Konditionen (EC) ergab einen Punktwert von $2,12 \pm 15,02$. Kommunikation in hallenden Räumen (RV) ergab einen Punktwert von $-2,44 \pm 13,52$. Abneigung gegen laute Geräusche (AV) ergab einen Punktwert von $5,51 \pm 11,46$ (Tabelle 5).

Subskala	Punktwert des Gesamtkollektivs
Background Noise (BN)	$3,39 \pm 16,39$
Ease of Communication (EC)	$2,12 \pm 15,02$
Reverberation (RV)	$-2,44 \pm 13,52$
Aversiveness (AV)	$5,51 \pm 11,46$

Tabelle 5: Ergebnis APHAB in Subskalen Gesamtkollektiv

In der Einzelbetrachtung beider Gruppen zeigten sich Differenzen. Bei der gefilterten Gruppe zeigte sich auf allen Subskalen eine Verbesserung des subjektiven Hörens. Bei der ungefilterten Gruppe zeigte sich subjektiv auf allen Subskalen, mit Ausnahme der Abneigung gegen laute Geräusche, eine Verschlechterung des subjektiven Hörempfindens (Tabelle 6).

Gruppe	Gefilterte CD [Punktwert]	Ungefilterte CD [Punktwert]
Background Noise (BN)	9,10 ± 11,70	-2,31 ± 18,32
Ease of Communication (EC)	6,12 ± 19,30	-1,89 ± 6,86
Reverbation (RV)	1,81 ± 5,18	-6,69 ± 17,40
Aversiveness (AV)	5,62 ± 11,18	5,40 ± 11,73

Tabelle 6: Ergebnis APHAB in Subskalen einzelne Gruppen

Die Gesamtbewertung vor dem Training der Gruppe mit dem gefilterten Trainingsmaterial lag bei $40,17 \pm 13,95$. Die Gruppe, die mit dem ungefilterten Trainingsmaterial übte, zeigt eine Gesamtbewertung von $36,30 \pm 14,38$. Die Gesamtbewertungen nach dem Training ergaben für die gefilterte Gruppe einen Punktwert von $34,49 \pm 10,51$ und für die ungefilterte Gruppe $39,93 \pm 13,10$.

Daraus ermittelt sich ein Gesamtnutzen des Trainings von $5,67 \pm 10,50$ für die gefilterte Gruppe und $-3,63 \pm 10,78$ für die ungefilterte Gruppe. Zusammengefasst verbesserte sich die subjektive Hörfähigkeit der Probanden der gefilterten Gruppe durch das Trainingsmaterial um $11,21 \% \pm 18,22 \%$. Innerhalb der ungefilterten Gruppe ließ sich keine Verbesserung der subjektiven Hörfähigkeit feststellen.

3.5 Aufblähkurve

Die Aufblähkurve stellt die Hörschwelle für Reintöne unter Verwendung einer Hörhilfe dar.

Vor dem Hörtraining zeigte sich ein durchschnittliches Ergebnis, ermittelt aus den Frequenzen 512 Hz, 1024 Hz, 2048 Hz, 3002 Hz, 4096 Hz und 6144 Hz, von $38,4 \pm 6,4$ für die Gruppe mit dem gefilterten Trainingsmaterial. Die Probanden, die mit der ungefilterten Version trainierten, erzielten Werte von $32,3 \pm 7,4$. In der Gesamtgruppe zeigte sich ein Ergebnis von $35,5 \pm 7,5$ (Abbildung 6).

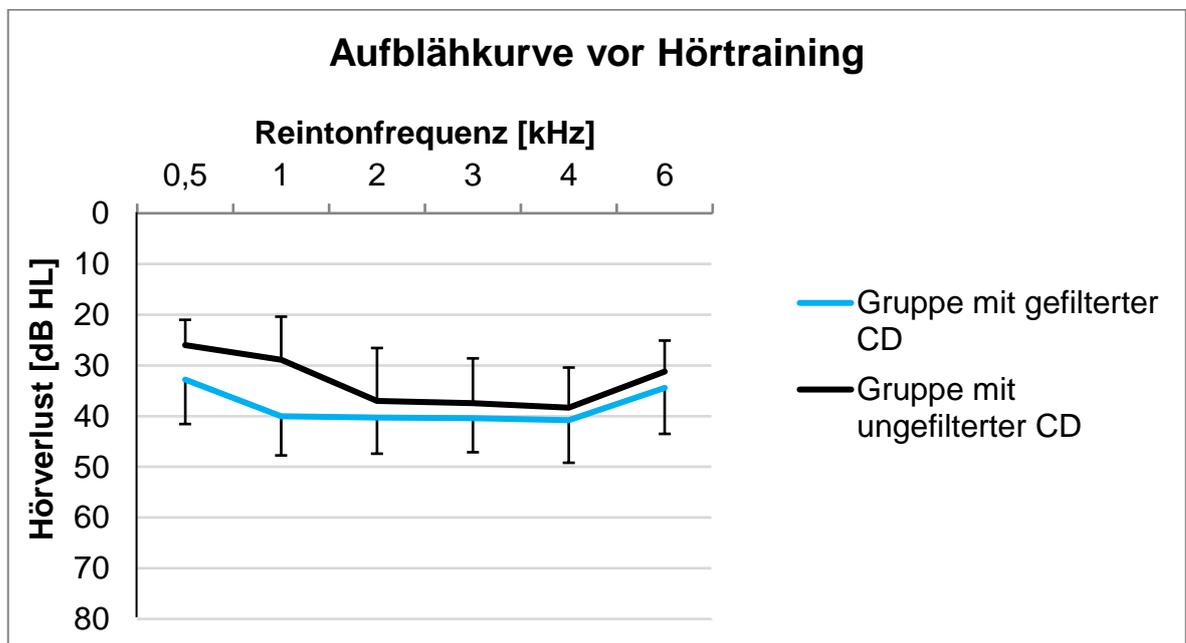


Abbildung 6: Aufblähkurve vor dem Hörtraining

Nach dem Hörtraining erzielte die Gruppe mit gefiltertem Trainingsmaterial einen durchschnittlichen Wert von $32,7 \pm 4,8$. Die Vergleichsgruppe mit ungefiltertem Trainingsmaterial erzielte einen Wert $34,4 \pm 5,4$. Das Gesamtkollektiv erzielte einen Wert von $33,7 \pm 5,2$ (Abbildung 7).

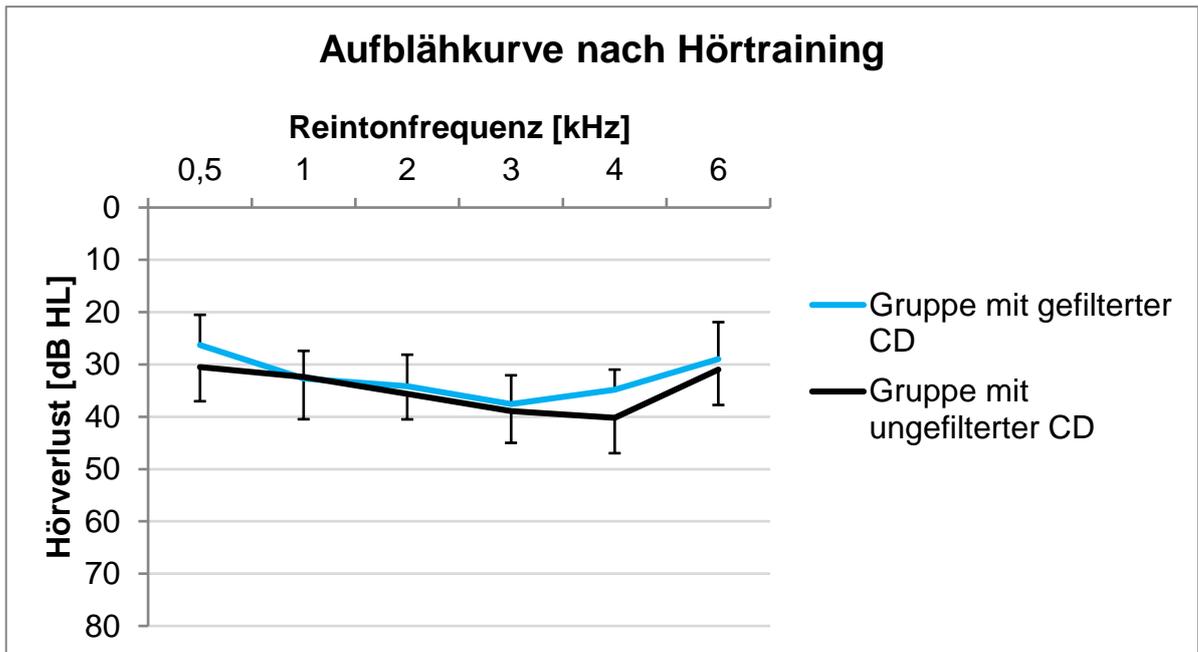


Abbildung 7: Aufblähkurve nach dem Hörtraining

4 Diskussion

Durch die Nutzung des Telefons für die alltägliche Kommunikation und soziale Interaktion können CI-Nutzer ihre Unabhängigkeit fördern und ihr Selbstwertgefühl steigern. Das Telefon mit ausreichendem Hörverständnis nutzen zu können, setzt die Fähigkeit voraus, die Sprache ohne Hilfe von Lippenlesen oder anderen visuellen Unterstützungen zu erfassen. Da diese Fähigkeit nicht bei allen CI-Nutzern vorhanden ist, ergeben sich Qualitätseinbußen bezüglich des sozialen sowie beruflichen Lebens der Patienten (Anderson et al. 2006).

Im Jahr 1985 berichteten Brown und Kollegen über die Schwierigkeiten der CI-Nutzer, Sätze über das Telefon unterscheiden und differenzieren zu können (Brown et al. 1985). Die Schwierigkeiten bezogen sich auf den Grad und die Art des Hörverlustes, das Fehlen von visuellen Informationen, wie Lippenlesen, und die Einschränkung, dass Telefone die Frequenzinformation nur zwischen 300 und 3400 Hz vermitteln, was bedeutet, dass ein für das Sprachverständnis wichtiger Teil des Frequenzspektrums fehlt (Hu et al. 2013). In Kombination sind dies erhebliche Faktoren, die das Hörverständnis bei CI-Nutzern am Telefon einschränken.

Die Studiengruppe von Adams zeigte, dass 44 % der CI-Nutzer das Telefon nicht nutzten. Es konnte jedoch auch gezeigt werden, dass 42 % der CI-Nutzer das Telefon ohne Hilfsmittel nutzten (Adams et al. 2004). Mehrere Faktoren können laut dieser Studie den persönlichen Gebrauch eines Telefons beeinflussen. Ein Faktor ist ein psychologischer: die Besorgnis, den Gesprächspartner nicht korrekt zu verstehen; vor allem, wenn es sich um eine fremde Person handelt (Ito Juichi et al. 1999).

Ito et al. fanden zudem heraus, dass sich 81 % der Probanden ängstlich beim Gebrauch eines Telefons fühlten, insbesondere im Gespräch mit einer unbekanntem Person. Oftmals genügte bereits ein negatives Ereignis während eines Telefonats, um den Gebrauch des Telefons für längere Zeit einzustellen (Ito Juichi et al. 1999).

Cray und Kollegen gaben zwei Faktoren für die Steigerung der Sprachwahrnehmungsfähigkeit am Telefon an: zum einen die zunehmend bessere und damit qualitativ höhere Technologie der Cochlea-Implantate, zum anderen eine verbesserte Technologie der Telefone (Cray et al. 2004).

In derselben Studie gaben 85 % der Patienten an, dass sie nach einer Übungszeit von fünf Monaten, in der sie einen Sprachprozessor verwendeten, mit fremden Personen telefonieren konnten.

In einer 2015 von Hast et al. durchgeführten Studie mit 50 Cochlea-Implantat-Nutzern zeigte sich, dass die im Oldenburger Satztest ermittelte Hörqualität für zwei Vergleichsgruppen, Patienten jünger als 75 Jahre und Patienten älter als 75 Jahre, relativ identisch war. Es wurde kein Unterschied zwischen den Gruppen für Sprachverständlichkeit in Ruhe oder Lärm gefunden. Allerdings zeigte die Studie, dass gerade bei älteren CI-Nutzern in komplexen Hörsituationen mit zeitlich schwankendem Rauschen die Sprachverständlichkeit reduziert sein kann (Hast et al. 2015).

Die auditive Ausbildung, die Bildung des „neuen“ Gehörs durch das Hörtraining mit Cochlea-Implantat, ist ein wichtiger Aspekt der Rehabilitation und hat sich als wirksamer und effizienter Aufwand erwiesen, der mit weiteren Verbesserungen der Sprachverständlichkeit verbunden ist (Henshaw und Ferguson 2013; Sweetow und Palmer 2005). Dieser Aspekt beruht in erster Linie auf der Überzeugung, dass die Plastizität der zentralen auditiven Systeme Verbesserungen der Sprachwahrnehmung im alltäglichen Hören ermöglicht. Demnach ist ein Training mit dem CI in den ersten Monaten nach der Implantation von besonderer Bedeutung (Schumann et al. 2014). Die Spracherkennung kann jedoch auch bei erfahrenen CI-Nutzern weiter verbessert werden. Sind CI-Nutzer motiviert zur Teilnahme, können Patienten mit langfristiger Erfahrung mit einem Cochlea-Implantat in ähnlicher Weise wie auch jüngere Patienten mit geringerer Erfahrung von einem Trainingsprogramm profitieren (Schumann et al. 2014). Ähnliche Ergebnisse konnten auch in der hier vorliegenden Studie, durch das Üben mit einem spezialisierten Trainingsmaterial für das Telefonieren, bestätigt werden.

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, zu überprüfen, ob ein neuartiges Hörtraining mit speziell gefiltertem Trainingsmaterial zu einer Verbesserung der fernmündlichen Sprachverständlichkeit bei Patienten mit Cochlea-Implantat führen kann. Dies wurde verglichen mit einer Probandengruppe, der ungefiltertes Trainingsmaterial zur Verfügung gestellt wurde.

Die Verbesserung der fernmündlichen Sprachverständlichkeit in der vorliegenden Studie ist das Resultat eines speziell gefilterten Hörtrainings im häuslichen Umfeld über einen Zeitraum von mehreren Wochen. Es zeigte sich eine signifikante Verbesserung der fernmündlichen Sprachverständlichkeit bei der Probandengruppe, der das gefilterte Trainingsmaterial zur Verfügung gestellt wurde ($p = 0,034$, $t_{10} = 2,292$). Überprüft wurde dies mithilfe eines modifizierten Sprachtests, der die Situation am Telefon simulierte.

Ungefiltertes Trainingsmaterial ergab in der Vergleichsgruppe keine signifikante Verbesserung ($p = 0,328$, $t_{10} = 1,006$). Aus diesem Grund lässt sich postulieren, dass das Training mit einem speziell gefilterten Hörtraining über einen Zeitraum von 10–14 Wochen für mindestens 15 Minuten täglich eine effektive Methode zur Verbesserung der fernmündlichen Sprachverständlichkeit darstellt.

Die Jahre der Hörerfahrung mit dem Cochlea-Implantat wurden als wichtiger unabhängiger Parameter angesehen, der die Leistung der Patienten bei dieser Studie beeinflusste. Die Hörerfahrung war gleichmäßig zwischen den Behandlungsgruppen verteilt, wodurch sich eine gleichmäßige Zusammensetzung des Patientenkollektivs ergab.

Eine modifizierte Version des Oldenburger Satztestes diente als primäre Zielgröße, um die Simulation des Telefongebrauchs so realistisch wie möglich darzustellen, während sorgfältig darauf geachtet wurde, einen reproduzierbaren Testaufbau zu gewährleisten. Ziel war es, das Sprachverständnis des CI-Nutzers darzustellen. Das Sprachverständnis ist die gebräuchlichste und anerkannteste Methode, um den Erfolg von Cochlea-Implantaten zu überprüfen (Vila et al. 2016).

Es wurde ebenfalls darauf geachtet, weitere Messparameter für das Training an sich sowie zur Beurteilung des Trainingserfolges zu verwenden (Fu und Galvin 2008). Durch das Konzept des Oldenburger Satztestes sowie der randomisierten Testreihen kann ein Lerneffekt ausgeschlossen werden. Die Übungszeit der Probanden wurde vermerkt, da frühere Studien darauf hindeuten, dass der Übungszeit mehr Bedeutung als der Häufigkeit oder der Intervalldauer des Trainings zukommen könnte (Nogaki et al. 2007; Humes et al. 2014).

Es muss davon ausgegangen werden, dass sich, wie auch in anderen wissenschaftlichen Arbeiten üblich, häufig nur besonders motivierte Patienten bzw. Probanden zu Studienzwecken bereit erklärten, wodurch eine Verzerrung und somit eine potenzielle Fehlerquelle entstehen könnte. Deswegen ist denkbar, dass der hier dargelegte Trainingserfolg beider Gruppen unter anderem durch die Motivation und das Bemühen der Patienten bedingt sein könnte.

Während verschiedene Trainingsparadigmen zur Verbesserung des Sprachverstehens bei CI-Nutzern in klinischen Studien bereits untersucht wurden, wurden zur Verbesserung des Telefonverständnisses bislang nur einzelne Fallberichte publiziert. Sousa et al. veröffentlichten 2015 einen Fallbericht, in dem das Training aus acht Sitzungen zu je 50 Minuten bestand. Das Trainingsprogramm wurde speziell auf die Probandin und ihre individuellen Hörfähigkeiten zugeschnitten und beinhaltete das Training der verschiedenen wichtigen Telefonfähigkeiten. Die Probandin trainierte, Wörter zu erkennen und zu unterscheiden. Zusätzlich wurden Satz- sowie Textverständnis trainiert und Alltagssituationen simuliert. Das Training wurde über zwei Festnetztelefone unter kontrollierten Laborbedingungen durchgeführt. Dabei konnte das Sprachverständnis von mittleren zu fortgeschrittenen Ergebnissen gesteigert werden. Für das Satzverständnis am Telefon wurde eine Verbesserung von bis zu 50 Prozentpunkten berichtet, während das Verstehen von ein- oder zweisilbigen Wörtern und Unsinnssilben um bis zu 28 Prozentpunkte verbessert werden konnte. Die Überprüfung erfolgte mit drei verschiedenen Tests: Erst wurde der Probandin das Testmaterial in einer schallgeschützten Kabine bei 70 dB präsentiert, danach am Telefon mit Telefonspule; die letzte Testung erfolgte am Telefon mit Mikrofon. Subjektiv führte dies zu einer Verbesserung in allen abgefragten Domänen. Die abgefragten Domänen waren: Telefonieren mit einem Freund, dessen Stimme und Sprache schwer zu verstehen sind, die Vereinbarung von Arztterminen und freundschaftlichen Verabredungen sowie der Anruf bei einem Kundendienst. Aufgrund des hohen individuellen Aufwandes für jeden einzelnen Patienten ist hier der klinische Einsatz des angegebenen Verfahrens kritisch zu hinterfragen. Es zeigen sich deutliche Vorteile hinsichtlich der Praktikabilität bei dem von dieser Studie verwendeten heimbasierten Hörtraining.

Ein anderer Fallbericht beschreibt das Ergebnis eines gezielten Hörtrainings mit gefiltertem Trainingsmaterial für eine Stunde pro Tag, fünf Tage pro Woche, über einen Zeitraum von zwei Wochen und der Bewertung von simulierten Telefongesprächen (Fu und Galvin 2008). Der trainierte Patient erkannte nach dem Hörtraining zehn Prozent mehr Konsonanten korrekt. Insgesamt ergab sich eine Verbesserung der Satzerkennung um 18 %. Dieser Fallbericht zeigte vergleichbar hohe Verbesserungen mit einer wesentlich geringeren Trainingszeit als in der vorliegenden Studie. Jedoch ist die Fallzahl gering, so wurde für die oben genannte Pilotstudie nur ein Proband aus einer früheren Studie rekrutiert.

Neben dem Hörtraining wurden in der Literatur eine Vielzahl von Interventionen und Geräten beschrieben, die Patienten mit Cochlea-Implantaten in der Spracherkennung beim Telefonieren unterstützen sollen. Verschiedene Assistenztechnologien wurden untersucht, um Störgeräusche und den Übertragungsverlust durch Frequenzverminderung beim Telefonieren zu einem Cochlea-Implantat zu reduzieren. Eine Verbesserung der Spracherkennung am Telefon oder in telefonähnlichen Simulationen wurde für das drahtlose Streaming von Audiosignalen von einem Telefon zum Audioprozessor eines Cochlea-Implantats gezeigt (Wolfe et al. 2016). Zusätzlich konnte die Anwendung eines Telefonadapters zur Entfernung von Rauschen eine Verbesserung demonstrieren (Ito J. et al. 1999). Auch ein Hinzufügen von visueller Information zum Audiosignal, zum Beispiel mittels Webkamera, zeigte eine Verbesserung (Mantokoudis et al. 2013). Dies sind jedoch technische Lösungen, die nicht jederzeit zur Verfügung stehen.

Änderungen der Signalverarbeitung wurden ebenfalls untersucht. Zur Verbesserung der Sprachverständlichkeit wurde eine Signaländerung der Feinstruktur-Signalkodierung (FSP-Kodierung) vorgenommen. Die Feinstruktur bei Tönen trägt zur Tonhöhe und zur charakteristischen Klangfarbe bei. Dadurch ergab sich eine Kodierungsstrategie, die den Patienten ermöglichen soll, Tonhöhenvarianten und Timing Details verschiedener Klänge zu unterscheiden. Ursprünglich wurde diese Strategie zum Hören von Musik entwickelt (Müller et al. 2012). Betrachtet man die aktuelle Studienlage, zeigen sich sehr gemischte Ergebnisse.

Während einige Studien eine Verbesserung durch die FSP-Kodierung zeigen (Arnoldner et al. 2007; Riss et al. 2009; Vermeire et al. 2010), zeigen andere Studien keine Differenz in der allgemeinen Sprachverständlichkeit durch Umstellung der Kodierstrategie (Magnusson 2011; Müller et al. 2012; Dillon et al. 2016). Eine alleinige Umstellung der Kodierstrategie scheint zu keiner Verbesserung der allgemeinen Sprachverständlichkeit zu führen. Die Sprachverständlichkeit mit verschiedenen Kodierstrategien am Telefon wird jedoch nur in einer Studie verglichen. Hier wurden 25 CI-Träger intraindividuell randomisiert und doppelt verblindet getestet. Es zeigte sich, dass alle Patienten mit der FSP-Kodierung besser abschnitten (Galindo et al. 2013).

Aufgrund der geringen Anzahl an Studien wären hier weitere Untersuchungen notwendig, um diese Ergebnisse zu bestätigen. Auch wäre zu untersuchen, ob die FSP-Kodierstrategie eine gewisse Hörfahrung voraussetzt. Die Arbeitsgruppe Kleine Punte et al. zeigte in einer Studie von 2014, dass sich der vorteilhafte Effekt der Sprachverständlichkeit erst nach 12 Monaten einstellte. Nach 24 Monaten konnte sogar eine weitere Verbesserung verzeichnet werden.

Es zeigte sich, dass eine Erweiterung der Bandbreite des Telefonsignals (Liu et al. 2009) zu einer verbesserten Sprachverständlichkeit führt. Änderungen der elektrischen Stimulation tragen potentiell zur Verbesserung der Sprachverständlichkeit beim Telefonieren bei. Dementsprechend hat die Erzeugung einer telefonspezifischen Anpassung (Nardo et al. 2014; Giannantonio et al. 2014), um die reduzierte Information in einer reduzierten Frequenz aufzunehmen, vielversprechende Ergebnisse gezeigt.

Jedoch zeigt die sehr uneinheitliche Studienlage auch, dass eine Verbesserung der Prozessoren und somit der Technik nicht immer zu einer Verbesserung der Sprachverständlichkeit führen muss. Betrachtet man zum Vergleich ein Hörtraining, so erweist sich das Training als wichtigste Säule der Hörrehabilitation und scheint praktisch immer einen positiven Effekt auf das Hören mit Cochlea-Implantat zu haben (Fu und Galvin 2008). Dies konnten wir auch in dieser Studie demonstrieren. Technische Optionen sollte man als ergänzende Maßnahmen ansehen. Der zusätzliche Nutzen aus verbesserter Technik zeigte mit dem Hörtraining einen additiven Effekt (Fu und Galvin 2008).

Das Hörtraining im Allgemeinen ist ein wichtiges Instrument zur Verbesserung der Hörleistung von Patienten mit Cochlea-Implantaten. Im Vergleich zur passiven Anpassung hat das Hörtraining mehrere Vorteile (Fu und Galvin 2007). So ist ein Hörtraining deutlich kostensparender. Es kann vom CI-Nutzer ohne dauerhafte Anwesenheit von Fachpersonal durchgeführt werden. Zusätzlich ist es dem Patienten möglich, ein Hörtraining auf den individuellen Alltag abzustimmen, und es können reale Situationen, die dem Patienten Schwierigkeiten bereiten, simuliert werden.

Formalisierte auditive Trainingsprogramme können die Sprachverständlichkeit bei nahezu allen CI-Nutzern verbessern, auch bei erfahrenen CI-Nutzern. Studien zeigen eine Verbesserung mit formalisiertem Training von 10–15 %, jedoch tendieren die Studien dazu, nur wenige Patienten einzuschließen. Der Grund hierfür ist die Praktikabilität des Trainings. Viele Patienten lassen sich nur schwer motivieren, langfristige standardisierte Trainingsverfahren zu probieren (Moore und Shannon 2009).

Eine vergleichbare Studie mit einem selbstständig durchgeführten Hörtraining wurde von zehn Patienten mit ein bis drei Jahren CI-Erfahrung abgeschlossen. Die Probanden hatten eine Trainingszeit von einer Stunde pro Tag an fünf Tagen pro Woche über einen Zeitraum von 10–16 Wochen. Dies führte zu einer Verbesserung der Vokal- und Konsonantenerkennung von erwachsenen CI-Nutzern von 27,9 % auf 55,8 % (Fu und Galvin 2005). Das ist eine deutliche Verbesserung, allerdings ausgehend von einem beträchtlich niedrigeren initialen Hörverständnis als in der hier vorliegenden Studie. Es wurden nur Patienten mit schlechter bis mittlerer Spracherkennung als Probanden inkludiert. Zusätzlich wurde die Überprüfung der Satzerkennung nur an drei der zehn Patienten durchgeführt.

Die spezialisierte Aufgabe der Spracherkennung im Störschall wurde 2015 von Schumann et al. bei 27 Erwachsenen getestet. Die Probanden wurden in zwei Gruppen eingeteilt. In der Gruppe mit Computer-basiertem Hörtraining befanden sich 15 Patienten, in der Kontrollgruppe 12 Patienten. Nach Computer-basiertem Hörtraining zeigte sich eine Verbesserung der Spracherkennung bei einem moderaten Rausch-Signal von +5 dB. Bei der Kontrollgruppe ohne Training zeigte sich keine Verbesserung der Spracherkennung bei Rauschen (Schumann et al. 2014; Schumann et al. 2015). Besonders hervorzuheben ist, dass diese Studie

demonstriert, dass auch bei älteren Patienten ein Hörtraining die Spracherkennung weiter verbessern kann. Zusätzlich ist zu erwähnen, dass die älteren Patienten im Schnitt seit 4,2 Jahren mit dem Cochlea-Implantat leben. Dies zeigt, dass Patienten mit sowohl höherem Lebensalter als auch längerer Tragedauer noch von einem Hörtraining profitieren können. In der Studie von Schuhmann et al. war das Computer-basierte Programm speziell auf die Anforderungen der älteren Probanden zugeschnitten. Hier wäre eine Kombination aus heimbasiertem Training am Computer im Sinne eines spezialisierten Telefontrainings durchaus denkbar, wurde klinisch bisher jedoch noch nicht erprobt.

Die Bereitstellung von Hörtrainingsprogrammen für CI-Patienten im Allgemeinen ist ein wichtiges Thema. Aufgrund der steigenden Implantationszahlen sehen viele CI-Zentren weltweit die Schwierigkeit, eine angemessene auditive Ausbildung für implantierte Patienten zu liefern. Heimbasierte Trainingskonzepte könnten eine Lösung für diese Problematik bringen. Aktuell gibt es zwar Übersichtsartikel, die eine deskriptive Beschreibung der einzelnen Programme beinhalten (Zhang et al. 2014), jedoch keine wissenschaftlichen vergleichenden Arbeiten, sodass auch hier durchaus Forschungsbedarf besteht. Betrachtet man die zahlreichen Vorteile von heimbasiertem Training, zum Beispiel den geringeren personellen Aufwand, insgesamt geringere Kosten für das Gesundheitssystem und, wie auch in dieser Studie demonstriert, eine Verbesserung der Spracherkennungsfähigkeit, ist dies eine Thematik, die durchaus weitere Forschung erfordert.

Ein zusätzlicher Vorteil einer umfangreichen auditiven Schulung könnte sein, dass vermutlich auch Leistungen in Bereichen, die nicht explizit trainiert werden, verbessert werden können. Daher wurden in dieser Studie auch mehrere sekundäre Zielgrößen erhoben. So konnte sich die Gruppe mit gefiltertem Trainingsmaterial auch in verschiedenen Tests mit ungefiltertem Trainingsmaterial, etwa im Freiburger Wörtest, deutlich verbessern.

In Bezug auf den subjektiven Nutzen gibt es bis dato keine Literatur über den Einfluss der auditiven Ausbildung für Patienten mit Cochlea-Implantaten. Bisherige Studien haben mithilfe des APHAB-Fragebogens eine Aktualisierung des Sprachprozessors überprüft (Mosnier et al. 2014). Die Überprüfung der auditiven

Ausbildung mittels APHAB wurde in bisherigen Studien nur bei konventionellen Hörgeräten durchgeführt (Gil und Iorio 2010; Megale et al. 2010).

Eine Überprüfung eines heimbasierten Telefontrainings mittels APHAB wurde in dieser Studie zum ersten Mal durchgeführt. Die vorliegende Studie fand keine signifikanten Unterschiede im APHAB durch Training oder zwischen den Trainingsgruppen. Bei Patienten mit konventionellen Hörgeräten führte die auditive Ausbildung in sechs wöchentlichen Sitzungen zu jeweils 40 Minuten zu signifikanten Verbesserungen in den Subskalen EC, BN und RV gegenüber Patienten ohne Training (Megale et al. 2010). Besonders mit der Studie von Gil und Iorio (2010), bei der sich im APHAB nach Hörtraining ebenfalls keine signifikante Differenz der Einzelskalen zeigte, ist unsere Studie vergleichbar. Dies könnte mit der guten Anpassung und Gewöhnung der Patienten an ihre Cochlea-Implantate zusammenhängen. Da in der vorliegenden Studie der Studieneinschluss eine gewisse Hörleistung voraussetzte, besaßen die Patienten bereits beim „Prä-Hörtraining“-APHAB gut angepasste Cochlea-Implantate. Daher ist das Ausmaß des Vorteils nicht vergleichbar mit der ursprünglichen Anwendung des APHAB-Fragebogens, zum Beispiel vor Implantation des Cochlea-Implantates. Im Allgemeinen sind die Ergebnisse dieser Studie mit anderen Studien im Hinblick auf das APHAB-Ergebnis vergleichbar. Allerdings wird ein Vergleich durch das Fehlen eines einheitlichen Standards für den Bericht von APHAB-Ergebnissen sowie das Fehlen von APHAB-Daten über die Hörtrainingseffekte bei Cochlea-Implantat-Nutzern erheblich erschwert.

Die auditorische Schulung zur Verbesserung der Telefonleistung von CI-Nutzern ist ein nur wenig erforschtes Feld. Zukünftige Studien sollten die optimale Verfahrensweise klären und die Wirkung einer solchen Intervention weiter quantifizieren und überprüfen. Zu behandelnde Themen sind Schulungsunterlagen, Durchführung durch einen Tutor oder Selbsttraining, die notwendige Häufigkeit und Dauer der gesamten Schulung. Darüber hinaus sollte die optimale Bewertung der telefonischen Spracherkennung validiert werden, wobei auch die subjektive Zufriedenheit der Patienten mit ihren telefonischen Kommunikationsfähigkeiten zu berücksichtigen ist. Langfristige Effekte der Ausbildung sollten vor allem im Hinblick auf die Nachhaltigkeit von Trainingseffekten untersucht werden. Die Identifizierung von Untergruppen von Patienten, die besonderes Training benötigen oder vielversprechende Eigenschaften haben, sollte fortgesetzt werden. Zum Beispiel

sollte darauf geachtet werden, dass man vor Spracherwerb ertaubte und postlingual ertaubte Patienten untersucht und die Dauer der Taubheit, das verbleibende Gehör und die anfängliche Hörfähigkeit mitberücksichtigt und vergleicht.

5 Zusammenfassung

Das Telefonieren mit Cochlea-Implantat ist trotz Fortschritten in der Technik weiterhin ein Problem für die Patienten. Dies kann eine reduzierte Lebensqualität zur Folge haben. Aus diesem Grund ist das Ziel der vorliegenden Studie die Überprüfung eines Hörtrainings speziell zur Verbesserung der Hörfähigkeit beim Telefonieren. Das spezielle heimbasierte Hörtraining, welches die Patienten eigenverantwortlich durchführen können, soll die Hörrehabilitation fördern und das fernmündliche Sprachverständnis verbessern.

Die kontrollierte, randomisierte, doppelt verblindete prospektive Studie konnte 20 Probanden mit Cochlea-Implantat einschließen. Nach einem standardisierten Protokoll wurden Daten vor und nach modifiziertem Hörtraining ermittelt. Die Kontrollgruppe führte ein nicht modifiziertes Hörtraining durch. Zur Auswertung wurden modifizierte Tests, die speziell das Telefonieren simulieren sollten, und standardisierte Tests angewendet.

Zusammenfassend zeigte die vorliegende Studie die Wirksamkeit eines heimbasierten Hörtrainings mit gefiltertem Sprachmaterial zur Verbesserung der Satzerkennung in einer telefonähnlichen auditiven Aufgabe. Die Entwicklung einer Hörtrainings-CD mit gefiltertem Sprachmaterial wäre ein nächster Schritt, um Patienten zu helfen, ihr Sprachverstehen am Telefon zu verbessern. In Zukunft sollten jedoch auch weitere Studien durchgeführt werden, welche den Nutzen weiter überprüfen. Gerade die Testung eines computerbasierten Trainings, welches speziell für den Zweck des Telefonierens entwickelt wird, stellt eine mögliche Weiterentwicklung der hier begonnenen Forschung dar. Denkbar wäre auch das Erstellen einer Anwendungssoftware speziell für das Mobiltelefon.

6 Anhang

Testliste 1

Patientennummer: [_] [_]

Datum:

OLSA Prä Hörtraining Auswertung

1. Peter sieht fünf alte Tassen. [_]
2. Kerstin kauft acht nasse Ringe. [_]
3. Tanja sieht fünf schöne Ringe. [_]
4. Ulrich sieht zwei große Tassen. [_]
5. Peter gibt vier weiße Tassen. [_]
6. Kerstin kauft zwölf alte Blumen. [_]
7. Peter bekommt vier grüne Messer. [_]
8. Wolfgang bekommt elf schöne Messer. [_]
9. Nina sieht vier grüne Tassen. [_]
10. Peter kauft achtzehn nasse Schuhe. [_]
11. Nina bekommt achtzehn weiße Blumen. [_]
12. Kerstin verleiht neun schwere Ringe. [_]
13. Tanja sieht drei rote Blumen. [_]
14. Ulrich gibt sieben rote Schuhe. [_]
15. Nina bekommt drei kleine Bilder. [_]
16. Peter gibt sieben teure Autos. [_]
17. Stefan sieht achtzehn weiße Bilder. [_]
18. Thomas schenkt elf schöne Autos. [_]
19. Stefan gibt fünf grüne Steine. [_]
20. Peter gibt zwei schöne Messer. [_]
21. Doris kauft drei große Ringe. [_]
22. Kerstin bekommt zwei rote Tassen. [_]
23. Tanja kauft neun grüne Ringe. [_]
24. Kerstin schenkt drei schwere Blumen. [_]
25. Britta bekommt elf nasse Steine. [_]
26. Doris bekommt acht rote Bilder. [_]
27. Doris bekommt acht nasse Steine. [_]
28. Britta sieht zwei nasse Dosen. [_]
29. Tanja kauft acht nasse Messer. [_]
30. Kerstin sieht achtzehn grüne Sessel. [_]

Gesamt [____] von 150

Testliste 2

Patientennummer: [][]

Datum:

OLSA Post Hörtraining Auswertung

1. Peter nahm neun teure Steine. [_]
2. Tanja gibt drei rote Tassen. [_]
3. Ulrich bekommt achtzehn grüne Schuhe. [_]
4. Kerstin hat neun schwere Blumen. [_]
5. Britta gibt sieben rote Sessel. [_]
6. Doris hat zwölf große Blumen. [_]
7. Nina verleiht neun teure Autos. [_]
8. Stefan nahm zwölf kleine Ringe. [_]
9. Britta schenkt fünf alte Ringe. [_]
10. Nina malt acht große Steine. [_]
11. Peter hat drei schwere Dosen. [_]
12. Wolfgang sieht vier kleine Schuhe. [_]
13. Kerstin verleiht neun schwere Ringe. [_]
14. Nina gewann acht weiße Sessel. [_]
15. Tanja gibt vier schwere Steine. [_]
16. Stefan malt vier schwere Dosen. [_]
17. Peter hat sieben grüne Tassen. [_]
18. Tanja schenkt acht kleine Steine. [_]
19. Doris malt acht teure Dosen. [_]
20. Doris gewann vier schöne Blumen. [_]
21. Doris gewann sieben teure Bilder. [_]
22. Kerstin schenkt drei schwere Blumen. [_]
23. Doris gewann achtzehn kleine Bilder. [_]
24. Ulrich gibt fünf alte Steine. [_]
25. Peter malt sieben kleine Messer. [_]
26. Nina nahm neun teure Autos. [_]
27. Wolfgang schenkt zwölf schwere Tassen. [_]
28. Stefan malt drei große Ringe. [_]
29. Ulrich schenkt sieben alte Messer. [_]
30. Kerstin nahm acht kleine Dosen. [_]

Gesamt [____] von 150

7 Literaturverzeichnis

Adams JS, Hasenstab MS, Pippin GW, Sismanis A (2004): Telephone use and understanding in patients with cochlear implants. *Ear Nose Throat J* 83, 96, 99–100, 102–103

Adunka O, Kiefer J (2005): Wie funktioniert der Sprachprozessor von Cochlea-Implantaten? *Laryngorhinootol* 84, 841–851

Anderson I, Baumgartner WD, Böheim K, Nahler A, Arnoldner C, Arnoldner C, D’Haese P (2006): Telephone use: what benefit do cochlear implant users receive? *Int J Audiol* 45, 446–453

Arnoldner C, Riss D, Brunner M, Durisin M, Baumgartner WD, Hamzavi JS (2007): Speech and music perception with the new fine structure speech coding strategy: preliminary results. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 127, 1298–1303

Boenninghaus HG: Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. 13. Auflage; Springer, Berlin/Heidelberg 2012

Brackmann DE (1976): The cochlear implant: Basic principles. *Laryngoscope* 86, 373–388

Brown AM, Clark GM, Dowell RC, Martin LFA, Seligman PM (1985): Telephone use by a multi-channel cochlear implant patient: An evaluation using open-set CID sentences. *J Laryngol Otol* 99, 231–238

Chiossi JSC, Hyppolito MA (2017): Effects of residual hearing on cochlear implant outcomes in children: a systematic-review. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 100, 119–127

Clark GM (2006): The multiple-channel cochlear implant: the interface between sound and the central nervous system for hearing, speech, and language in deaf people – a personal perspective. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* 361, 791–810

Cox RM, Alexander GC (1995): The abbreviated profile of hearing aid benefit. *Ear Hear* 16, 176–186

- Cray JW, Allen RL, Stuart A, Hudson S, Layman E, Givens GD (2004): An investigation of telephone use among cochlear implant recipients. *Am J Audiol* 13, 200–212
- Deutscher Schwerhörigenbund e. V. (2018): DSB Ratgeber 8
- Dillon MT, Buss E, King ER, Deres EJ, Obarowski SN, Anderson ML, Adunka MC (2016): Comparison of two cochlear implant coding strategies on speech perception. *Cochlear Implants Int* 17, 263–270
- Djourno A, Eyries C (1957): [Auditory prosthesis by means of a distant electrical stimulation of the sensory nerve with the use of an indwelt coiling]. *Presse Med* 65, 1417
- Ernst A: Audiometrie. In: Strutz J, Mann W: *Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie*. Thieme, Stuttgart 2001, 25–45
- Firszt JB, Holden LK, Reeder RM, Cowdrey L, King S (2012): Cochlear implantation in adults with asymmetric hearing loss. *Ear Hear* 33, 521–533
- Fu QJ, Nogaki G (2005): Noise susceptibility of cochlear implant users: the role of spectral resolution and smearing. *J Assoc Res Otolaryngol* 6, 19–27
- Fu QJ, Galvin JJ (2007): Perceptual learning and auditory training in cochlear implant recipients. *Trends Amplif* 11, 193–205
- Fu QJ, Galvin JJ (2008): Maximizing cochlear implant patients' performance with advanced speech training procedures. *Hear Res* 242, 198–208
- Fu QJ, Galvin J, Wang X, Nogaki G (2005): Moderate auditory training can improve speech performance of adult cochlear implant patients. *Acoust Res Lett Online* 6, 106–111
- Galindo J, Lassaletta L, Mora RP, Castro A, Bastarrica M, Gavilán J (2013): Fine structure processing improves telephone speech perception in cochlear implant users. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 270, 1223–1229
- Gaylor JM, Raman G, Chung M, Lee J, Rao M, Lau J, Poe DS (2013): Cochlear implantation in adults: a systematic review and meta-analysis. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg* 139, 265–272

- Giannantonio S, Nardo WD, Schinaia L, Paludetti G (2014): Adaptation of cochlear implant fitting to various telecommunication systems: a proposal for a „telephone map“. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 134, 802–812
- Gil D, Iorio MCM (2010): Formal auditory training in adult hearing aid users. *Clinics (Sao Paulo)* 65, 165–174
- Hast A, Schlücker L, Digeser F, Liebscher T, Hoppe U (2015): Speech perception of elderly cochlear implant users under different noise conditions. *Otol Neurotol* 36, 1638–1643
- Henshaw H, Ferguson MA (2013): Efficacy of individual computer-based auditory training for people with hearing loss: a systematic review of the evidence. *PLoS One* 8, e62836
- Hoth S (2016): Der Freiburger Sprachtest. *HNO* 64, 540–548
- House WF (1976): Cochlear implants. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 85, 1–93
- House WF, Urban J (1973): Long term results of electrode implantation and electronic stimulation of the cochlea in man. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 82, 504–517
- Hu Y, Tahmina Q, Runge C, Friedland DR (2013): The perception of telephone-processed speech by combined electric and acoustic stimulation. *Trends Amplif* 17, 189–196
- Humes LE, Kinney DL, Brown SE, Kiener AL, Quigley TM (2014): The effects of dosage and duration of auditory training for older adults with hearing impairment. *J Acoust Soc Am* 136, 224
- Ito J, Nakatake M, Fujita S (1999): Hearing ability by telephone of patients with cochlear implants. *Otolaryngol Head Neck Surg* 121, 802–804
- Kan A (2018): Improving speech recognition in bilateral cochlear implant users by listening with the better ear. *Trends Hear* 22
- Kleine Punte A, De Bodt M, Van de Heyning P (2014): Long-term improvement of speech perception with the fine structure processing coding strategy in cochlear implants. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 76, 36–43

- Laszig R, Aschendorff A, Stecker M, Müller-Deile J, Maune S, Dillier N, Weber B, Hey M, Begall K, Lenarz T, et al. (2004): Benefits of bilateral electrical stimulation with the nucleus cochlear implant in adults: 6-month postoperative results. *Otol Neurotol* 25, 958–968
- Liu C, Fu QJ, Narayanan SS (2009): Effect of bandwidth extension to telephone speech recognition in cochlear implant users. *J Acoust Soc Am* 125, 77–83
- Löhler J, Moser L, Heinrich D, Hörmann K, Walther LE (2012): Klinische Ergebnisse bei der Anwendung des APHAB (deutsche Version) in der Hörgeräteversorgung. *HNO* 60, 626–636
- Löhler J, Gräbner F, Wollenberg B, Schlattmann P, Schönweiler R (2017): Sensitivity and specificity of the abbreviated profile of hearing aid benefit (APHAB). *Eur Arch Otorhinolaryngol* 274, 3593–3598
- Magnusson L (2011): Comparison of the fine structure processing (FSP) strategy and the CIS strategy used in the MED-EL cochlear implant system: speech intelligibility and music sound quality. *Int J Audiol* 50, 279–287
- Mantokoudis G, Dähler C, Dubach P, Kompis M, Caversaccio MD, Senn P (2013): Internet video telephony allows speech reading by deaf individuals and improves speech perception by cochlear implant users. *PLoS One* 8, e54770
- Martin JS, Jerger JF (2005): Some effects of aging on central auditory processing. *J Rehabil Res Dev* 42, 25–44
- Megale RL, Íorio MCM, Schochat E (2010): Auditory training: assessment of the benefit of hearing aids in elderly individuals. *Pro Fono* 22, 101–106
- Moeller MP, Stille LJ, Hughes ML, Lusk RP (2018): Perceived improvements and challenges following sequential bilateral cochlear implantation in children and adults. *Cochlear Implants Int* 19, 72–87
- Moore DR, Shannon RV (2009): Beyond cochlear implants: awakening the deafened brain. *Nat Neurosci* 12, 686–691
- Mosnier I, Marx M, Venail F, Loundon N, Roux-Vaillard S, Sterkers O (2014): Benefits from upgrade to the CP810 sound processor for Nucleus 24 cochlear

implant recipients. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 271, 49–57

Müller J, Brill S, Hagen R, Moeltner A, Brockmeier SJ, Stark T, Helbig S, Maurer J, Zahnert T, Zierhofer C, et al. (2012): Clinical trial results with the MED-EL fine structure processing coding strategy in experienced cochlear implant users. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 74, 185–198

Nardo WD, Anzivino R, Gambini G, Corso ED, Paludetti G (2014): Improvement of telephone communication in elderly cochlear implant patients. *Audiol Neurootol* 19, 27–32

Nogaki G, Fu QJ, Galvin JJ (2007): Effect of training rate on recognition of spectrally shifted speech. *Ear Hear* 28, 132–14

Oliver D, Fakler, B: Auditorisches System. In: Speckmann EJ, Hescheler J, Köhling R. *Physiologie*. 5. Auflage; Elsevier, München 2008, 121–141

Otte J, Schunknecht HF, Kerr AG (1978): Ganglion cell populations in normal and pathological human cochleae. Implications for cochlear implantation. *Laryngoscope* 88, 1231–1246

Probst R: Audiologie (Gehörprüfung). In: Probst R, Grevers G, Iro H. *Georg. Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*. Thieme, Stuttgart 2008, 154–180

Rigotti PP, Costa OA, Bevilacqua MC, Nascimento LT do, Alvarenga K de F (2013): Assessment of telephone speech perception in individuals who received cochlear implant in the period 1993–2003. *Codas* 25, 400–406

Riss D, Arnoldner C, Reiss S, Baumgartner WD, Hamzavi J-S (2009): 1-year results using the Opus speech processor with the fine structure speech coding strategy. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 129, 988–991

Rumeau C, Frère J, Montaut-Verient B, Lion A, Gauchard G, Parietti-Winkler C (2015): Quality of life and audiologic performance through the ability to phone of cochlear implant users. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 272, 3685–3692

Schumann A, Hast A, Hoppe U (2014): Speech performance and training effects in the cochlear implant elderly. *Audiol Neurootol* 19, 45–48

Sousa AF de, Couto MIV, Martinho-Carvalho AC (2017): Quality of life and cochlear implant: results in adults with postlingual hearing loss. *Braz J*

Otorhinolaryngol 84, 494-499

Strutz J, Mann W: Praxis der HNO-Heilkunde. Thieme, Stuttgart 2010

Sumby WH, Pollack I (1954): Visual Contribution to Speech Intelligibility in Noise. J Acoust Soc Am 26, 212–215

Sweetow R, Palmer CV (2005): Efficacy of individual auditory training in adults: a systematic review of the evidence. J Am Acad Audiol 16, 494–504

Talavage TM, Sereno MI, Melcher JR, Ledden PJ, Rosen BR, Dale AM (2004): Tonotopic organization in human auditory cortex revealed by progressions of frequency sensitivity. J Neurophysiol 91, 1282–1296

The Ear Foundation® (2016): Cochlear Implant Information Sheet. <https://www.earfoundation.org.uk/hearing-technologies/cochlear-implants/cochlear-implant-information-sheet>; Zugriff am 19.09.2018

Vermeire K, Punte AK, Van de Heyning P (2010): Better speech recognition in noise with the fine structure processing coding strategy. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec 72, 305–311

Vila PM, Hullar TE, Buchman CA, Lieu JEC (2016): Analysis of outcome domains in adult cochlear implantation. Otolaryngol Head Neck Surg 155, 238–245

Volta A (1800): XVII. On the electricity excited by the mere contact of conducting substances of different kinds. In a letter from Mr. Alexander Volta, F. R. S. Professor of Natural Philosophy in the University of Pavia, to the Rt. Hon. Sir Joseph Banks, Bart. Philos Trans R Soc Lond 90, 403–431

Wagener K, Brand T, Kollmeier B (1999): Entwicklung und Evaluation eines Satztests für die deutsche Sprache. Teil III: Evaluation des Oldenburger Satztests. Z Audiol 38, 86–95

Winkler A, Holube I (2014): Was wissen wir über den Freiburger Sprachtest? Z Audiol 53, 146–154

Wolfe J, Morais Duke M, Schafer E, Cire G, Menapace C, O'Neill L (2016): Evaluation of a wireless audio streaming accessory to improve mobile telephone performance of cochlear implant users. Int J Audiol 55, 75–82

World Health Organization (1991): Report of the Informal Working Group on Prevention of Deafness and Hearing Impairment Programme Planning

World Health Organization (2020): Deafness and hearing loss.

<https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss>;

Zugriff am 05.12.2020

Zahnert T (2010): Schwerhörigkeit – Ätiologie, Diagnostik und auditive Rehabilitation. *Laryngorhinootologie* 89, 669–693

Zahnert T (2011): The differential diagnosis of hearing loss. *Dtsch Arztebl Int* 108, 433–444

Zhang M, Miller A, Campbell MM (2014): Overview of nine computerized, home-based auditory-training programs for adult cochlear implant recipients. *J Am Acad Audiol* 25, 405–413

Zierhofer C, Pohl P, Peter O, Czylok T, Hochmair-Desoyer I, Hochmair E (1993): The 8-channel cochlear implant CAP: first results. *Adv Otorhinolaryngol* 48, 253–257

Lebenslauf

Ich, Gino Steinmetz, wurde am 14.05.1986 in Aachen geboren. Von 1992 bis 1996 besuchte ich die Comenius Grundschule und besuchte dann die Gesamtschule Herzogenrath-Merkstein, welche ich 2005 mit der allgemeinen Hochschulreife verließ.

Danach führte ich meinen Zivildienst im Walter-Heckmann AWO Senioren- und Sozialzentrum Herzogenrath durch.

Ich begann mein Studium der Humanmedizin 2008 an der Georg-August-Universität Göttingen. Im Jahre 2012, im Laufe des klinischen Studiums, begann ich die Arbeiten an meiner Dissertation in der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde. Das Studium schloss ich im Juni 2015 mit dem dritten Staatsexamen ab. Ich begann im Juli 2015, an der Universitätsmedizin Göttingen in der Klinik für Unfallchirurgie, Orthopädie und Plastische Chirurgie, Schwerpunktbereich Plastische Chirurgie zu arbeiten. Im April 2018 wechselte ich in die Klinik für Psychosomatische Medizin und Psychotherapie. Im September 2019 wechselte ich in die Stabsstelle Betriebsärztlicher Dienst, in der ich aktuell meine Weiterbildung zum Facharzt für Arbeitsmedizin absolviere.