

Medizinische Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

**Psychoakustische Untersuchung des Einflusses von Timbre
auf die auditorische Objektbildung
bei Normalhörenden, Cochlea-Implantat-Trägern und Nutzern
eines knochenverankerten Hörgerätes**

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Medizin (Dr. med.) für das Fachgebiet
der Humanmedizin

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Lars Böhme
geboren am 19.03.1982 in Leipzig

Betreuer: apl. Prof. Dr. rer. nat./rer. medic habil. Torsten Rahne

Gutachter/Gutachterin
Prof. Dr. rer. nat./rer. medic habil. Torsten Rahne
Prof. Dr.-Ing. Uwe Baumann, Frankfurt am Main
Prof. Dr. rer. biol. hum. Stefan Zirn, Offenburg

16.06.2020

18.02.2021

Referat

Einschränkungen der Hörleistung und deren Ausprägungen stellen auch heute eine große Herausforderung für Betroffene dar. Der Unterschied der Hörqualität zwischen normalhörenden Personen und Trägern eines Cochlea-Implantats (CI), einer Hörprothese welche die Umwandlung des Klangsignals in einen Code aus elektrischen Impulsen ermöglicht, ist nach wie vor groß und bietet Potential für Optimierungen. Besonders schwierig erscheint die Abbildung von multidimensionalen Größen wie Klangfarbe (Timbre), welche essentiell für die Unterscheidung von Klangkörpern beziehungsweise Instrumenten ist und für die Melodieerkennung eine zentrale Rolle einnimmt. Eine Verbesserung der Hörqualität geht Hand in Hand mit einer höheren Lebensqualität. Dafür ist eine regelmäßige Überprüfung der Adaptation der CI-Träger nach Implantation erforderlich. Die Idee dieser Arbeit ist es, mit Hilfe objektiver Messmethoden den subjektiv wahrgenommenen spektralen Gehalt von Tönen und die individuelle Fähigkeit zur Auflösung dieser über die gemessene JND (Just noticeable difference) zu ermitteln. Durch die solitäre Veränderung nur eines Klangfarbenparameters (α) und die gewonnene Information über das Unterscheidungsvermögen vor allem der CI-Träger können Rückschlüsse auf die Vor- und Nachteile der verwendeten Kodierungsstrategien und die verwendeten Implantate abgeleitet werden. Als Erweiterung dieser Fragestellung wird diese Methode auch bei Nutzern von Knochenleitungshörgeräten angewendet. Hier steht der Einfluss dieser Hörsysteme auf die individuelle Sensitivität bezüglich Veränderungen des spektralen Gehaltes im Zentrum der Betrachtung.

Die Ergebnisse der Arbeit zeigten, dass CI-Träger in der Lage sind Unterschiede im Obertonspektrum komplexer Töne zu erkennen. Die Qualität der Detektion ist von der jeweilig genutzten Grundfrequenz f_0 und der spektralen Dichte der angebotenen Informationen an das Implantat abhängig. Im direkten Vergleich zur Gruppe der Normalhörenden zeigen sich dennoch größtenteils signifikante qualitative Unterschiede.

Im Vergleich dazu konnten die ermittelten Daten der BAHA-Gruppe zeigen, dass vor allem die Grenzen der Übertragung die Qualität der Ergebnisse beeinflussen.

Böhme, Lars: *Psychoakustische Untersuchung des Einflusses von Timbre auf die auditorische Objektbildung bei Normalhörenden und Cochlear-Implant-Trägern*, Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 70 Seiten, 2020

INHALT

Referat	III
1 Einleitung.....	7
1.1 Hören als Zugang zu Wissen, Sprache und Interaktion.....	7
1.2 Pathologien des Hörvorgangs und Hördiagnostik.....	13
1.2.1 Schallleitungs- und Schallempfindungsstörungen.....	13
1.2.2 Für diese Arbeit relevante Messverfahren.....	14
1.3 Aktive Hörsysteme	15
1.3.1 Konventionelle Hörgeräte.....	17
1.3.2 Knochenleitungshörsysteme.....	18
1.3.3 Das Cochlea-Implantat.....	20
1.4 Klangfarbe (Timbre).....	22
1.4.1 Bedeutung von Klangfarbe für die Kommunikation.....	22
1.4.2 Definition und Auswirkung von Timbre.....	23
1.4.3 Klangfarbe als psychoakustische Größe.....	24
2 Inspirationen und Ansätze der Arbeit.....	28
2.1 Fragestellungen und Arbeitshypothesen.....	29
3 Methoden	30
3.1 Probanden.....	30
3.1.1 Tonschwellenaudiometrie.....	31
3.1.2 Messung des Sprachverstehens im Störschall.....	32
3.1.3 Setup der Test-Töne	32
3.1.4 Stimuluspräsentation.....	34
3.1.5 Validierungsmessung und Messung mit BAHA.....	36
3.2 Statistische Auswertung.....	37
4 Ergebnisse	38
4.1 Audiometrie	38
4.2 Sprachverstehen im Störschall.....	39
4.3 Unterscheidungsschwellen spektraler Unterschiede für NH- und CI-Gruppe	40
4.4 Qualitative Unterschiede verschiedener Hörmodi.....	43
4.5 Vergleich zwischen Normalhörenden und Baha.....	45

5 Diskussion	47
5.1 Einfluss gruppenspezifischer Merkmale.....	49
5.1.1 <i>Lebensalter und verdeckter Hörverlust</i>	49
5.1.2 <i>Restgehör</i>	50
5.1.3 <i>Zeitraum seit der Implantation</i>	51
5.2 Versuchsdesign	52
5.3 Technische Einflüsse auf Messergebnisse.....	53
5.4 Objektivierung der Messdaten	54
6 Ausblick.....	55
7 Zusammenfassung.....	56
8 Literaturverzeichnis.....	57
Abbildungsverzeichnis.....	66
Selbständigkeitserklärung.....	68
Erklärung über frühere Promotionsversuche.....	69
Danksagung.....	70

ABKÜRZUNGEN

AABR. Automated auditory brainstem response	HdO. Hinter-dem-Ohr
ACE. Advanced Combination Encoders	HL. Hearing Level
AFC. Alternative forced choice	Hz. Hertz
ASA. Acoustical Society of America	IdO. In-dem-Ohr
BAHA. Bone anchored hearing aid	IDR. Eingangsdynamikbereich
BERA. Brainstem evoked response auditory	JND. Just noticeable difference (engl. für Frequenzunterschiedsschwelle)
BUDTIP. Block up down interval forced choice	kHz. Kilohertz
CI. Cochlea Implantat	mm. Milimeter
CIS. Continous Interleaved Sampling	MMN. Mismatch Negativity
cm. Zentimeter	ms. Millisekunden
dB. Dezibel	NH. Normalhörend
DGB. Deutscher Gehörlosen Bund	OAE. Otoakustische Emissionen
EKP. Ereigniskorrelierte Potentialänderung	OLSA. Oldenburger Satztest
et al.. et alii (lat. für und andere)	PEST. Parameter estimation by sequential testing
FSP. Fine structure processing	SNR. Signal-to- Noise Ratio
	SVS. Sprachverständlichkeitsschwelle
	WHO. World Health Organization

1 Einleitung

1.1 Hören als Zugang zu Wissen, Sprache und Interaktion

„Das Auge führt den Menschen in die Welt, das Ohr führt die Welt in den Menschen ein.“

Lorenz Okens (1779-1851), Mediziner und Naturforscher

Hören als Form der menschlichen und tierischen sinnlichen Wahrnehmung ist eine grundlegende Voraussetzung zum Austausch von Informationen. Durch den Austausch von Informationen, Daten, Emotionen, Wissen und Ansichten ist es sozialen Lebensformen wie uns Menschen möglich in Gemeinschaften zu existieren und voneinander zu profitieren.

In diesem Zusammenhang ist die optimale Funktionalität aller dem Menschen zur Verfügung stehenden Sinne von sehr großer Bedeutung. Eine optimale Abbildung der Umwelt und der auf die Menschen einwirkenden Signale ergibt sich erst durch das Zusammenwirken aller fünf Sinne. Jedes Sinnesorgan besitzt Rezeptoren für spezifische physikalische oder chemische Reize. Dabei bezeichnet man den Reiz auf den das Organ am empfindlichsten reagiert als „adäquaten Reiz“ (Schmidt et al., 2005). Für das menschliche Gehör sind Schallwellen im Frequenzbereich von ca. 20 Hz bis ca. 20 kHz der adäquate Reiz (Woelfel und McDonough, 2009).

Um die akustische Wahrnehmung auch denen zu ermöglichen, die von Geburt an oder im Laufe ihres Lebens ihr Gehör verloren haben, wurden über die Zeit unterstützende Geräte vom Hörrohr, zur Verstärkung der akustischen Schallsignale, bis zum Cochlea Implantat, einer Hörprothese welche die mechano-elektrische Transduktion ermöglicht, etabliert. Durch dieses Implantat wurde für Gehörlose eine gute Sprachverständlichkeit möglich (Gifford et al., 2008). Nach einer Untersuchung von Dorman et al. (2000) konnten zirka die Hälfte aller getesteten CI-Träger unter den gegebenen Testbedingungen mehr als 80 Prozent der gehörten Sätze ohne Störgeräusch verstehen. Hören mit Störgeräuschen stellt im Gegensatz dazu weiterhin eine große Herausforderung für CI-Träger dar. Nach diversen Untersuchungen verhält es sich mit der Melodiewahrnehmung ebenso (Gfeller et al., 2000; Limb und Rubinstein 2012; Sucher und McDermott, 2007).

Anatomische und physiologische Grundlagen des Hörens

Der anatomische Aufbau des Ohres (Abbildung 1), kann in drei Hauptbereiche gegliedert werden. Den ersten und äußeren Teil bildet das äußere Ohr, welches aus der Ohrmuschel und dem äußeren Gehörgang besteht. Die Ohrmuscheln des Menschen sind symmetrisch an den temporalen Anteilen des Schädels gelegen und haben ihren Ansatz kurz hinter dem Kiefergelenk. Sie sind so geformt, dass sie besonders Schallwellen, welche von frontal eintreffen gut aufnehmen und in den äußeren Gehörgang weiterleiten können. Es hat sich außerdem gezeigt (Genuit, 1984), dass die individuelle Form der Ohrmuscheln das Hören aus verschiedenen Richtungen und deren richtige Interpretation ermöglicht. Dies geschieht indem auf die verschiedenen Schallrichtungen (vorn, hinten, oben, unten) spezifische Spektralfilter wirken und somit unterschiedliche Klangfarben zugeordnet werden, welche in der weiterführenden Verarbeitung den jeweiligen Richtungen analog integriert werden können. Darüber hinaus sind die Zuordnung der Schallrichtungen vom Abstand der Ohrmuscheln und das daraus resultierende gering verzögerte Auftreffen der Schallwellen mit geringer Intensität auf das jeweils von der Schallquelle weiter entfernte Ohr abhängig (Jeffress, 1948). Die Unterschiede des Schalldruckpegels (SPL) von 1 dB reichen aus, um als Unterschiede wahrgenommen zu werden. Die Berechnung des Schalldruckpegels erfolgt nach der Formel (p_x = Schalldruck, p_0 = Referenzschalldruck):

(1) Schalldruckpegel: $L_p = SPL = 20 \log_{10} \left(\frac{p_x}{p_0} \right) = dB$

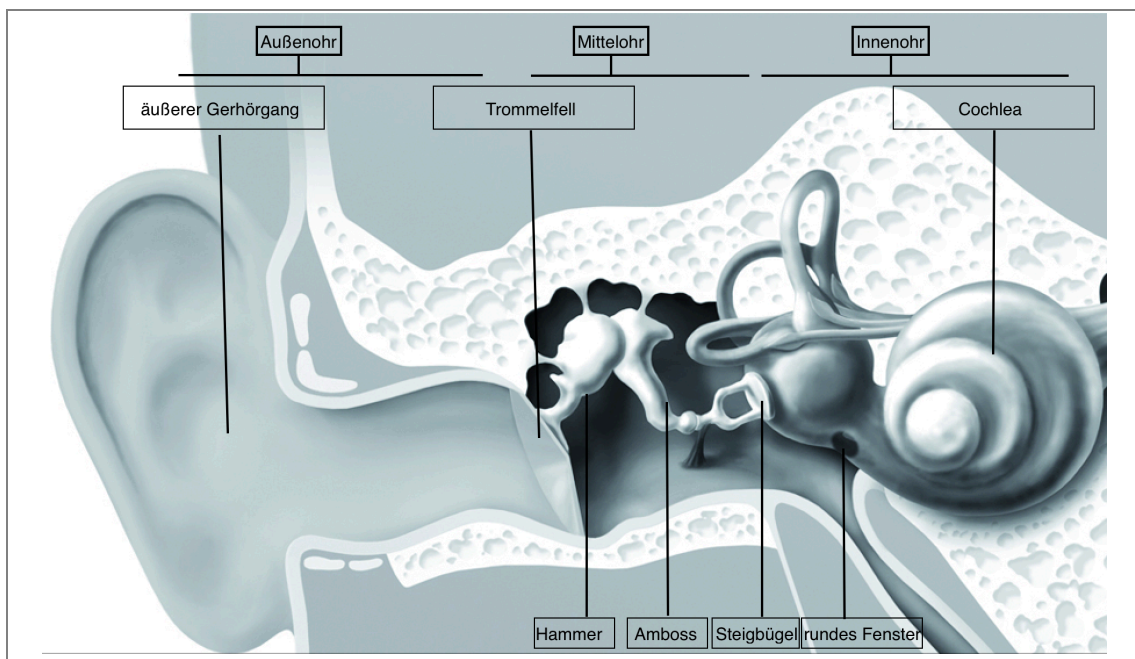


Abbildung 1: Das menschliche Ohr im Querschnitt (modifiziert nach <https://www hoeren-heute.de/ gehoer/>)

Im weiteren Verlauf des Hörorgans schließt sich der äußere Gehörgang an. Er hat eine durchschnittliche Länge von 2,5cm in der er einen gebogenen Verlauf nimmt und im Mittel einen Durchmesser von zirka 7mm erreicht. In diesem Bereich des äußeren Ohres gibt es viele Zeruminaldrüsen, welche ein Sekret absondern. Diese Flüssigkeit bildet in Verbindung mit den abgeschilferten Hornzellen im Gehörgang den Zerumen (Ohrenschmalz) und dient der Abtötung pathogener Erreger. Das Ende des äußeren Gehörganges bildet das Trommelfell. Als Grenze zwischen äußerem Ohr und Mittelohr nimmt die Trommelfellmembran Druckunterschiede der Luftsäule auf, welche über den äußeren Gehörgang eintreffen, und leitet diese als mechanische Schwingungen auf die Gehörknöchelchenkette im Mittelohr weiter. Die Übertragung der Trommelfellschwingung auf die Gehörknöchelchen (Hammer, Amboss, Steigbügel) ist durch die direkte Verwachsung der Membran mit der Gehörknöchelchenkette gewährleistet. Diese wiederum steht in direkter Verbindung zum ovalen Fenster des Innenohrs. Zwischen den einzelnen Anteilen der Knöchelchen des Mittelohres entsteht durch Hebelwirkungen eine Verminderung der Schallreflexion und Kraftverstärkung im Verhältnis von 1:1,3. Als Produkt dieser Kraft und der aus dem Flächenunterschied zwischen Trommelfell und ovalem Fenster (17:1) entstehenden Kraft findet man eine Verstärkung des auf das Trommelfell treffenden Signals um das ca. 22,1-fache (Boeninghaus, 1996). Eine weitere Funktion der Gehörknöchelchen ist die Absenkung des Schallwiderstandes (Impedanz) an der Grenzfläche zwischen Luft, auf der äußeren Seite des Trommelfells und Perilymphflüssigkeit im Innenohr (Klinke, 2010).

Das Mittelohr ist ein mit Schleimhaut ausgekleideter, luftgefüllter Raum, dessen Grenzen durch dünne, knöcherne Schädelanteile gebildet werden. Um den Druckunterschied zwischen Mittelohrraum und der äußeren Umgebung zu ermöglichen, welcher durch die Resorption der freien Luft in der Schädelhöhle oder durch äußere Veränderungen des Luftdrucks entstehen kann, fungiert die Tuba auditiva als eine direkte Verbindung zwischen Mundhöhle und Mittelohrraum. Die anatomische Nähe zu wichtigen Strukturen wie dem Innenohr, den Hirnhäuten, der Arteria carotis interna und dem venösen Sinus cavernosus führen dazu, dass entzündliche Erkrankungen des Mittelohres Ausgangspunkt für eine Vielzahl weiterführender krankhafter Prozesse sein können.

Das nachfolgend beschriebene Innenohr als Teil des Hörorgans, ist für das funktionelle Verständnis der Cochlea-Implantate von großer Bedeutung und wird im Querschnitt in Abbildung 2 zum besseren Verständnis dargestellt.

Das ovale Fenster der Cochlea wird von einer Membran durchspannt und stellt eine der Begrenzungen zwischen Mittel- und Innenohr dar. Im sich anschließenden Anteil des Hörorgans, dem Innenohr, findet die Umwandlung des in Form einer mechanischen Welle aufgenommenen Schallsignals in elektrische Impulse statt, welche die Weiterleitung zur

zentralnervösen Verarbeitung und Interpretation des Gehörten ermöglichen. Es handelt sich also im Bereich des Innenohres nicht nur um den Prozess der reinen Schallleitung, sondern es erfolgt auch eine Umwandlung des Schalls (elektromechanische Signaltransduktion).

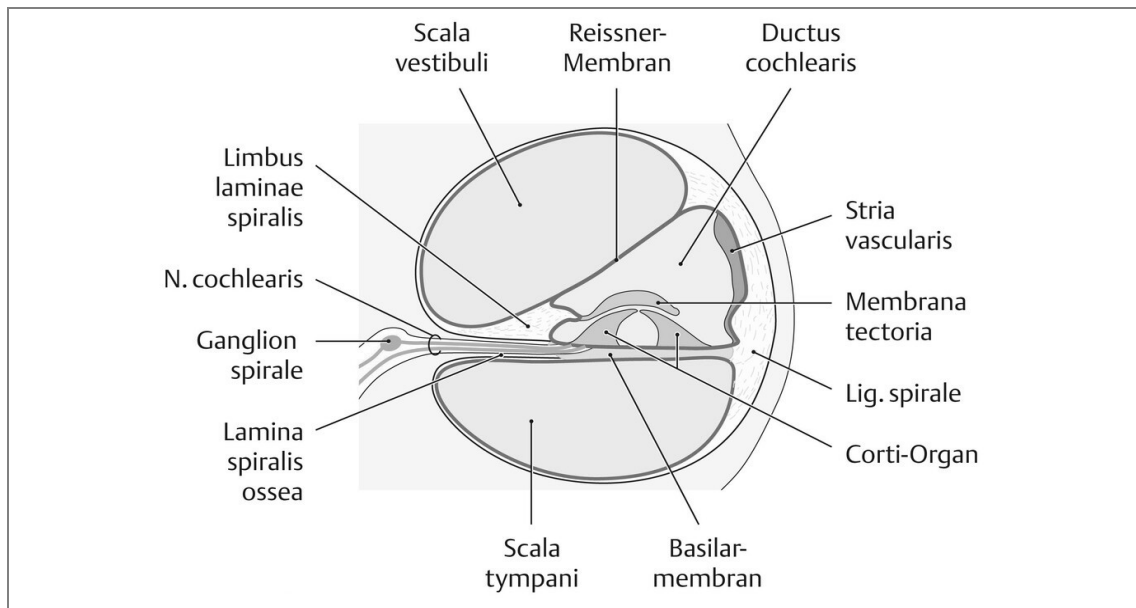


Abbildung 2: Corti-Organ des Innenohres mit der Darstellung der am Prozess der mechano-elektrischen Signaltransduktion beteiligten Strukturen (modifiziert nach Prometheus LernAtlas-Kopf, Hals und Neuroanatomie, Thieme 2009)

Das Innenohr besteht aus drei übereinander liegenden und durch Membranen voneinander getrennten Gangsystemen: Scala vestibuli, Duktus cochlearis, welcher das Corti-Organ beinhaltet, und Scala tympani. Alle drei Systeme sind mit Flüssigkeiten gefüllt. Zur Entstehung der Perilymphe gibt es die Annahmen, dass es sich um ein Ultrafiltrat des Blutplasmas oder um eine vom Liquor stammende Flüssigkeit handelt. Die Endolymphe des Ductus cochlearis wird von der Stria vascularis gebildet und unterscheidet sich von der Perilymphe vor allem durch die dem Intrazellulärraum entsprechenden höheren Kaliumkonzentration (Schmidt et al., 2005), welche für den Prozess der Transduktion notwendig ist. Die Gangsysteme haben einen wendeltreppenartigen, sich über 2,5 Windungen verjüngenden Verlauf, wobei sich die Gänge um ein zentrales, knöchernes Gebilde winden, dem Modiolus, in dem die Spiralganglienzellen des Hörnervs enden. Am obersten Punkt, dem Helicotrema, sind die Scalen vestibuli und tympani miteinander verbunden.

Im Duktus cochlearis befindet sich die Membrana tectoria, welche die äußeren und inneren Haarzellen des Corti-Organes bedeckt. Die äußeren Haarzellen sind für die aktive Verstärkung bzw. Dämpfung des Wanderwellenmaximums und somit für die Stimulation der inneren Haarzellen verantwortlich (Dallos, 2008). Die Erweiterung des Dynamikumfangs für die Wahrnehmung von sehr leisen Signalen und von sehr lauten

Signalen ist die Folge. Die inneren Haarzellen dienen dem Vorgang der Transduktion, der Umwandlung von mechanischen Wellen in elektrische Impulse (Nowotny und Gummer, 2006). Die Frequenzunterschiedsschwelle (JND) von 0,3 Prozent oder 3 Hz bei einer Frequenz von 1kHz wird durch die örtlich begrenzte Schwingungsverstärkung der Basilarmembran bedingt. Die sich im Verlauf des Innenohrs ändernde Steifigkeit der Membran ermöglicht einen frequenzspezifischen steilen Anstieg der Membranauslenkung, der für hohe Frequenzen in der Nähe des ovalen Fensters und für niedrige Frequenzen im Bereich des Helicotremas liegt. Zeitgleich auftretende Frequenzen werden entsprechend isoliert im Membranverlauf abgebildet. Diesen Prozess bezeichnet man auch als Frequenzdispersion, welcher durch die Wanderwellentheorie (v. Békésy, 1964) beschrieben wurde. Der zweite Anteil der frequenzspezifischen Verstärkung wird durch die äußeren Haarzellen und dem in deren Zellmembran vorhandenen Motorprotein Prestin erreicht. Dieser spannungsabhängige Anionentransporter ermöglicht durch seine Verkürzung und Elongation in einer Frequenz von bis zu 50 kHz eine Funktionsverstärkung der äußeren Haarzellen und somit eine intensivere Auslenkung der inneren Haarzellen auch bei akustischen Signalen mit geringer Amplitude (Gale and Ashmore, 1997).

Diese erhöhen die Ausgangsamplitude der Basilarmembran um den bis zu hundertfachen Wert (Muller und Gillespie, 2008). Zusätzlich kommt es in der Folge zu einem rapiden Anstieg der Calciumkonzentration in diesem Bereich, welche eine erhöhte Reizbarkeit der ortsspezifischen inneren Haarzellen nach sich zieht (Cheung und Corey, 2006). Durch die Depolarisation der inneren Haarzelle kommt es zur Ausschüttung von Glutamat, einen exzitatorisch (erregend) wirkenden Neurotransmitter am basalen Ende der Haarzelle, mit dessen Hilfe die Weiterleitung des generierten Signals auf den Nervus cochlearis möglich wird (Transformation). Seine Fasern verlaufen im Modiolus. Im Verlauf des Innenohres ist durch die variierende Form und Steifigkeit der Basilarmembran für jede Tonfrequenz innerhalb der bereits beschriebenen Grenzen ein bestimmter Bereich für die Übertragung vorgesehen. Auch im weiteren Verlauf der Hörbahnen bis zu den kortikalen Verarbeitungszentren bleibt die örtliche Zuordnung zu spezifischen Frequenzen erhalten. Dieser Effekt wird auch als Tonotopie (Ortsprinzip) bezeichnet (Merzenich et al., 1973).

Experimentelle Ergebnisse zu diesem Thema lieferte Greenwood mit dem Nachweis der Tonotopie in der Cochlea (Greenwood, 1961). Durch die längeren Laufzeiten für Töne mit tiefen Frequenzen kommt es auch zu einer zeitlichen Dispersion der unterschiedlichen Frequenzanteile, welche von den Nervenzellen des Nervus cochlearis kodiert und nach der Zusammenführung aller Frequenzanteile eines Schalleindrucks zur zentralen Verarbeitung weitergeleitet werden.

Die Zeitliche Kodierung bzw. die Periodotopie ist eine weitere Komponente der Schallreizverarbeitung, welche sich nach Loeb in zwei Prozesse gliedert (Loeb, 2005). Die

frequenzabhängige Kodierung in den jeweiligen Raten der Aktionspotentiale der inneren Haarzellen und die Phasenkodierung, welche durch die phasensynchrone Aktivierung der inneren Haarzellen mit den eingehenden Frequenzen und der Refraktärphase der Haarzellen von wenigen Millisekunden bedingt ist (Loeb et al., 1983).

Nach erfolgter Transformation beginnt der Abschnitt des retroaurikulären Hörens. Der aufgenommene Schalleindruck wird in Form von elektrischen Impulsen weiterverarbeitet. Die Kodierung der Amplitude erfolgt hierbei durch die Anzahl von Erregungspotentialen, welche als Folge der Transformation generiert werden (Pape, 2010). Bei extrem lauten Schallereignissen kommt es, zusätzlich zur Erhöhung der Potenzialfrequenz, zur Erregung benachbarter innerer Haarzellen (Rekrutierung), durch welche die Frequenzspezifität des Höreindrucks vermindert wird (Portmann und Aran, 1973). Die Dauer des Schallereignisses wird durch die Dauer der Aktivierung der Nervenfasern kodiert. Jede Nervenfasern ist einer bestimmten Frequenz zugeordnet, über welche am Ende der Verarbeitung des Reizes die Tonhöhe des Schallereignisses wahrgenommen wird (Schmid et al., 2005).

Der sich anschließende Verlauf der Hörbahnen verläuft über die beiden Kerne des Hörnervs (Nucleus cochlearis anterior/posterior) in denen die Signale verschaltet und danach über das zweite sensorische Neuron weitergeleitet werden. Die afferenten Neurone des Nucleus cochlearis verlaufen teilweise ipsilateral, aber vor allem treten sie nach kontralateral über. Damit besteht im Bereich des Olivenkomplexes, einem sich anschließenden Teil der Hörbahnen, die Möglichkeit des Abgleichs von binaural (von beiden Ohren aufgenommen) gehörten Schallereignissen (Caird und Klinke, 1983). Auch hier erfolgt wieder eine Umschaltung der afferenten Neurone auf nachfolgende Nervenzellen.

Die weiter zentral gelegenen Strukturen der Hörbahnen werden in ihrer Reizverarbeitung immer spezieller. Sie kodieren die ankommenden Signale nicht mehr nach den ursprünglichen Parametern. Vielmehr rückt die Analyse von Mustern und deren Weiterleitung in den Mittelpunkt (Irvine, 1992). Eine Störung in diesem Bereich kann das Sprachverständnis fundamental beeinträchtigen, ohne dass Störungen der Schallaufnahme und Weiterleitung im Vorfeld vorliegen müssen (Dau et al., 1997).

Die Funktionalität der Hörbahnen und die Extraktion bestimmter Schallmuster aus einem Schallreiz ist die Grundvoraussetzung zur nachfolgenden kortikalen Beurteilung der Information wie beispielsweise die Ableitung von Neuroimpulsen wie der Mismatch Negativity (Lawson und Gaillard, 1981).

1.2 Pathologien des Hörvorgangs und Hördiagnostik

1.2.1 Schalleitungs- und Schallempfindungsstörungen

Tabelle 1: Schweregrade der Hörminderung in dB HL ermittelt im Reintonaudiogramm für die Frequenzen 500Hz, 1000Hz, 2000Hz und 4000Hz nach Vorgaben der WHO (Ärzteblatt 25/2011)

normalhörig	geringgradig	mittelgradig	hochgradig	Taubheit
25 oder besser	26-40	41-60	61-80	81 und mehr

Schalleitungs- und Schallempfindungsstörungen als Ursachen für Schwerhörigkeit bzw. Taubheit sind topologisch voneinander zu trennen. Der Bereich der Schalleitungsstörungen erstreckt sich vom äußeren Ohr bis zum ovalen Fenster, dem Übergang vom Mittel- in das Innenohr. Die Ursachen für Störungen der Schallleitung sind vielfältig. Sie können unter anderem durch eine Fehlentwicklung des äußeren Ohres in der embryonalen Phase, durch entzündliche Veränderungen (Fiellau-Nikolajsen, 1983) mit Minderbelüftung (Pau et al., 2009), Tumore oder durch Verkalkung (Niedermeyer und Arnold, 2002) bzw. Fehlanlage der Gehörknöchelchen bedingt sein. In den genannten Fällen fehlt entweder die Möglichkeit einen Schallreiz aufzunehmen oder diesen über den vorgesehenen Weg bis zum Innenohr fortzuleiten.

Eine Schallempfindungsstörung ist durch eine gestörte Umwandlung von der mechanischen Welle, welche sich mit Hilfe der Perilymphe durch die Scala vestibuli bewegt, in ein elektrisches Potential zur nervalen Weiterleitung charakterisiert. Die Ursachen sind vielfältig. Oft ist eine Funktionsminderung von Prestin, dem Motorprotein der äußeren Haarzellen mit nachfolgend verminderten Verstärkereigenschaften, die Ursache dafür (Zenner et al., 1997). Die Folgen sind eine Verminderung der Frequenzschärfe und der zeitlichen Auflösung der gehörten Frequenzen. Klinisch stehen eine verzerrte Wahrnehmung betroffener Frequenzbereiche und eine deutlich verminderte Dynamik der Lautstärkewahrnehmung im Vordergrund. Die klinische Einteilung dieser Hörminderungen wird durch Tonschwellenaudiogramme ermittelt und ist in absoluten Werten in Tabelle 1 abgebildet. Auch Tinnitus und vestibuläre Störungen können vor allem bei akuten Erkrankungsformen wie dem Hörsturz vorkommen (Grevers et al., 2008).

Schallempfindungsstörungen können auch durch die Störung der weiter zentral gelegenen Verarbeitungsstrukturen (retrocochlear) der Hörbahn, wie zum Beispiel dem Akustikusneurinom (Ritchie und McEwen, 2000), bis hin zu kortikalen Funktionsstörungen zum Beispiel nach einem Insult (Deschauer et al., 1998) bedingt sein. Nach Boenninghaus und Lenarz (2007) sind klinische Zeichen einer Schalleitungsstörung eine abgeschwächte

Wahrnehmung und klinische Zeichen einer Schallwahrnehmungsstörung eine verstümmelte Schallwahrnehmung.

Ist die Hörminderung oder Taubheit durch eine Fehlbildung bedingt oder tritt sie aus anderen Gründen vor dem Spracherwerb auf, wird dieser Zeitraum prälingual genannt. Erfolgt die Schädigung erst im weiteren Verlauf des Lebens zum Beispiel bedingt durch Zerstörung der inneren Haarzellen im Rahmen einer Entzündung oder durch langfristige Überlastung mit zu hohen Schallpegeldrücken (chronisches oder akutes Schalltrauma), durch Alterungsprozesse (Presbyakusis), Medikamente oder Tumore, nennt man dies postlinguale Taubheit.

1.2.2 Für diese Arbeit relevante Messverfahren

Die Tonschwellenaudiometrie stellt heute den Goldstandard der audiologischen Beurteilung dar (Roeser et al., 2007). Es wird dazu für verschiedene Frequenzen die Wahrnehmungsschwelle für Luftleitungs- und Knochenleitungsstimulation bestimmt. Dazu werden Reintöne, also Töne ohne Obertonspektrum, mit Frequenzen im Bereich zwischen 125 Hz und 8 kHz in ihrer Intensität (SPL) gesteigert, bis der Rezipient den Ton wahrnimmt. Es handelt sich dabei um ein subjektives Messverfahren, denn der Rezipient muss den Messenden über den Zeitpunkt der empfundenen Wahrnehmung informieren. Zur Messung der Schallleitung in Luft werden zugelassene Kopfhörer und zur Messung der Knochenleitung ein Knochenleitungsstimulator genutzt. Ist die Wahrnehmung eines Testtones erst bei höheren Schallpegeldrücken möglich, entspricht das einer schlechteren Qualität des Gehörs. Die ermittelten Tonschwellen werden in einem standardisierten Tonschwellen-Audiogramm erfasst. Die Nulllinie des Audiogramms entspricht der Hörschwelle normalhörender Personen. Eingetragene Messwerte werden somit in Relation zu den standardisierten Werten gesetzt und entsprechen keinen Absolutwerten. Im Falle einer Schallleitungsstörung ergibt die Tonschwellenaudiometrie der Knochenleitung Normalwerte und die Messungen der Luftleitung unterscheiden sich zu ihnen in einer oder mehreren Frequenzbereichen um einen Wert von 25 dB oder mehr (Ulrich und Hoffmann, 2011). Eine Schallwahrnehmungsstörung zeigt sich im Gegensatz dazu durch einen erhöhten Signalpegel beider Messungen. Im Alltag dominiert die Schallleitung über die Luft, da die Impedanz und damit der notwendige Schalldruckpegel deutlich niedriger sind als bei der Knochenleitung. Eine Ausnahme bildet die Schallwahrnehmung der eigenen Stimme, welche besonders in niedrigeren Frequenzbereichen (700 Hz - 1,2kHz) eher durch die Knochenleitung bestimmt ist. Im Gegensatz dazu erfolgt die Wahrnehmung in höheren Frequenzabschnitten fast ausschließlich über die Luftleitung (Pörschmann, 2000). Weitere subjektive audiologische Testverfahren sind die Sprachaudiometrie, Verfahren der

Kinderaudiometrie und überschwellige Verfahren zur Abgrenzung von cochleären, neuralen und zentralen Störungen.

Wichtige objektive Messgrößen sind die auditorisch evozierten Potentiale. In dem Fall werden dem Patienten Schallreize über einen Kopfhörer angeboten und die entstehenden Potentialschwankungen an den Verknüpfungsstellen der afferenten Nerven werden an der Kopfhaut abgeleitet. Durch eine sich anschließende Mittelung vieler wiederholter Messungen können Artefakte herausgerechnet werden und es ergibt sich eine genaue Abbildung der physiologischen Umschaltunkte. Die zeitliche Abfolge (Latenz) der Reizantworten gibt Auskunft über den Ort der Schädigung.

Die Messung der im Hirnstamm generierten Potentiale (Brainstem evoked response auditory, BERA) findet Anwendung beim o.g. Neugeborenenhörscreening. Die BERA dient der Darstellung der frühen Potentiale (<10 ms) auf dem Weg der komplexen Verarbeitung von Klangeindrücken.

Ein weiteres Verfahren ist die Messung der „Mismatch Negativity“ (MMN) als ereigniskorrelierte Potentialänderung (EKP) durch die Ableitung der Potentialschwankungen an der Kopfhaut. Dabei handelt es sich um später auftretende Potentiale (150-250 ms), welche bei der Wahrnehmung von selten auftretenden, abweichenden Signalen entstehen. Die Entstehung der genannten Potentiale geschieht erst in einem späteren Abschnitt der zerebralen Verarbeitung von Tonsignalen und gibt uns Auskunft über deren Funktionalität (Naatanen et al., 1978). Das anatomische Korrelat der Messung sind der auditorische Kortex sowie Prozesse der Grosshirnrinde. Die klinische Relevanz dieser Messung ist derzeit auf Grund der großen intraindividuellen Varianz gering. Doch eine weitere Optimierung der Messparameter lässt auf eine häufigere Nutzung im klinischen Alltag hoffen (Duncan et al., 2009; Wagner, 2014).

1.3 Aktive Hörsysteme

Die Entwicklung der schallverstärkenden Hörgeräte begann im 17. Jahrhundert mit dem vermehrten Gebrauch von Hörrohren. Mit ihnen war eine Schallverstärkung von 20-30 dB auf einfachstem Weg möglich. Die Weiterentwicklung der Hörhilfen erfolgte erst während der Einführung von Telekommunikationsgeräten. 1910 entwickelte die Firma Siemens das erste elektrische Hörgerät für die Verstärkung von Umgebungsgeräuschen. Die damals noch recht unhandlichen Geräte wurden im Laufe der Zeit kompakter und leistungsfähiger. Zusätzlich versuchte man auch die unterschiedlichen Ursachen für Schwerhörigkeit oder Gehörlosigkeit zu erforschen und alternative Konzepte zur Therapie der Höreinschränkungen zu entwickeln.

Heute findet man eine Vielzahl unterschiedlichster Hörgerätehersteller, welche Hörhilfen zur Therapie von verschiedenen Funktionseinschränkungen des Gehörs anbieten. Die Verbesserung der kommunikativen Fähigkeiten als eine Grundvoraussetzung für soziale Teilhabe stand im Mittelpunkt der Behandlung der Schwerhörigkeit (Tomblin et al., 2014). In den letzten Jahren ist der Anspruch an die verwendeten Geräte weitergewachsen, sodass zum Beispiel die Optimierung der Hörqualität eine zunehmende Rolle in der Entwicklung der Geräte spielt.

Musik, das Zusammenwirken von Tönen unterschiedlichster Instrumente und verschiedener Rhythmen, stellt das normal funktionierende Gehör des Menschen vor eine sehr komplexe Aufgabe. Die Erschließung der Möglichkeit für Gehörlose, sich dieser Aufgabe stellen zu können, ist Gegenstand der aktuellen Forschung auf dem Gebiet der Hörgeräte. Empirische Daten zeigen, dass der Anteil der Menschen mit Hörminderung in industrialisierten Ländern im Jahre 2011 bei zirka 10 Prozent lag (Roth et al., 2011). Eine Untersuchung der Universität Witten-Herdecke im Jahr 2000 zeigte Hörbeeinträchtigung von 19 Prozent der in Deutschland lebenden Erwachsenen ab dem 14. Lebensjahr. Spätere Untersuchungen (2015 bzw. 2017) der Hochschule für Hörtechnik und Audiologie Jade ermittelten einen Anteil von 16 Prozent der in Deutschland lebenden Erwachsenen mit Hörbeeinträchtigung. Der Schwerpunkt liegt dabei in der Gruppe der älteren Menschen. Doch auch im Kindesalter sind Funktionsstörungen des Gehörs nicht selten. Die Prävalenz der beidseitigen Schwerhörigkeit seit der Geburt liegt bei 1:1000 Geburten (Metzger et al., 2013). Der Nutzen einer frühzeitigen Versorgung mit dem jeweils der Indikation entsprechenden Hörgerät wurde auch bei einseitiger Schwerhörigkeit bis Taubheit erkannt (Shapiro, 1977). Hier ist es vor allem die Einschränkung des räumlichen Hörens die den Patienten beeinträchtigt und heute über eine sogenannte CROS-Versorgung (Contralateral-Routing-Of-Signal) mit Hörgeräten behandelt werden kann.

Man kann die verwendeten Hörgeräte grob nach ihrer Funktion ordnen. Dabei ist der Aufbau der unterschiedlichen Geräte grundlegend ähnlich. Externe Hörgeräte bestehen aus mehreren Mikrofonen beziehungsweise piezoelektrische Elemente (MOI-System Esteem), einem Verstärkermodul häufig gleich gepaart mit einem Sprachprozessor und einem Lautsprecher, welcher das verarbeitete Signal wiedergibt. Zusätzlich gibt es die Möglichkeit das optimierte Signal dem jeweiligen, der Hörschädigung entsprechenden Wandler zuzuführen. Dabei kann es sich beispielsweise bei Luftleitungshörgeräten um elektroakustische Wandler handeln. Bei im Mittelohr implantierbaren Hörgeräten hingegen kommen elektromagnetische Wandler zum Einsatz, um die mechanische Schwingung der Gehörknöchelchen zu simulieren. Ein weiteres Prinzip der Signalwandlung erfolgt über einen Körperschallgeber. Dabei wird das akustische Signal nach der Verarbeitung über einen an oder im Körper befestigten Schallgeber in Form von Vibrationen an den Knochen

weitergeleitet. Die Knochenleitungssysteme werden einerseits unterteilt in konventionelle Knochenleitungshörsysteme mit transkutaner Signalübertragung und in Hörsysteme welche das Signal perkutan mit Hilfe einer im Knochen implantierter Titanschraube übertragen. Wichtige Vertreter der genannten Gruppen von Hörsystemen sind in Abbildung 3 dargestellt. Als Weiterentwicklung der perkutanen Knochenleitungshörgeräte wurde das teilimplantierte, aktiv, perkutan arbeitende Hörsystem Bonebridge® (Med-El, Innsbruck, Austria) in den Markt eingeführt.

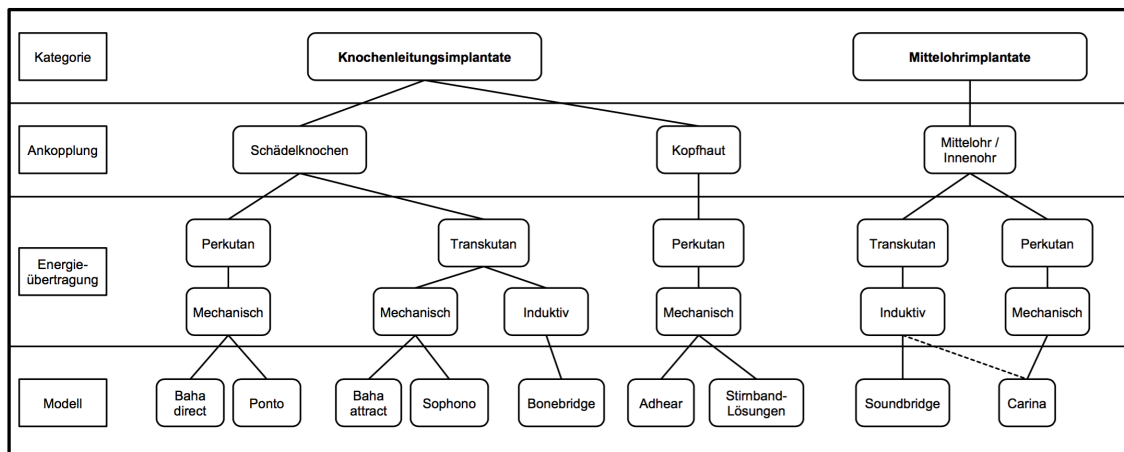


Abbildung 3: Übersicht unterschiedlicher Hörsysteme und Funktionsweisen (Rahne, 2019)

Abbildung 3 zeigt die unterschiedlichen Therapieansätze bei Hörminderungen verschiedenster Art. Die hier dargestellten Hörsysteme finden alle Anwendung in der Therapie von Schalleitungsstörungen. Sie leiten und verstärken Schallsignale. Eine Umwandlung in einen elektrischen Impuls, analog der Transduktion von Schallsignalen im Innenohr, findet durch diese Hörsysteme nicht statt.

1.3.1 Konventionelle Hörgeräte

Die konventionellen, schallverstärkenden Hörgeräte, die über ein oder mehrere Mikrofone akustische Signale aufnehmen und verstärkt im äußeren Gehörgang wiedergeben, sind die am häufigst verwendeten Hörgeräte (Kompis, 2013). Diese Geräte unterstützen die Luftleitung des Schalls und werden nach ihrer Trageform als Hinter-dem-Ohr (HdO) und In-dem-Ohr (IdO) Hörgeräte angeboten. Die digitalen Prozessoren der Geräte ermöglichen die frequenzspezifische Verstärkung des Schalls (Byrne und Murray, 1986) oder die Frequenzkompression mit einer Verschiebung von hochfrequenten Signalen in einen tieferen Frequenzbereich (Glista et al., 2009). Die verschiedenen Möglichkeiten zeigen, dass diese Hörgerätegruppe sowohl bei Schalleitungsschwerhörigkeit, ein intaktes Trommelfell vorausgesetzt, hochgradiger sensorineuraler Schwerhörigkeit und bei Kombinationsbefunden Anwendung findet.

1.3.2 Knochenleitungshörsysteme

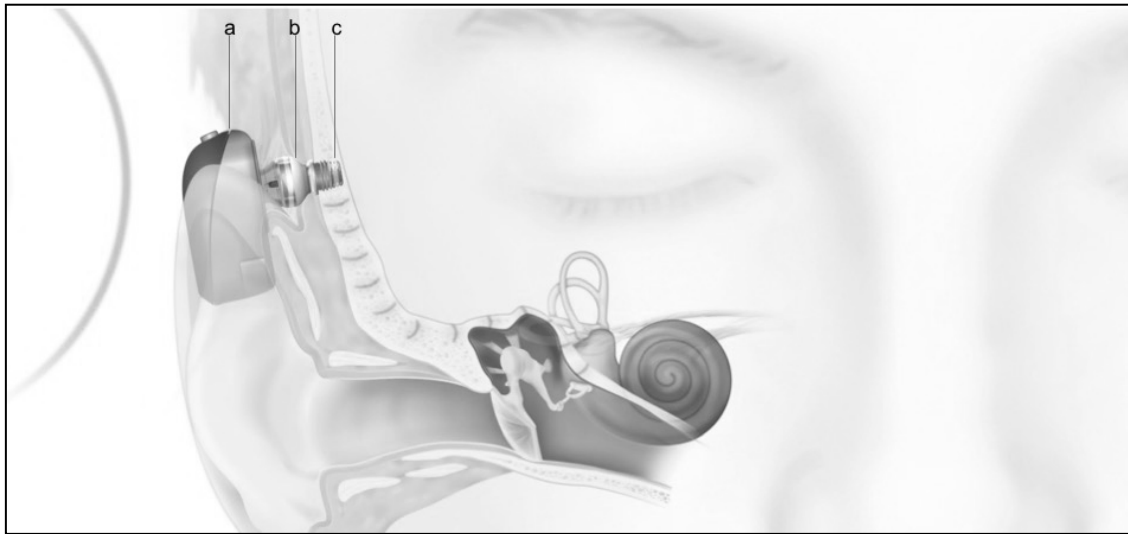


Abbildung 4: Exemplarische Darstellung eines Knochenleitungshörsystems im koronaren Schnittbild des knöchernen Gehörgangs. Gezeigt wird das durch eine b) Titanschraube am c) Schädel fixierte a) Aggregat welches das empfangene Schallsignal in Form von Schwingungen an den Schädel weitergibt (modifiziert nach Cochlear™ Baha® Connect System Works)

Eine weitere Gruppe von Hörgeräten nutzt den Effekt der Knochenleitung von Schall und setzt hauptsächlich die Funktionalität des Innenohres voraus. Aber auch die Patienten mit kombinierten Hörstörungen profitieren von der Anwendung der Knochenleitungs-Systeme. Je nach verwendetem Prozessor sollte allerdings die sensorineurale Komponente nicht über 45 bis 65 dB Hearing Level (HL) liegen (Federspil, 2000). Auch die Knochenleitungshörsysteme bieten die CROS-Technik bei unilateraler Schwerhörigkeit bzw. Taubheit an (Bosman et al., 2003). Die Qualität der Richtungszuordnung von Schallquellen unterscheidet sich zwischen Hörsystemen dieses Typs unter verschiedenen Herstellern nicht signifikant (Battista et al., 2013).

Anders verhält es sich mit der Schallwahrnehmung und dem Sprachverständnis bei einer Schalleitungsstörung von mehr als 25 dB, bei denen sich eine Überlegenheit der Knochenleitungshörgeräte gegenüber den konventionellen Luftleitungshörgeräten gezeigt hat (Snik et al., 2004). Indikationen für Geräte dieser Art sind Gehörgangsfehlbildungen (Atresie) oder Fehlbildungen der Ohrmuschel (Declau, 1999; Agterberg et al., 2014) mit Schalleitungsverminderung, bei Funktionseinschränkung oder Funktionsverlust der Gehörknöchelchen im Mittelohr bei chronischer Otitis media oder wenn das Tragen eines konventionellen Hörgerätes nicht möglich ist.

Aktuell zeichnet sich auf Grund der hohen Tragequalität, der transkutanen Signalübertragung und der guten Signalqualität (Sprinzi et al., 2013) ein Trend zu teilimplantierbaren, Knochenleitungshörsystemen wie Bonebridge oder BCI ab. Sie erlauben den Betroffenen nach einer Eingewöhnungsphase ein nahezu normales Hör- und

Sprachvermögen (Zhang et al., 2014). Bis zum Erreichen des dritten Lebensjahres (Snik et al., 2005; Davids et al., 2007) bedient man sich aufgrund der noch nicht ausreichenden Dicke des Schädelknochens eines Bridging-Systems mit Befestigung des Vibratormoduls über ein Stirnband (Baha-Softband®, Cochlear™, Sydney, Australia) oder einen Bügel (SoundArc®, Cochlear™, Sydney, Australia), welches das Modul mit dem Schädelknochen in Kontakt hält. Diese transkutan übertragenden Hörsysteme zeigen gegenüber den perkutan arbeitenden Systemen einige Nachteile, welche im Bereich der Ästhetik, dem Tragekomfort und der Übertragung vor allem von hohen Frequenzanteilen (Battista und Ho, 2003) liegen. Danach wird eine dauerhafte Nutzung mit geringerem Einfluss auf das äußere Erscheinungsbild über ein retroaurikulär eingebrachtes Titanimplantat angestrebt.

Die Ergebnisse im Vergleich der Schallübertragungen zwischen der transkutanen und perkutanen Übertragung unterscheiden sich qualitativ zu Gunsten der perkutanen Übertragung (Verhagen et al., 2008). Eine spezielle Indikation zur Anwendung dieser Geräte im Erwachsenenalter ergibt sich auch aus der postoperativen Versorgung von Patienten mit Nasopharynx-Karzinomen (Soo et al., 2009). Die aktuellen Geräte verfügen darüber hinaus über einen „Direct Input“ beziehungsweise über eine Bluetooth-Schnittstelle, über die es möglich ist, externe Signalquellen mit einem Audiokabel direkt oder drahtlos mit dem Audioprozessor zu verbinden.

1.3.3 Das Cochlea-Implantat



Abbildung 5: Exemplarische Darstellung des Aufbaus eines Cochlea-Implantates hier am Beispiel des Nucleus Prozessors der Firma Cochlear®. Das System besteht aus a) einem Mikrofon, b) dem Sprachprozessor, c) einem Kabel welches die Verbindung zur d) Sendespule herstellt. Dieses überträgt das Signal transkutan via Induktion auf das e) Implantat. Das Implantat leitet die Informationen über den f) Elektrodenträger, welcher in der g) Cochlea liegt und überträgt elektrische Impulse auf den h) N. cochlearis. (modifiziert nach Cochlear™)

Während konventionelle und implantierbare Hörsysteme zur Behebung von Problemen der Schallleitung und Schallempfindung eingesetzt werden, behebt das Cochlea-Implantat (CI) teilweise (Patrick und Evans, 1995) die Folgen der sensorineuralen Schwerhörigkeit, indem es den Prozess der Umwandlung einer mechanischen Welle in einen elektrischen Impuls überbrückt und den Nerv direkt stimuliert (Montandon, 1985). Obwohl die Funktion des CI deutlich von der physiologischen Funktionsweise des Gehörs abweicht, bietet sie die bisher einzig praktisch funktionierende Möglichkeit zum Ersatz eines Sinnesorgans (Macherey und Carlyon, 2014).

Diese Art der Hörprothese, welche maßgebend durch den Australier Graeme Milbourne Clark entwickelt wurde, bot erstmals durch den Verlust der inneren Haarzellen ertaubten Menschen die Möglichkeit ihr Gehör wiederzuerlangen. Dabei gingen den ersten Versuchen der elektrischen Stimulation des Hörnervs am Menschen viele Versuche ähnlichen Hintergrundes an Tieren voraus (Tasaki, 1954). Lange Zeit wurde der Effekt der elektrischen Stimulation durch extracochleär gelegene Elektroden erforscht bis 1979 die erste In-Vivo-Implantation durch Clark und Pyman erfolgte (Clark et al., 1979).

Die Geräte bestehen aus einem Mikrofon mit nachgeschaltetem Soundprozessor, einer Spule zur induktiven Signalübertragung und dem unter der Haut liegenden Implantat selbst (Abbildung 5). Über das Mikrofon werden die Schallwellen aufgenommen, die im Soundprozessor digital umgewandelt und für die Stimulation aufbereitet werden. Das umgewandelte digitale Signal gelangt danach über eine hinter dem Ohr magnetisch befestigte Spule durch Induktion zum subkutan liegenden Implantat selbst. Im empfangenden Teil des Implantats wird das Signal in eine spezifische Abfolge von elektrischen Impulsen umgewandelt, welche über die jeweiligen Kanäle des im Innenohr liegenden Elektrodenträgers zum Hörnerv geleitet werden.

Der operative Ablauf wurde über die Jahre soweit optimiert, dass heute einer frühzeitigen Implantation im Kindesalter und einer Implantation im Erwachsenenalter bei vorhandenen Resthörvermögen, kaum eine Gefahr für die Patienten oder das Resthörvermögen darstellt. In einer aktuellen Studie wurde gezeigt, dass bei über 90 Prozent der Implantierten das Resthörvermögen erhalten blieb (Gautschi-Mills et al., 2019).

Zur Transformation von akustischen Signalen in elektrische Impulse als grundlegende Aufgabe des CI werden Kodierungsstrategien genutzt (Wesarg, 2004). Durch sie ist es möglich, dem Gehirn Informationen zukommen zu lassen und durch diese bzw. mit Hilfe von bereits bekanntem Wissen, das Hören neu zu erlernen.

Über die Kodierung ist es möglich für das Hören relevante Informationen aus dem Schallsignal zu extrahieren. Man unterscheidet parallele (z.B. SAS=Simultaneous Analog Stimulation) und sequentielle Stimulationen (z.B. CIS=Continuous Interleaved Sampling). Beide Kodierungsstrategien geben dabei die Wellenform des Sprachsignals wieder (Wilson et al., 1991). Dabei ist die Leistungsfähigkeit beider Kodierungsformen in Hinblick auf das zu erreichende Sprachverstehen in etwa gleich. Im Hinblick auf die Qualität des erzeugten Klangbildes liefert die parallele Stimulation eine höhere Differenzierung, da im selben zeitlichen Intervall die Stimulation mehrerer Kanäle bzw. Elektroden möglich ist. Später entwickelte Algorithmen, welche sich weniger mit der Abbildung der Einhüllenden von definierten Frequenzbereichen sondern mit der Feinstruktur dieser beschäftigen, zeigen heute im Bereich der Musikwahrnehmung eine im Vergleich erhöhte Qualität (Bräcker et al., 2009), während für das Sprachverstehen die Kodierung der Einhüllenden ausreicht. Aktuelle Kodierstrategien versuchen die Melodiewahrnehmung und die Spracherkennung im Störschall zu optimieren indem sie phasensynchrone Stimulation mit Berücksichtigung der Grundfrequenz (Laneau et al., 2006) verwenden. Weiterhin wird die Qualität der verwendeten Implantate durch die Anzahl der verwendeten Stimulationselektroden und die Stimulationsrate bestimmt. Aktuelle Geräte verfügen über 12-22 Stimulationselektroden. Stellt man die Anzahl der verwendeten Elektroden der Anzahl der 20.000 zu stimulierenden Neuronen gegenüber, erkennt man, dass ein signifikanter

Qualitätsverlust zwischen dem Hören mit gesunden Ohren und dem Hören mit einem Implantat vorliegen muss. Hauptsächlich der Verlust der äußeren Haarzellen führt zu einer verminderten Frequenzauflösung und schränkt das Sprachverständnis der CI-Träger im Vergleich zu Normalhörenden ein. Durch die Anwendung unterschiedlicher Kodierungsstrategien versucht man, die Defizite an anderer Stelle zu optimieren. Verwendete Strategien sind die ACE (Advanced Combination Encoders) bei denen die Intensität der höchsten spektralen Bestandteile kodiert werden und die CIS bei der die Information der Einhüllenden mit teilweise phasengetreuer Parallelstimulation kodiert wird, welche heute durch FSP (Fine Structure Processing) vor allem im Bereich der apikalen Cochlea ergänzt wird. Der Einfluss des FSP und somit die Information über die Feinstruktur der Klangeindrücke erhöhte deutlich die Qualität der Sprachwahrnehmung und hat auch einen positiven Einfluss auf das Erleben von musikalischen Eindrücken von CI-Patienten (Braecker et al., 2009).

Welche Hörprothese zum Einsatz kommt wird in erster Linie durch die Art der Hörminderung entschieden und im Vorgespräch anhand der für den Patienten relevanten Vor- und Nachteile besprochen.

Heute kann man auf Grund der hohen Erfolgsrate und des kalkulierbaren operativen Risikos die Indikation zur Implantation weicher gestalten. So werden auch Patienten mit einseitigen hochgradigen sensineuralen Hörverlust und dadurch eingeschränkten Sprachverständnis sowie Richtungshören erfolgreich implantiert (Firszt et al., 2018).

1.4 Klangfarbe (Timbre)

1.4.1 Bedeutung von Klangfarbe für die Kommunikation

Bei Prozessen wie der Informationsweitergabe über die Interaktion zwischen Menschen bis hin zu kulturellen Bräuchen wie dem Gesang wird der Sprache bzw. der menschlichen Stimme eine tragende Rolle zugeschrieben. Die Funktion der Stimme kann in diesem Zusammenhang in zwei wichtige Teilbereiche unterteilt werden. Zum einen gibt es die inhaltliche Ebene, die einen Sachverhalt beschreibt, der durch die benutzten Wörter von einer weiteren Person, dem Rezipienten, verstanden und interpretiert wird. Der zweite Teilbereich entsteht durch die nonverbalen Anteile des Gesprochenen. Charakteristische Merkmale der Stimme spielen dabei eine Rolle. Dabei geraten schnell Auffälligkeiten in der Aussprache ins Blickfeld. Die individuellen Charaktermerkmale einer jeden Stimme hängen fest mit Parametern der Klangfarbe oder auch Timbre zusammen. Diese werden laut der „Acoustical Society of America“ (ASA, 1960) durch das Frequenzspektrum bestehend aus Grundton und Obertönen, die Lautstärke beziehungsweise Amplitude und temporäre

Klangeigenschaften wie zum Beispiel das Rauschen, zusammengefasst (Sonn, 1973). In der Sprache wird das Obertonspektrum durch Formanten beschrieben. Verursacht werden die Formanten und deren individuelle Klänge durch die jeweilig angesprochenen Resonanzräume der Menschen. Bei Instrumenten sind die Resonanzräume und das Material, aus denen sie beschaffen sind, ein wesentlicher Aspekt für die charakteristische Ausprägung des Obertonspektrums.

1.4.2 Definition und Auswirkung von Timbre

Töne, Melodien und Sprache sind komplexe Klangereignisse. Diese kann man teilweise nach absoluten und objektiven Größen, wie dem Schalldruckpegel oder der Frequenz, klar definieren. Ihre Komplexität liegt im Bereich der subjektiven Wahrnehmung, welche von deutlich mehr Parametern abhängig ist. Der multidimensionale Charakter der Klangfarbe beziehungsweise Timbre ist bekannt (Grey, 1977). Es sind Faktoren, wie die spektrale Dichte (Lakatos, 2000), der spektrale Schwerpunkt (Grey 1977; Horovitz et al, 1989) und die Rauigkeit (Terhardt, 1974; Pressnitzer et al., 2000), die eine konkrete Beschreibung der wahrgenommenen Klänge ermöglichen. Im Rahmen der Erforschung von Timbre als psychoakustische Größe wurde die Qualität der Wahrnehmung und deren Unterschiede an Normalhörenden (Cusack and Roberts, 2000; Iverson and Krumhansl, 1993; Iverson, 1995), Schwerhörigen (Emiroglu and Kollmeier, 2008; Lauer et al., 2009) und CI-Trägern (Galvin et al., 2008; Gfeller et al., 1998; Pressnitzer et al., 2005) überprüft. Der folgende Abschnitt gibt einen Überblick über die Vielfalt der Wahrnehmungsparameter.

Bereits 1885 unterschied Hermann Helmholtz in seinem Standardwerk „Die Lehre von den Tonempfindungen“ das externe physikalische Klangereignis und die interne Tonwahrnehmung. Dem entspricht auch die aktuelle Definition von Timbre nach der es sich um den Anteil eines Klangereignisses handelt, das es uns erlaubt, zwei nicht identische Töne gleichzeitig dargeboten, mit gleicher Lautstärke und gleicher Tonhöhe als ungleich zu erkennen (ANSI, 1994).

Einen direkten Einfluss auf das Timbre haben die verschiedenen Grundtöne, Obertonspektren und eventuelle Rauschanteile der wahrgenommenen Hörwahrnehmung. Eine weitere Abhängigkeit von Timbre besteht von dem Ein- und Ausschwingverhalten und sich unharmonisch überlagernden Frequenzen, die unter die Rubrik Geräusche zu zählen sind (Cariani, 2009). Das Einschwingverhalten eines Tones gibt dabei an, welche Zeit der Grundton und dessen Obertonspektrum benötigt, um einen stabilen Schwingungszustand zu erreichen, und in welcher Reihenfolge dieser stabile Zustand von den einzelnen Tonteilen erreicht wird (Stauder, 1990). Ohne die Phase des Einschwingens fehlt dem menschlichen Gehör eine wichtige Charakteristik des Tones, ohne die es keine genaue

Zuordnung der Quelle (z.B. Klavier) des Schallphänomens vornehmen kann (Howard and Angus, 2013). Dieser Aspekt fällt CI-Trägern bekanntermaßen schwer, wie auch die Arbeit von (See et al., 2013) zeigte, in welcher eine Fall-Kontroll-Studie von Kindern mit normalem Gehör und jungen CI-Trägern abfallende oder ansteigende Betonung und die richtige Reihenfolge präsentierter Frequenzen erkennen sollten.

Die resultierende Schwingung eines Tons nach Überlagerung der einzelnen spektralen Frequenzanteile und deren Amplituden wird als Hüllkurve eines Tons und dessen Obertonspektrums bezeichnet. Die Änderung der Frequenz der Hüllkurvenkonfiguration führt zur subjektiven Wahrnehmung von Rauigkeit bezogen auf das Schallereignis (Fastl, 1990). Die zeitliche Verschiebung der Phasen einzelner Frequenzanteile mit unterschiedlichen Amplituden führt zum Effekt der Schwebung. Neben den genannten können auch noch weitere Schalleigenschaften im Verlauf der sensorineuralen Verarbeitung selektiert und beurteilt werden.

1.4.3 Klangfarbe als psychoakustische Größe

Die Psychoakustik ist ein Teilgebiet der Psychophysik. Im Allgemeinen beschäftigt sich die Psychophysik mit dem Zusammenhang von subjektiven Wahrnehmungen und physikalisch messbaren also objektivierbaren Größen. Der Vater der Psychophysik Gustav Theodor Fechner, beschrieb den Zusammenhang bereits 1860 in seinem Buch „Elemente der Psychophysik“, welches bis heute die Grundlage der modernen Wahrnehmungsforschung darstellt (Olsson und Campenhausen, 1993). Die mathematische Grundlage dessen bildet die von E.H. Weber und G. T. Fechner hergeleitete psychometrische Funktion, welche vor allem im Bereich der mittleren Reizstärken gilt.

(2) Weber-Fechner-Gesetz:
$$E = k \times \lg\left(\frac{\Delta RS}{RS}\right)$$

Hier wird die Wahrnehmungsempfindung E mit verschiedenen Reizstärken RS und deren Abstand ΔRS in Zusammenhang gebracht. Der Faktor k ist eine spezifische Konstante, welcher sich auf die betrachtete Sinneswahrnehmung bezieht.

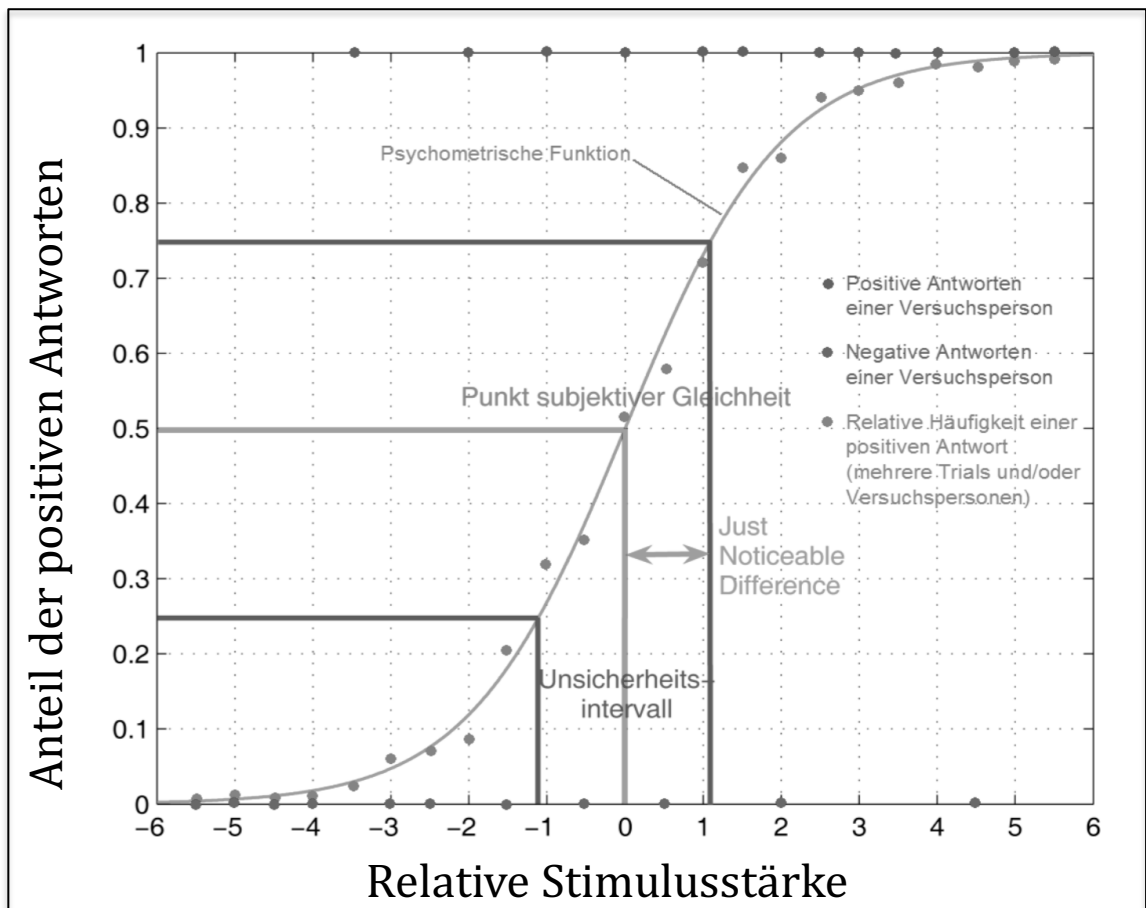


Abbildung 6: Psychometrische Funktion (modifiziert nach TU Berlin, 2010)

Die psychometrische Funktion (Abbildung 6) beschreibt die Wahrscheinlichkeit der Reizwahrnehmung eines Probanden in Abhängigkeit von der Reizstärke (Wichmann und Hill, 2001). Umso größer der Unterschied der präsentierten Reize, desto größer ist also die Detektionswahrscheinlichkeit. Die Darstellung zeigt, dass es zwischen der sicheren Determinierung einer negativen bzw. einer positiven Antwort ein Unsicherheitsintervall besteht. In diesem Bereich ist eine sichere Zuordnung durch den Rezipienten nur bedingt möglich. Auf Grund von kumulierten Häufigkeiten der jeweiligen Beurteilung, lässt sich durch Interpolation der jeweilige Schwellenwert (JND) ermitteln. Das Intervall zwischen der subjektiv wahrgenommenen Gleichheit und der Schwelle zur sicheren Wahrnehmung eines Unterschiedes wird als „Just Noticeable Difference“ bezeichnet. Dieser Parameter bildet das Fundament der dieser Arbeit zu Grunde liegenden Messungen. Zur Erhebung der Wahrnehmungsschwelle finden verschiedene im Weiteren näher dargestellte Verfahren Anwendung (Leek, 2001).

Konstanz-Methode

Um eine vom Untersucher erwartete Wahrnehmungsschwelle werden dem Probanden randomisierte Reize dargeboten. Dieser antwortet mit Ja/Nein.

Unter Berücksichtigung der richtigen Antworten und der Trefferquote unter der jeweilig verwendeten Reizstärke erfolgt die Ableitung der psychometrischen Funktion. Die Absolut-Schwelle liegt bei der Reizstärke, bei der die Reize in 50 Prozent der Fälle erkannt werden.

Adaptive Verfahren

Im Gegensatz zur Konstanz-Methode muss bei adaptiven Verfahren (Marvit et al., 2003) keine konkrete Schwelle im Voraus erwartet werden. Die Veränderung der Stimuli hängt vom Antwortmuster des Probanden ab. Durch richtige Antworten präzisiert der Proband die Stimuli mehr und mehr um den gesuchten Schwellenwert.

Arten von adaptiven Messverfahren

1) Béséky's Tracking-Methode

Eine kontinuierliche Reizänderung die durch den Probanden durch Knopfdruck detektiert wird und bei Loslassen wieder in den unterschwellig Bereich abfällt. Auch dann soll der Proband den Knopf drücken um den Reiz wieder bis zur Wahrnehmungsschwelle zu verstärken.

2) Up-Down-Methode

Reizerhöhung, wenn der Proband den Reiz nicht mehr wahrnimmt, sonst Reizsenkung (Festlegen des Untersuchungs-Endes nach Anzahl der Umkehrpunkte).

3) PEST-Methode (Parameter Estimation by Sequential Testing)

Veränderung der Intensitätsgröße und Intensitätsrichtung. Schrittgröße der Veränderung zur nächsten Reizdarbietung ist von Probandenantwort abhängig.

4) BUDTIF-Methode (Block-Up-Down-Temporal-Interval-Forced-Choice)

Eine Methode zur Bestimmung von vorher festgelegten Schwellen neben der 50 Prozent-Schwelle

5) „Transformierte Up-Down-Methode“

Es werden spezifische Bedingungen festgelegt, wonach sich die Richtung der Reizdarbietung verändern soll. Zum Beispiel Reizverminderung nach zweimaliger Detektion durch den Probanden und Reizerhöhung nach einmaliger Fehlwahrnehmung. Dadurch wird die Wahrnehmungsschwelle zum Beispiel auf 70,7 Prozent heraufgesetzt.

6) Seltene Methoden

Beim Direktvergleich von zwei Stimuli werden diese nach verschiedenen Klangdimensionen verglichen.

Aussagekräftige Parameter bezüglich der Wahrnehmung akustischer Reize in der Psychoakustik sind dabei die Klangfarbe (Timbre), die Lautheit, die Schärfe, die Tonheit, die Rauigkeit und die Schwankungsstärke. Diese Messgrößen, welche auch „Zwicker

Parameter“ genannt werden (Zwicker et al., 1979), dienen der subjektiven Beschreibung des vom Rezipienten wahrgenommenen Höreindrucks und ermöglichen es die Wahrnehmung in einen physikalischen Kontext zu stellen. Es wird dabei deutlich, dass Klangereignisse multidimensional sind und Timbre durch das Einschwingverhalten, das Frequenzspektrum der Obertöne und spektrale Schwankungen der Amplituden charakterisiert ist (McAdams et al., 1995).

2 Inspirationen und Ansätze der Arbeit

Seit der Entwicklung der Hörprothesen konnte die Sprachwahrnehmung von Menschen mit hochgradiger Hörminderung bzw. Taubheit sehr verbessert werden. Gleichzeitig beobachtete man aber in der Erweiterung der Nutzung der Hörprothesen Schwierigkeiten in der Melodiewahrnehmung und Melodieerkennung (Digeser et al., 2012). Andere Arbeiten bestätigten die Beobachtung, dass CI-Träger beispielsweise Schwierigkeiten mit der Erkennung von Musikinstrumenten oder Melodien haben (DiNardo et al., 2011). In diesem Zusammenhang wurde der Einfluss messbarer Parameter der Melodiewahrnehmung wie Tonhöhe, Lautstärke und Rhythmus und im Hinblick auf die Wahrnehmung komplexer Töne auch der Einfluss von Timbre auf die Melodieerkennung bei CI-Trägern untersucht. Dieser Arbeit vorangegangene Forschungsarbeiten nutzten komplexe Klänge basierend auf Instrumenten oder generierte Synthesizer-Klänge als Betrachtungsgrundlage (Emiroglu und Kollmeier, 2008; Cusack und Roberts, 2000; Iverson, 1995) und bezogen dementsprechend das Einschwingverhalten, die spektrale Struktur und die Fluktuation dieser als Charakteristika der akustischen Reize mit in die Betrachtung ein. In der Arbeit von Iverson (1995) wurde die Wahrnehmung von Tonhöhenunterschieden und Lautstärkeunterschieden von dargebotenen komplexen Tönen untersucht. Dabei wurden die variierenden Töne bestehend aus Orchestermelodien, einer Gruppe normalhörender Rezipienten präsentiert. Im Gegensatz dazu verglich Emiroglu (2008) Normalhörende und CI-Träger miteinander. Sie nutzte als Testtöne gemorphte Musikinstrumente mit unterschiedlichen Obertonspektren. Diese wurden beide Gruppen sowohl in Ruhe als auch im Störgeräusch ausgesetzt. Dabei wurden die Unterscheidungsgrenzen zur Wahrnehmung von Timbreunterschieden ermittelt.

Die vorliegende Arbeit wählt einen systematischen Ansatz zur Untersuchung der Timbrewahrnehmung. Dazu wird eine spezifische Klangdimension (spektraler Gehalt) betrachtet und deren Unterscheidungsschwellen (JND) gemessen. Im Unterschied zu den bereits erwähnten Arbeiten ermöglicht dieser Ansatz eine klare Abbildung des betrachteten Parameters ohne durch Wechselwirkungen mit weiteren Parametern der Klangfarbe (wie zum Beispiel dem Einschwingverhalten) in Wechselwirkung zu treten.

2.1 Fragestellungen und Arbeitshypothesen

Diese Arbeit untersucht den Einfluss der Klangfarbendimension „Obertonstruktur“ beziehungsweise „Spektraler Gehalt“ auf die auditorische Wahrnehmung bei CI-Trägern, BAHA-Trägern und Normalhörenden. Als Endprodukt wurde die Schwelle zur Unterscheidbarkeit komplexer Töne in ihrem Obertonspektrum (JND) gemessen. Erwartet wird ein deutlicher Unterschied der Wahrnehmungsschwelle der CI-Gruppe und den Normalhörenden. Durch die erwarteten interindividuellen Unterschiede zwischen den Probanden wurden die Messungen an einer Kohorte durchgeführt. Um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse mit vorangegangenen Arbeiten zu erhalten, wurden feste, im für die Melodiewahrnehmung relevanten Frequenzbereich liegende Grundfrequenzen f_0 definiert. Weil das Obertonspektrum den Übertragungsbereich der Implantate teilweise überschreitet, wurde dessen Einfluss auf die JND ebenfalls untersucht.

Die folgenden Hypothesen:

1. Das entwickelte Messverfahren eignet sich zur Ermittlung Unterscheidungsgrenzen im Obertonspektrums.
2. Es wird ein frequenzübergreifender Anstieg der Werte für α zwischen den Messungen der Gruppe der Normalhörenden zur BAHA-Gruppe und weiterhin zur CI-Gruppe erwartet.
3. Ausgeprägte Unterschiede der erreichten JNDs in der CI-Gruppe auf Grund von unterschiedlicher Tragedauer des Implantats.
4. Dementsprechend spiegeln sich gute Ergebnisse im Oldenburger-Satztest in den erreichten Messergebnissen wieder.
5. Die Unterscheidungsschwellen für des Obertonspektrum sehr hoher Grundfrequenzen f_0 ist auf Grund der Übertragungsgrenzen der Implantate grober als für f_0 mit Obertonspektrum im Übertragungsbereich.
6. Je mehr spektrale Information vorhanden ist, desto besser sind die Messergebnisse für α in der CI-Gruppe.
7. Die Übertragungsgrenzen des BAHA-Intenso lassen die Messungen für $f_0=65,5\text{Hz}$ schwierig werden.

wurden mit den üblichen statistischen Methoden überprüft.

3 Methoden

In einer prospektiven, experimentellen Fall-Kontrollstudie mit 12 Normalhörenden (NH) und 10 CI-Trägern (CI) wurden die jeweiligen Unterscheidungsschwellen (JND) für abweichende Obertonspektren gemessen. Weiterhin wurden die Ergebnisse durch wiederholte Messungen zu einem späteren Zeitpunkt reevaluiert und durch Messungen der NH-Gruppe unter Anwendung des Knochenleitungshörgerätes (BAHA Intenso®) erweitert. Dazu wurden zwei Gruppen von Probanden selektiert.

3.1 Probanden

Zehn erwachsene CI-Träger (9 Frauen, 1 Mann) im Alter zwischen 32 und 72 Jahren (Mittelwert: 50,8 Jahre) wurden aus der Klinikdatenbank randomisiert ausgewählt und nahmen freiwillig als Probanden der Fallgruppe an der Studie teil. Alle CI-Träger wurden in der Universitätsklinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie des Universitätsklinikums Halle (Saale) implantiert.

Im Rahmen der Nachbetreuung wurde den Patienten das Forschungsprojekt vorgestellt und bei Interesse erfolgte auf diesem Weg die Vermittlung der Patienten in die Studie. Es wurden folgende CI-Systeme in die Messungen einbezogen: Cochlear Nucleus CI24M, CI24R, CI24RE und CI512, mit ESPrit 3G, Freedom oder CP810 Sound Prozessor bzw. MED-EL SONATA TI100 mit OPUS 2 Audioprozessor. Keiner der Probanden dieser Gruppe verfügte über ein Resthörvermögen auf der Implantatseite. Die Reintonhörschwellen lagen im sprachrelevanten Bereich (250 Hz bis 4 kHz) über 80 dB HL für die jeweils impantierte Seite. Alle Teilnehmer waren einseitig implantiert. Drei der CI-Träger waren prälingual ertaubt, sieben ertaubten nach dem Spracherwerb. Sieben der CI-Träger hatten eine schulische musikalische Ausbildung und drei CI-Träger hatten keinerlei musikalische Vorbildung. Tabelle 2 zeigt die demographischen Daten der CI-Träger.

Tabelle 2: Demografische Daten der CI-Gruppe

Probanden Nr.	Geschlecht	Implantationsalter	Implantat	Frequenzbereich (in Hz)	Prozessor	Strategie	Beginn der Taubheit	Musikalische Bildung	Nutzungsdauer CI in Jahren
1	W	39	CI512	188...7938	CP810	ACE	prälingual	Schule	<1
2	W	44	CI24RE	188...7938	Freedom SP	ACE	prälingual	keine	4
3	M	43	CI24RE	188...7938	Freedom SP	ACE	postlingual	keine	2
4	W	39	CI24R	188...7938	Freedom SP	ACE	perilingual	Schule	1
5	W	72	Sonata TI 100	120...8568	OPUS 2	FSP	postlingual	Schule	5
6	W	57	CI24M	188...7938	Freedom SP	ACE	postlingual	keine	1
7	W	38	Sonate TI 100	150...7352	OPUS 2	FSP	postlingual	keine	1
8	W	65	CI24RE	149...7412	Freedom SP	ACE	postlingual	Schule	<1
9	W	26	CI24R	188...7938	ESPrIt 3G	ACE	postlingual	Schule	10
10	W	52	CI24RE	188...7938	Freedom SP	ACE	postlingual	Schule	5

Zwölf normalhörende Versuchspersonen (6 Frauen und 6 Männer) im Alter von 21 bis 71 Jahren (Mittelwert: 34 Jahre) nahmen als Kontrollgruppe an der Studie teil. Diese wurden aus dem privaten Umfeld des Untersuchers rekrutiert. Normalhörigkeit wurde angenommen und durch ein Tonschwellenaudiogramm objektiviert. Die Teilnehmer der Kontrollgruppe hatten anamnestisch keine neurologischen oder das Gehör betreffenden Erkrankungen. Für alle Versuchspersonen war die Teilnahme an der Untersuchung freiwillig und folgte den Vorgaben der Ethikkommission der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg. Über die Durchführung der Messung und der Verwendung der ermittelten Daten wurden die Probanden im Vorfeld aufgeklärt und gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme. Alle ermittelten Messergebnisse wurden pseudonymisiert gespeichert. Das Projekt wurde durch das Wilhelm-Roux-Programm der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg teilweise unterstützt. Teilnehmende Probanden erhielten eine Aufwandsentschädigung.

3.1.1 Tonschwellenaudiometrie

Vor Beginn der psychoakustischen Messungen wurde von allen Probanden der NH-Gruppe eine tonaudiometrische Hörschwellenbestimmung für die Luft- und Knochenleitung angefertigt. Diese wurde durch die Hilfe von medizinischem Fachpersonal in einem schallisolierten Raum unter Anwendung des klinischen Standards durchgeführt.

Über ein Tonaudiometer SD50 (Siemens, München, Deutschland) wurden Sinustöne in den Frequenzen 0,125 kHz, 0,25 kHz, 0,5 kHz, 0,75 kHz, 1 kHz, 1,5 kHz, 2 kHz, 3 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz und 10 kHz generiert. Die Sinustöne wurden für die Messung der Luftleitung über einen Kopfhörer TDH 39 (Telephonics, Huntington, NY, USA) und für die Messung der Knochenleitung über ein Knochenvibrator KH70 (Granhert-Präcitronic, Dresden, Deutschland) präsentiert.

3.1.2 Messung des Sprachverstehens im Störschall

Zur Abbildung der Leistungsfähigkeit des Gehörs unter den Einfluss von Störgeräuschen wurde der Oldenburger Satztest herangezogen. Dabei handelt es sich um ein bereits etabliertes Messverfahren. Den Messungen lag eine Auswahl von 40 Listen mit je 30 Sätzen zugrunde, um den Trainingseffekt (Wagner et al., 1999) zu minimieren. Davon wurden randomisiert je Proband eine Liste ausgewählt. Die Sätze bestehen jeweils aus 5 Wörtern die aus einem Pool von 50 Wörtern zufällig kombiniert werden. Die Sätze haben immer dieselbe Anordnung bestehend aus Name, Verb, Zahlwort, Adjektiv und Objekt. Es wurde eine Messung im freien Schallfeld im definierten Abstand von einem Meter vor dem ausgebenden Nahfeldmonitoren (Reveal 6, Tannoy®) bei einem konstanten Rauschpegel von 65 dB SPL durchgeführt. Die Nahfeldmonitore wurden in einem Winkel von 90 Grad zueinander aufgestellt und im gleichen Abstand zum Probanden positioniert. Die Lautstärkeinstellungen am Cochlea-Implantate selbst wurden von den Probanden der CI-Gruppe in einem für sie angenehmen Maße adjustiert. Die Ausgabelautstärke über die Lautsprecher wurde für die festgelegte Sitzposition der Probanden bei 65 dB festgelegt und mit einem Schallpegelmesser (Typ 2235, Brüel&Kjær) objektiviert. Die Probanden gaben ihre Antwort über ein Touchpad ein (geschlossenes Design). Die primären Endpunkte dieser Messung waren zum einen die suffiziente Durchführbarkeit des gesamten Tests für alle Teilnehmer an der Messung und weiterhin die Darstellung der verschiedenen Sprachverständlichkeitsschwellen (SVS) im Störgeräusch. Ausgedrückt wird die SVS im Störgeräusch in dB mit einer Verständlichkeit von 50 Prozent des dargebotenen Inhaltes.

3.1.3 Setup der Test-Töne

Alle Test-Töne der JND-Messung unter Betrachtung der Klangfarbe wurden synthetisch mit der MATLAB-Software erzeugt. Die synthetisch erzeugten Töne wurden als Wave-Datei an eine externe Soundkarte (DMX 6, Terratec, Nettetal, Deutschland) weitergeleitet. Über diese wurden die Töne durch D/A-Wandlung verarbeitet und über einen Verstärker (POA-800, Denon, Kawasaki, Japan) an einen Nahfeldmonitor (Reveal 6, Tannoy®, Coatbridge, UK) zur Ausgabe im freien Schallfeld gesendet. Die Probanden waren in einem Abstand (Lautsprecher / Ohr bzw. Mikrofon) von einem Meter von dem Ausgabemedium entfernt. Jeder der dargebotenen Grundfrequenzen f_0 wurden jeweils zehn harmonische Obertöne hinzugefügt. Das Obertonspektrum beinhaltetete die Frequenzen von $2 \times f_0$ bis $11 \times f_0$. Alle Grundtöne mit ihren jeweiligen Obertönen wurden so ausgewählt, dass zumindest große Anteile des Obertonspektrums im Übertragungsbereich der CI-Audioprozessoren lagen (siehe Abbildung 7).

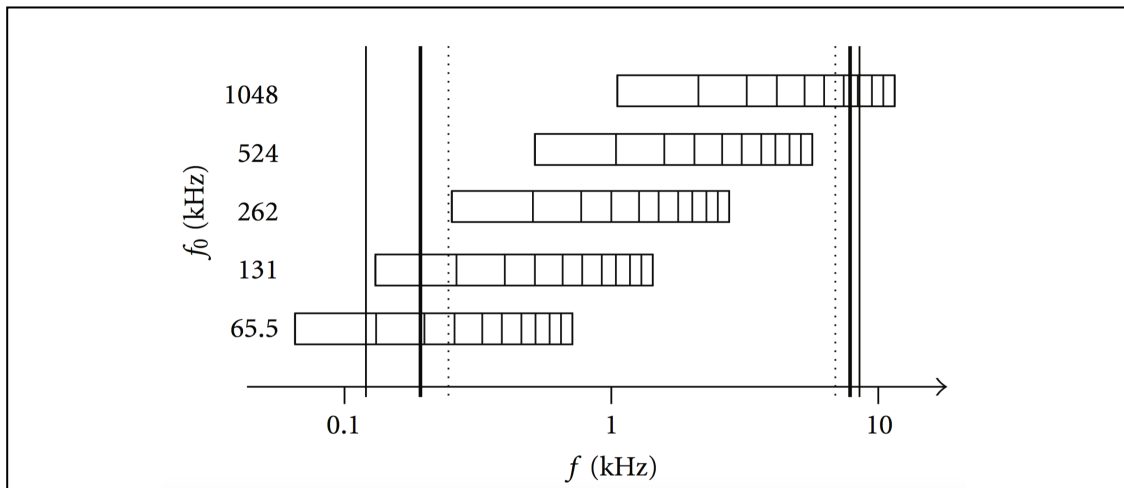


Abbildung 7: Darstellung des minimalen (dicke Linie) und maximalen (dünne Linie) Übertragungsbereiches der verwendeten CIs und des Baha Intenso® (gestrichelte Linie) bezogen auf die fünf verwendeten Grundfrequenzen und deren zugeordneten Obertonspektrum (Rahne et al., 2012)

Die Dauer der Stimuluslänge betrug 700 ms, in denen die Anstiegsphase und eine Abfallphase der Amplitude von je 75 ms integriert sind. Für die Verwendung in dem adaptiven 3AFC-Verfahren (alternative forced choice) wurden Paare aus Standard- und Probe-Tönen erzeugt von denen im Messprozess der Standard-Ton in identischer Form zweimalig und der Probe-Ton einmalig präsentiert wurden. Die Reihenfolge der drei Komplextöne wurde im Messprozess randomisiert. Bei den Standardtönen wurden die Amplituden der ungeraden harmonischen Obertöne im Standardstimulus auf Null und die geraden harmonischen Obertöne des Probestimulus auf 50 Prozent der Grundtonamplitude gesetzt, bei den Target-Tönen umgekehrt. So entstand eine kammförmige Anordnung der Amplituden im Obertonspektrum (siehe Abbildung 8).

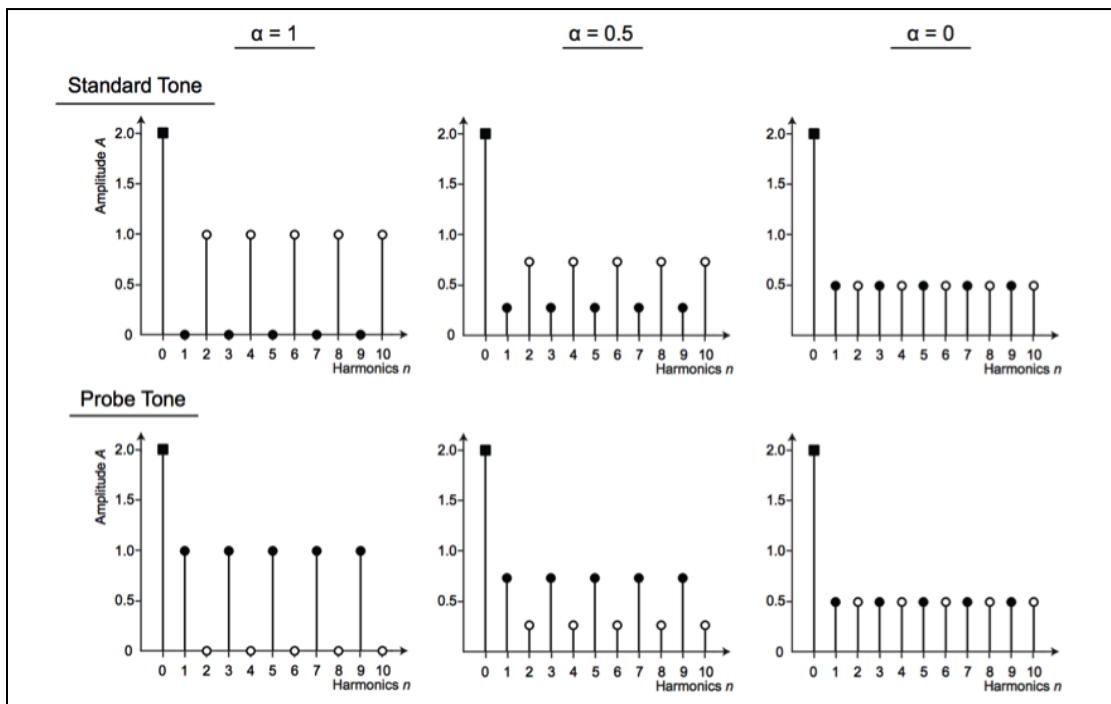


Abbildung 8: Die Abbildung zeigt die Amplituden der Standard Töne (obere Reihe) und der Target-Töne (untere Reihe). Die Grundfrequenzen ($n = 0$) bleiben konstant während die harmonischen Obertöne (geradzahlig weiße Kreise u. ungeradzahlig schwarze Kreise) ihr Amplitudenverhältnis zueinander in Abhängigkeit zum Cross-Fading-Parameter α verändern. Der maximale Amplitudenunterschied wird bei $\alpha = 1$ und der minimale Amplitudenunterschied bei $\alpha = 0$ (alle Obertöne haben die gleiche Amplitude) erreicht.

Das Amplitudenverhältnis zwischen den geradzahigen und ungeradzahigen harmonischen Obertönen wird durch den Parameter α charakterisiert und kann Werte zwischen 0 und 1 annehmen, wobei $\alpha=0$ gleichen Amplituden (A) aller Harmonischen entspricht und $\alpha=1$ den maximalen Unterschied zwischen Standard- und Target-Ton beschreibt. Die Anpassung der Amplituden des Obertonspektrums und damit die Änderung des Parameters α wird durch die nachfolgenden Formeln beschrieben.

Für den Standard-Ton ergibt sich daraus:

$$(3) \quad \alpha = (A_{2n} - A_{2n-1})$$

Dagegen ergibt sich für den Target-Ton:

$$(4) \quad \alpha = (A_{2n-1} - A_{2n})$$

mit

$$(5) \quad A_{2n} + A_{2n-1} = 1 \text{ und } n = 1 \dots 5$$

3.1.4 Stimuluspräsentation

Die nachfolgende schematische **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.** zeigt die in 4.1.1 beschriebene Messsituation mit der jeweils verwendeten Hardware.

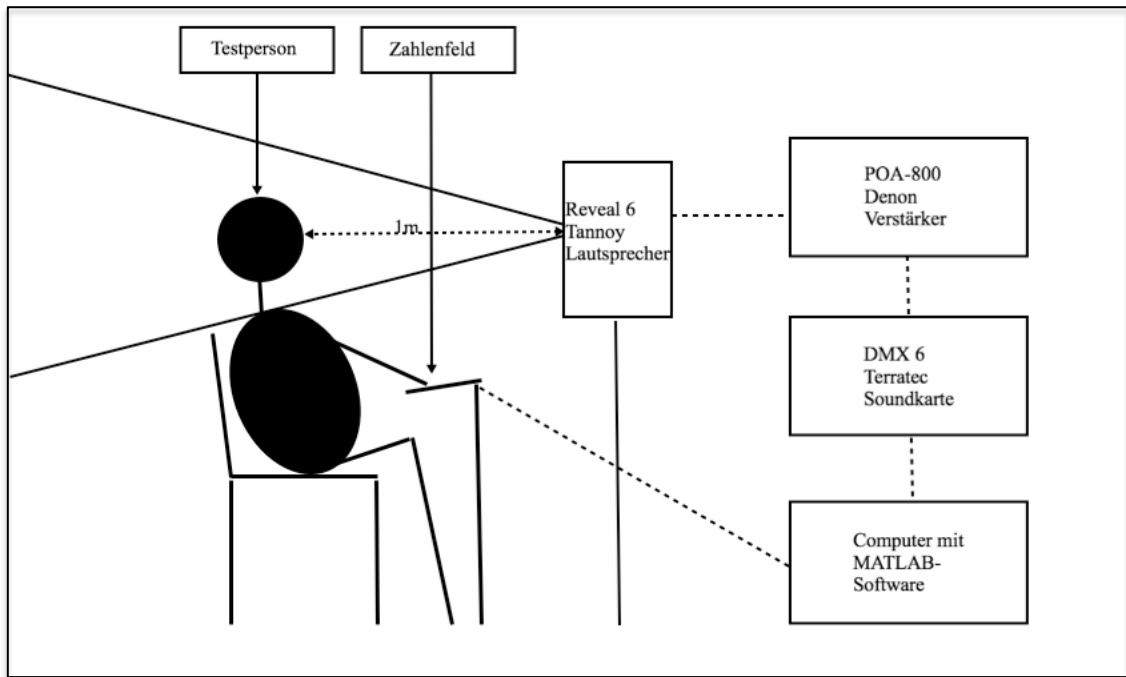


Abbildung 9: Schematische Darstellung des Messplatzes

Zur Eingabe ihrer Antwort hatten die Probanden ein Zahlenfeld vor sich. Die Aufgabe der Probanden bestand darin, sich auf die jeweils drei nacheinander dargebotenen komplexen Töne zu konzentrieren und den subjektiv als abweichend wahrgenommenen Ton durch das Drücken einer der drei Tasten zu detektieren. Zwischen den Tönen wurde eine Pause von 500 ms eingefügt. Die Töne wurden in ihrer Reihenfolge durch einen 3-AFC (alternative forced choice)-Algorithmus randomisiert festgelegt. Dabei drückt „forced choice“ aus, dass der Proband gezwungen wird sich für eines der drei Ton-Beispiele zu entscheiden. Im Unterschied zum 2-AFC-Algorithmus wird die Ratewahrscheinlichkeit (P) von 50 Prozent auf 33,3 Prozent reduziert. Die Ratewahrscheinlichkeit errechnet sich:

$$(6) \quad P_{\text{Raten}} = \frac{1}{n} = 33,3\%$$

Dabei drückt der Parameter n die Anzahl der Möglichkeiten aus zwischen denen sich der Proband entscheiden muss. Die Tendenz bei Unsicherheiten bei einer dichotomen Antwortmöglichkeit immer mit der gleichen Antwort zu reagieren wird dabei reduziert. Es bietet al..so eine gewisse Kriterienfreiheit (Hellbrück und Ellermeier, 2004). Das bedeutet für den Probanden, dass er/sie sich nach dem Anhören der Tonkompositionen auf einen der komplexen Töne festlegen und ihn durch die genaue Festlegung seiner Position (1. Ton, 2. Ton, 3. Ton) identifizieren musste. Eine zeitliche Festlegung bezüglich Reaktionsdauer wurde nicht vorgenommen.

Das angewendete „forced choice“-Verfahren erforderte auch eine Antwort, wenn sich der Proband nicht sicher war. Der Unterschied des abweichenden Stimulus zu den Standardstimuli wurde durch den Parameter α numerisch ausgedrückt (siehe Formel 3 bzw. 4 und 5). In einem „Two up, one down“-Verfahren wurde α adaptiv zu den gegebenen Antworten verändert. Nach zwei richtigen Antworten wurde der Wert des Parameters α reduziert. Um zu Beginn der Messungen einen möglichst zügigen Anstieg der Schwierigkeit zu erlangen und sich der gesuchten JND zu nähern wurde die Änderung des Parameter α , beschrieben durch s , zu Beginn der Messung mit 0,5 festgelegt.

$$(7) \quad \alpha_{trial} = \alpha_{trial-1} \cdot s$$

Nach einer falschen Antwort wurde der Unterschied zwischen den Amplituden der Obertonspektren auf der Grundlage folgender Formel wieder erhöht.

$$(8) \quad \alpha_{trial} = \alpha_{trial-1} \cdot s^{-1}$$

Zusätzlich wurde der Faktor s und somit der Wert des Parameters α nach Erreichen eines Minimums der JND bis auf maximal $s = 0,002$ reduziert. Der Wert der Schrittgröße (s) war abhängig von einem aus den JND-Werten vorheriger Minima (m) errechneten Index.

$$(9) \quad s(m) = 1 - \frac{s_0}{2^m}$$

Somit nähert sich diese adaptive Prozedur einem α -Wert an, um den sich die Obertonspektren unterscheiden müssen, damit der jeweilige Proband den abweichenden Ton mit einer Wahrscheinlichkeit von 70,7 Prozent richtig detektieren kann (Levitt, 1971). Zur Veranschaulichung dient die Abbildung 8 dieser Arbeit. Die Messung wurde beendet, wenn der Proband sechs Minima, also Messungen mit möglichst niedriger JND, erreicht hat. Aus den ermittelten Minima wurde ein Mittelwert für die JND des Messdurchlaufs errechnet. Zusätzlich erfolgte die Darstellung der Schwankungsbreite zwischen den gemessenen Extrema welche Rückschlüsse auf die Sicherheit des Erkennungsvorganges zulassen.

3.1.5 Validierungsmessung und Messung mit BAHA

Zur Überprüfung des Messverfahrens auf mögliche Lerneffekte und der Reproduzierbarkeit der ermittelten Ergebnisse wurden neun Probanden der NH-Gruppe im Abstand von 10 bis 13 Monaten zur ersten Messung unter Anwendung des gleichen Protokolls erneut unter einer Messung unterzogen. Weiterhin wurden an diesem Termin in der NH-Gruppe Messungen mit einem temporär angelegten BAHA-Systems (BAHA Intenso®, CochlearTM ,Sydney, Australia) durchgeführt. Dabei handelt es sich um ein Knochenleitungshörgerät

(siehe Abbildung 4), welches bereits in seiner Funktionsweise im Abschnitt 1.3.2 genau beschrieben wurde. Das Gerät wurde mit dem mitgelieferten elastischen Band (BAHA® Softband, Cochlear Sydney, Australia) über den Processus mastoideus (Warzenfortsatz) am Kopf der Probanden befestigt. Im Unterschied zu den vorhergehenden Messungen im Freifeld wurde zu dieser Messung die direkte Einspeisung des Audiosignals in das Hörgerät über den dafür vorgesehenen Anschluss gewählt. Dazu wurde der Programmschalter des BAHA auf „E“ für externe Quellen gestellt. Darüber hinaus wurden die Ohren der Probanden mit Hilfe von Oropax (Laser Lite®, Honeywell Safety Products, Smithfield, USA) verblockt, um eine möglichst isolierte Knochenleitung durch das Hörgerät zu gewährleisten. Die Lautstärke wurde für alle durchgeführten Messungen auf Stufe 2 am BAHA eingestellt, um eine Vergleichbarkeit der Messungen zu erreichen. Die Ausgabelautstärke für die Signale der Soundkarte blieb unverändert zur Freifeldmessung. Die verwendeten Grundfrequenzen (f_0) der Messungen entsprachen denen der Freifeldmessungen.

3.2 Statistische Auswertung

Die gesamte Statistische Auswertung wurde mittels der Statistik- und Analyse-Software SPSS-Statistics® (IBM, Armonk, New York) vorgenommen.

Es wurden einfaktorielle Varianzanalysen der JND-Werte für alle Grundfrequenzen f_0 zwischen NH-Gruppe und CI-Gruppe angefertigt. Als Post-hoc-Tests zur Bestimmung des Signifikanzniveaus wurden Bonferroni-korrigierte t-Tests vorgenommen, um die Ergebnisse zu konkretisieren.

Für beide Gruppen, die CI-Träger und die Normalhörenden, wurde eine „One-way-ANOVA“ (Analysis of variance) der wiederholt gemessenen JND mit dem Faktor der Grundfrequenz ($f_0 = 65,5 \text{ Hz}, 131 \text{ Hz}, 262 \text{ Hz}, 524 \text{ Hz}, 1048 \text{ Hz}$) durchgeführt. Die Sphärizität, die Gleichheit der Differenzen aller unabhängigen Variablen in allen Messstufen, der initialen Messung und der Verlaufsmessung der Probanden wurde angenommen und durch einen Mauchly-Test bestätigt. Bei Feststellung eines signifikanten Einflusses der jeweiligen Grundfrequenz auf die ermittelte JND beziehungsweise des Einflusses des Modus (CI, Baha, NH) auf die zuvor benannten Faktoren, wurde zur Überprüfung ein Post-Hoc Test durchgeführt und durch einen Bonferroni-Test mögliche Fehler 1.Art ausgeschlossen.

4 Ergebnisse

4.1 Audiometrie

Um das Einschlusskriterium Normakusis zu ermitteln wurde für alle Probanden der NH-Gruppe ein Tonschwellenaudiogramm für beide Ohren angefertigt. Dabei wurden die Hörschwellen für Luft- und Knochenschallleitung ermittelt. Abbildung 10 zeigt eine Übersicht der ermittelten Hörschwellen aller Probanden der NH-Gruppe. Zwei Teilnehmer, die einen altersbedingten Hochtonabfall hatten, wurden dennoch eingeschlossen. Proband 121 hatte beidseits eine leichtgradige (SPL > 20-40dB) Schwerhörigkeit im Bereich bis 4kHz und darüber hinaus eine mittelgradige Schwerhörigkeit (SPL > 40dB). Bei Proband 122 lag für das linke Ohr im Bereich 0,75 kHz-1,5 kHz eine leichtgradige, von 1,5 kHz-4 kHz eine mittelgradige und darüber hinaus eine hochgradige Schwerhörigkeit vor. Im rechten Ohr des Probanden zeigte sich eine leichtgradige Schwerhörigkeit im Bereich von 2 kHz-3 kHz, gefolgt von mittelgradiger Einschränkung von 3 kHz - 6 kHz. In darüber liegenden Frequenzbereichen lag eine hochgradige Schwerhörigkeit vor.

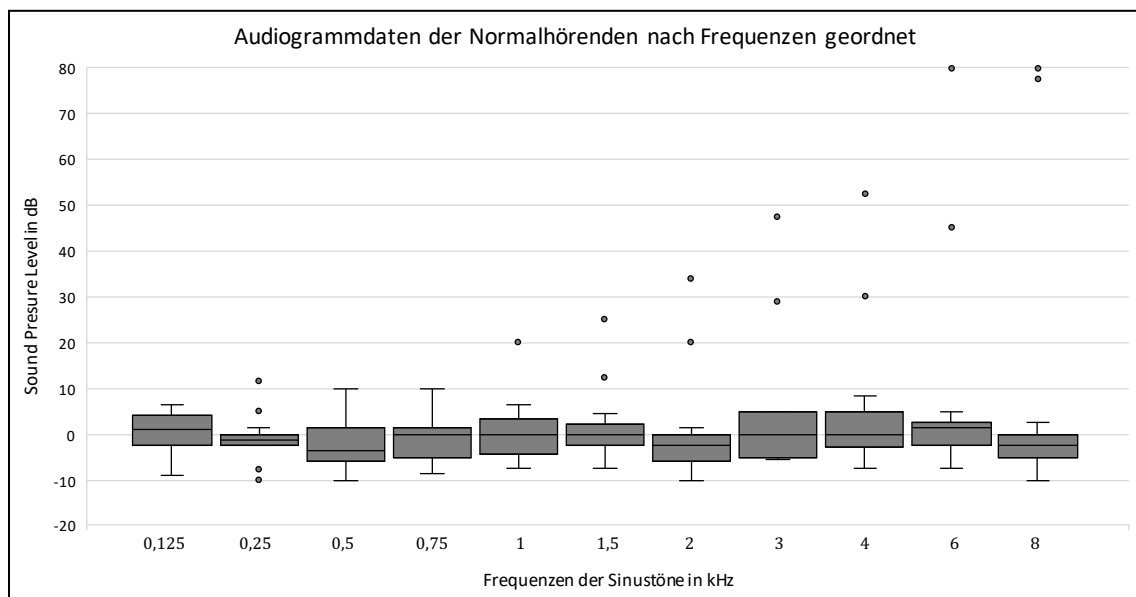


Abbildung 10: Audiometrieergebnisse der Normalhörenden bezogen auf die Sinusfrequenzen. Die Boxplots zeigen die Ergebnisse des zweiten und dritten Quartils der Gruppe sowie die Standardabweichung (Antennen) und Messungen außerhalb der Standardabweichung (Punkte).

4.2 Sprachverstehen im Störschall

Abbildung 11 zeigt die im Oldenburger Satztest erzielten Sprachverständlichkeitsschwellen im Störgeräusch (SVS). Dargestellt wird dass die Ergebnisse aller normalhörenden Teilnehmer im negativen SNR-Bereich (Signal-Noise-Ratio) liegen, während die CI-Träger teilweise diesen Test aufgrund von akustischen Verständnisproblemen nicht durchführen konnten (CI1, CI2, CI6 und CI9) bzw. bis auf eine Ausnahme (CI4) im positiven SNR-Bereich liegen. Abbildung 11 zeigt die Unterschiede des Hörvermögens zwischen Normalhörenden und CI-Trägern mit den aktuellen CIs in einem Setup, welches die Herausforderungen an das Gehör im Alltag gut abbildet. Die Abbildung zeigt auch, dass die Streuung der Sprachverständlichkeitsschwellen bei den CI-Trägern (SD: 3,83 dB SNR) deutlich größer ist als bei den Normalhörenden (SD: 0,92 dB SNR).

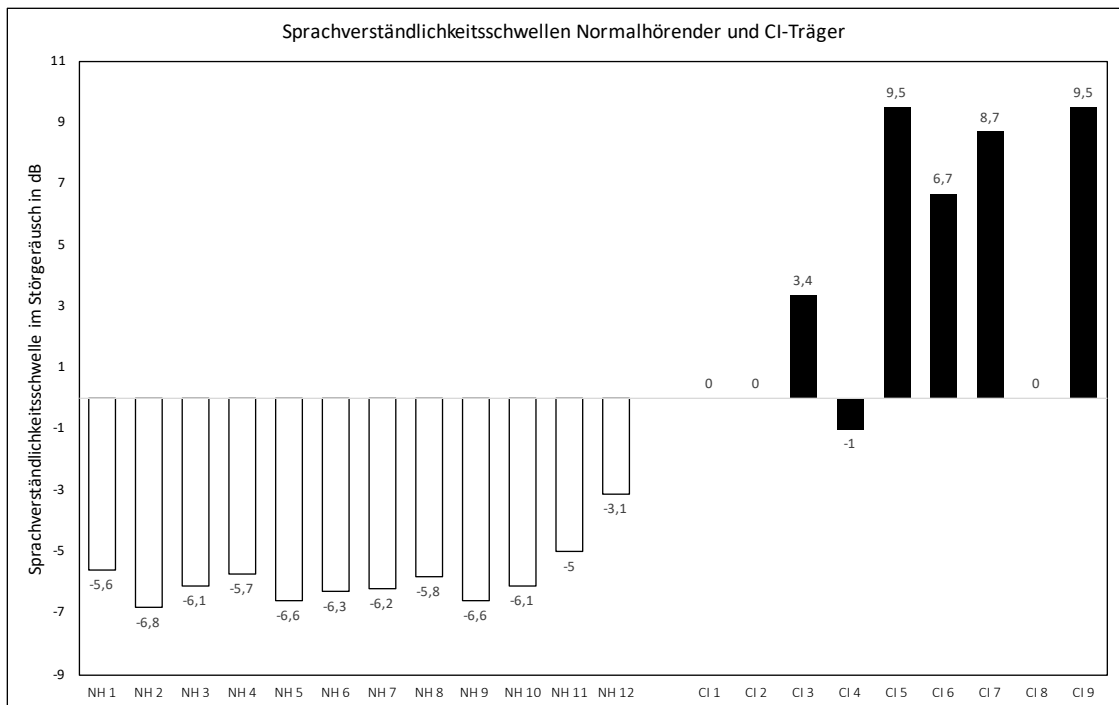


Abbildung 11: Sprachverständlichkeitsschwellen für die Normalhörenden (weiße Balken) und CI-Träger (schwarze Balken) mit dazugehörigen Absolutwerten für SVS 50 in 65dB Störschall

4.3 Unterscheidungsschwellen spektraler Unterschiede für NH- und CI-Gruppe

Bis auf einen CI-Träger (CI6), bei dem die Messung der Grundfrequenz $f_0=65,5$ Hz nicht durchgeführt werden konnte, haben alle Probanden beider Gruppen die Messdurchgänge erfolgreich abschließen können.

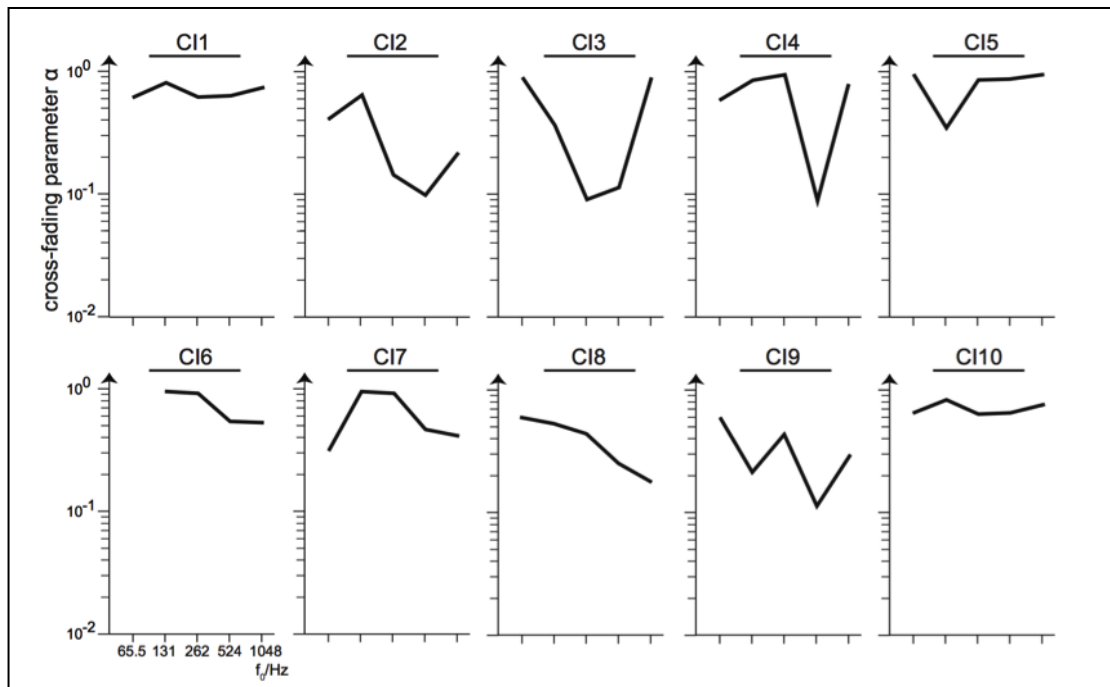


Abbildung 12: Individuelle JND spektraler Unterschiede (Parameter α) für alle CI-Träger in Abhängigkeit von der Grundfrequenz der Komplextöne

Die gemessenen JND Werte der CI-Gruppe in Abbildung 12 sind individuell und interindividuell starken Schwankungen unterworfen. Bis auf CI6 ($f_0=65,5$ Hz) konnten mit allen Probanden die Messungen bis zum definierten Endpunkt (6 Minima der JND-Messung) durchgeführt werden. Die absolut erreichten JNDs liegen in einem deutlich höheren Bereich als in der NH-Gruppe und weisen größere interindividuelle Schwankungen bei gleichen Grundfrequenzen auf.

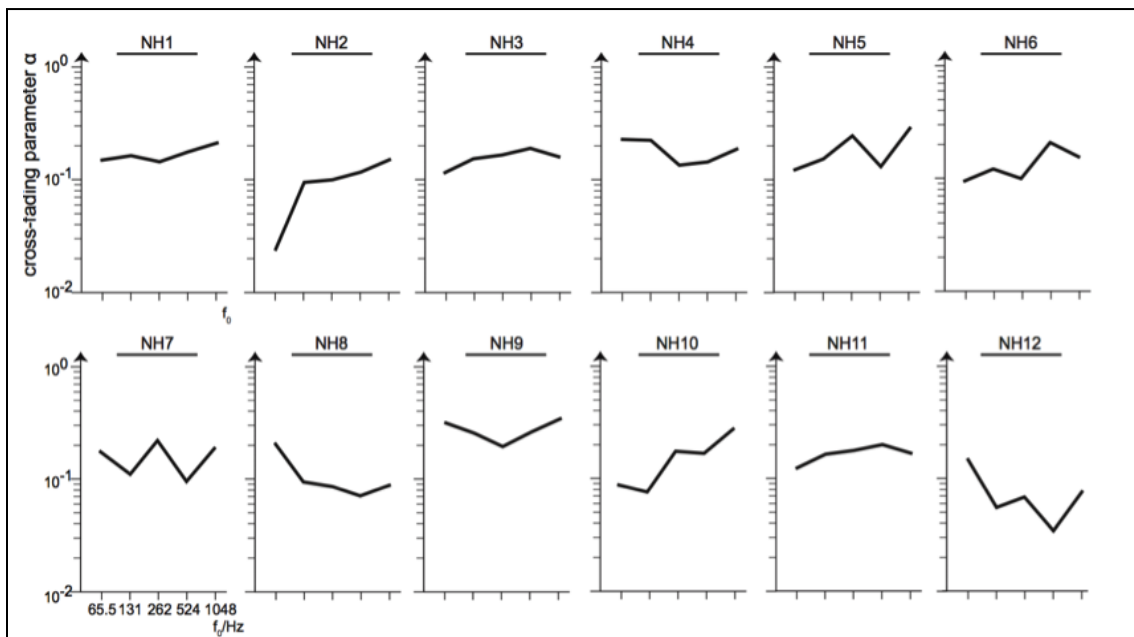


Abbildung 13: Individuelle JND für spektrale Unterschiede (Parameter α) für alle Normalhörenden in Abhängigkeit von der Grundfrequenz der Komplextöne

Wie in Abbildung 13 gezeigt wird, ist der Verlauf der ermittelten JND-Werte in der Gruppe der Normalhörenden vergleichsweise konstant zwischen den Teilnehmern. NH2 zeigt im unteren Frequenzbereich ($f_0=65,5\text{Hz}$) niedrige JND-Werte. NH12 zeigt im Gesamtvergleich die niedrigsten JND-Werte für $f_0=131\text{ Hz}$ und $f_0=524\text{ Hz}$.

Tabelle 3 fasst die ermittelten Durchschnittswerte für den Crossfading-Parameter α für alle Grundfrequenzen f_0 in beiden Probandengruppen und die errechneten Standardabweichungen zusammen.

Tabelle 3: Mittelwerte für den Crossfading-Parameter α

Frequenz f_0 in Hz	Mittelwert α NH-Gruppe	Standardabweichung NH- Gruppe in %	Mittelwert α CI-Gruppe	Standardabweichung CI- Gruppe in %
65,5	0,179	10,09	0,645	20,95
131	0,180	14,47	0,595	25,21
262	0,179	9,11	0,595	29,88
524	0,150	5,34	0,357	25,76
1048	0,204	6,86	0,540	26,30

Zusammenfassend zeigt Tabelle 3 für die Gruppe der Normalhörenden Mittelwerte von $\alpha = 0,178$ und für die Gruppe der CI-Träger Mittelwerte von $\alpha = 0,546$. Die Ergebnisse lassen erkennen, dass die im Durchschnitt erzielten Messwerte für den Parameter α zwischen

beiden Gruppen stark differieren. Weiterhin ist die Schwankungsbreite zwischen den Antworten einzelner Probanden einer Gruppe für alle f_0 in der CI-Gruppe im Vergleich zur NH-Gruppe erhöht.

Alle Teilnehmer wurden zu ihrer musikalischen Vorbildung befragt. Diese reichte von „nicht vorhanden“ bis „musikalische Schulausbildung“. Der Einfluss der erfragten musikalischen Vorbildung wurde vernachlässigt, da alle Teilnehmer keine oder nur über die in der Schule vermittelten Vorkenntnisse verfügten. Ein signifikanter Vorteil durch den Einfluss der Vorbildung war somit nicht zu erwarten.

In der Gruppe der Normalhörenden wurde der ermittelte Parameter α nach wiederholter Messung unter der Annahme $f_0=65,5$ Hz, 131 Hz, 262 Hz, 524 Hz und 1048 Hz, einer einfaktoriellen ANOVA unterzogen. Die Annahme der Sphärizität war nach Durchführung eines Mauchly-Tests nicht gegeben ($\chi = 22.64, p < 0.01$). Da eine Verletzung der Annahme der Sphärizität vorlag, wurde eine Huynh-Feldt-Korrektur der Freiheitsgrade vorgenommen.

Auch in der Gruppe der CI-Träger wurde eine einfaktorielle ANOVA des Parameter α nach wiederholten Messungen ($f_0=65,5$ Hz, 131 Hz, 262 Hz, 524 Hz und 1048 Hz) durchgeführt, nachdem die Normalverteilung und Homogenität der individuell ermittelten JNDs bestätigt wurde (Mauchly-Test; $p < 0.05$). In diesem Zusammenhang konnte ein signifikanter Haupteffekt unter der Bedingung ($F(4,36)=10.20, p < 0.05$) gezeigt werden. Der nach Bonferroni korrigierte post hoc-Test konkretisierte diesen Haupteffekt und konnte signifikant kleinere JND-Werte für $f_0=524$ Hz im Vergleich zu $f_0=65,5$ Hz, 131 Hz und 262 Hz zeigen ($p < 0.05$). Alle anderen Paarvergleiche waren nicht signifikant (alle $ps > 0.05$).

4.4 Qualitative Unterschiede verschiedener Hörmodi

Die Ergebnisse der bisherigen Messungen wurden erweitert, indem sich die Gruppe der Normalhörenden zusätzlich an Messungen mit einem BAHA-Softband-Knochenleitungshörgerät beteiligte. Die Messungen wurden für die gleichen Komplextöne durchgeführt, welche auch bei den CI-Trägern genutzt wurden.

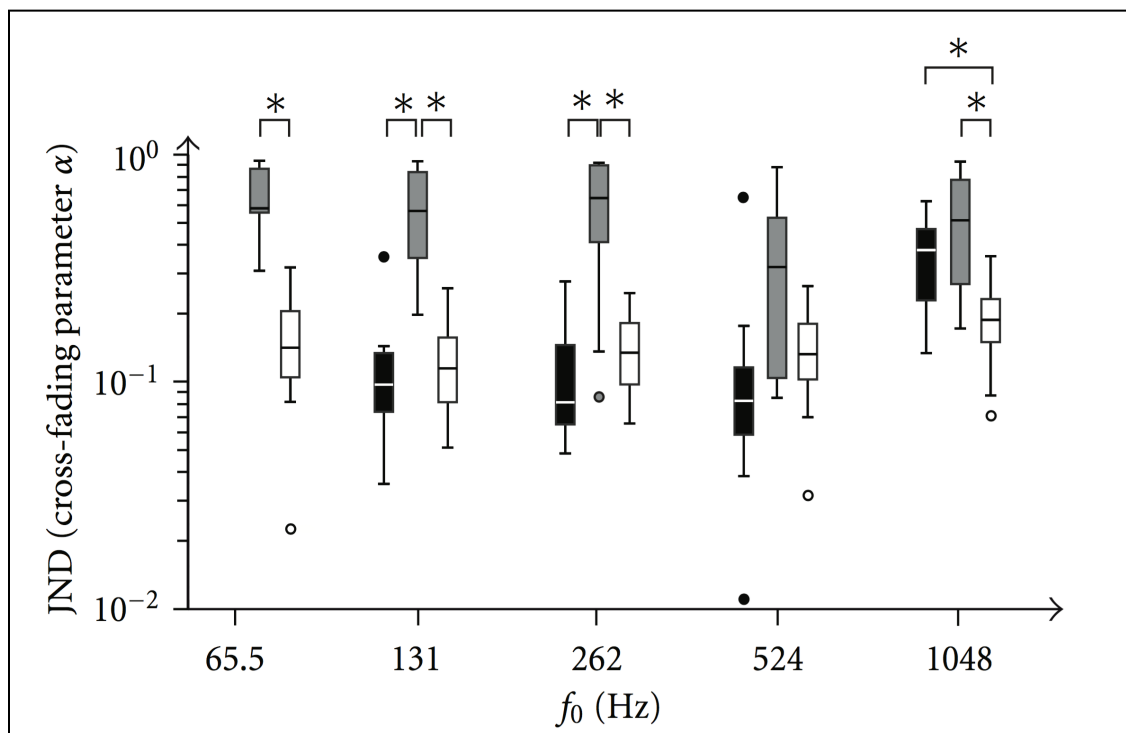


Abbildung 14: Individuelle, frequenzbezogene JND für CI-Träger (grau) und Normalhörende, mit (weiß) und ohne BAHA-Audioprozessor (schwarz) als Boxplots. Signifikante Unterschiede ($p < 0.05$) werden durch * dargestellt.

Abbildung 14 zeigt einen frequenzbezogenen Direktvergleich der gemessenen JNDs zwischen den drei unterschiedlichen Hörmodalitäten (NH, BAHA und CI). Der Cross-Fading Parameter α betrug zwischen 0,012 und 0,938. Damit und mit den Daten der Wiederholungsmessung bei Zweitkontakt der Probanden der NH-Gruppe sowie der Baha-Gruppe konnte ein Ceiling-Effekt, welcher die Anwendbarkeit des Messverfahrens einschränken würde, für alle teilnehmenden Messgruppen ausgeschlossen werden.

Die Verteilung der individuellen Gruppenmesswerte der JNDs bezogen auf die jeweiligen Grundfrequenzen (f_0) gegenüber der verwendeten Hörmodi werden in Abbildung 14 dargestellt. Der Abbildung liegt ein Datensatz eines Bonferroni post hoc-Tests zu Grunde. Die eckigen Klammern über den Boxplots zeigen signifikante Unterschiede an ($p < 0.05$). In der Abbildung fällt auf, dass die gemessenen JNDs der NH-Gruppe über alle Grundfrequenzen deutlich niedriger sind im Vergleich zu den Werten des Parameters α der

CI-Gruppe. Für die $f_0=1048$ Hz sind auch die Messwerte der BAHA-Gruppe signifikant größer im Vergleich zur NH-Gruppe.

Eine Abhängigkeit zwischen Frequenzspektrum und verwendetem Hör-Modus konnte festgestellt werden. So zeigte sich ein unterschiedlicher Einfluss der verwendeten Frequenzspektren in den jeweiligen Gruppen ($F(7, 135) = 2.87, P < 0.01$). Bessere JNDs der NH-Gruppe für die Grundfrequenzen ($f_0=65.5$ Hz, $f_0=131$ Hz, $f_0=262$ Hz und $f_0=1048$ Hz) gegenüber der CI-Gruppe konnten in post-hoc-Vergleichen gezeigt werden. Die Abbildung zeigt dass die BAHA-Gruppe für $f_0=131$ Hz und $f_0=262$ Hz signifikant bessere Werte für α erreichte als die CI-Gruppe.

Nach Abbildung 14, welche sich auf den oben genannten Bonferroni post hoc-Test ($p < 0.05$) bezieht, konnten keine signifikanten Unterschiede der JNDs zwischen der NH-Gruppe und der CI-Gruppe für $f_0=524$ Hz, zwischen NH-Gruppe und BAHA-Gruppe für $f_0=131$ Hz, $f_0=262$ Hz und $f_0=524$ Hz und zwischen BAHA-Gruppe und CI-Gruppe für $f_0=523$ Hz und $f_0=1048$ Hz gefunden werden.

In einer weiteren ANOVA wurden mögliche Unterschiede der verschiedenen Hörmodi (NH, CI, BAHA) untersucht. Die Ergebnisse der Analyse und der nach Bonferroni korrigierten t-Tests zeigten eine signifikante Abhängigkeit zwischen den verwendeten Hörmodi und der ermittelten JND-Werte ($F(2,135)=58.67, p < 0.001$). Der Post-hoc-Test verwies auf signifikant höhere JND-Werte in der CI-Gruppe im Vergleich mit der NH-Gruppe oder der BAHA-Gruppe.

Zudem fand sich eine signifikante Abhängigkeit der jeweils verwendeten Grundfrequenz (f_0) mit deren Obertonspektren und den gemessenen Werten für den Crossfading-Parameter α ($F(4, 135)=6.58, p < 0.001$). So sind nach dem Bonferroni-post-hoc-Test die JNDs für komplexe Töne basierend auf der Grundfrequenz $f_0=1048$ Hz signifikant höher als die JNDs basierend auf den Grundfrequenzen $f_0=524$ Hz, $f_0=262$ Hz und $f_0=131$ Hz. Außerdem erwiesen sich die JNDs basierend auf $f_0=65,5$ Hz deutlich höher als die der Grundfrequenz $f_0=524$ Hz ($P_s < 0.05$).

Die Wechselwirkung zwischen der Grundfrequenz und dem Hörmodus war ebenfalls signifikant ($F(7, 135)=1.87, p < 0.01$). Im Post hoc-Test zeigten sich niedriger JND-Werte bei $f_0=65,5$ Hz, $f_0=131$ Hz, $f_0=262$ Hz, $f_0=1048$ Hz bei den Normalhörenden ohne BAHA im Vergleich zu den CI-Trägern.

Weiterhin zeigte ein nach Bonferroni korrigierter Post hoc-Test signifikant niedrigere JND-Werte unter Verwendung des BAHA als bei den CI-Trägern, wenn Komplextöne mit den Grundfrequenzen von $f_0=131$ Hz und $f_0=262$ Hz verwendet wurden ($F(7,135)=2.87, p < 0.01$). Außerdem wurden signifikant niedrigere Werte der JND in der Gruppe der

Normalhörenden im Vergleich zur BAHA-Gruppe gemessen, wenn die Grundfrequenz $f_0=1048$ Hz betrug ($F(9)=-3,918$, $p<0.05$).

Kein signifikanter Unterschied konnte zwischen Normalhörenden und CI-Trägern für $f_0=524$ Hz, zwischen Normalhörenden und BAHA-Gruppe für $f_0=131$ Hz, $f_0=262$ Hz und $f_0=524$ Hz und zwischen BAHA-Gruppe und CI-Träger für $f_0=524$ Hz und $f_0=1048$ Hz gezeigt werden.

Unabhängige T-Tests zeigten, dass die individuellen JNDs für alle Grundfrequenzen in der Gruppe der Normalhörenden kleiner sind als in der Gruppe der CI-Träger (65,5 Hz: $t(19)=-6.11$, $p<0.001$; 131 Hz: $t(20)=-7.13$, $p<0.001$; 262 Hz: $t(20)=-4.61$, $p<0.001$; 524 Hz: $t(14.59)=-2.21$, $p<0.05$; 1048 Hz: $t(16.43)=-4.13$, $p<0.01$). Beim Nachweis einer Varianzheterogenität im Levene's-Test wurde die Anzahl der Freiheitsgrade reduziert.

4.5 Vergleich zwischen Normalhörenden und Baha

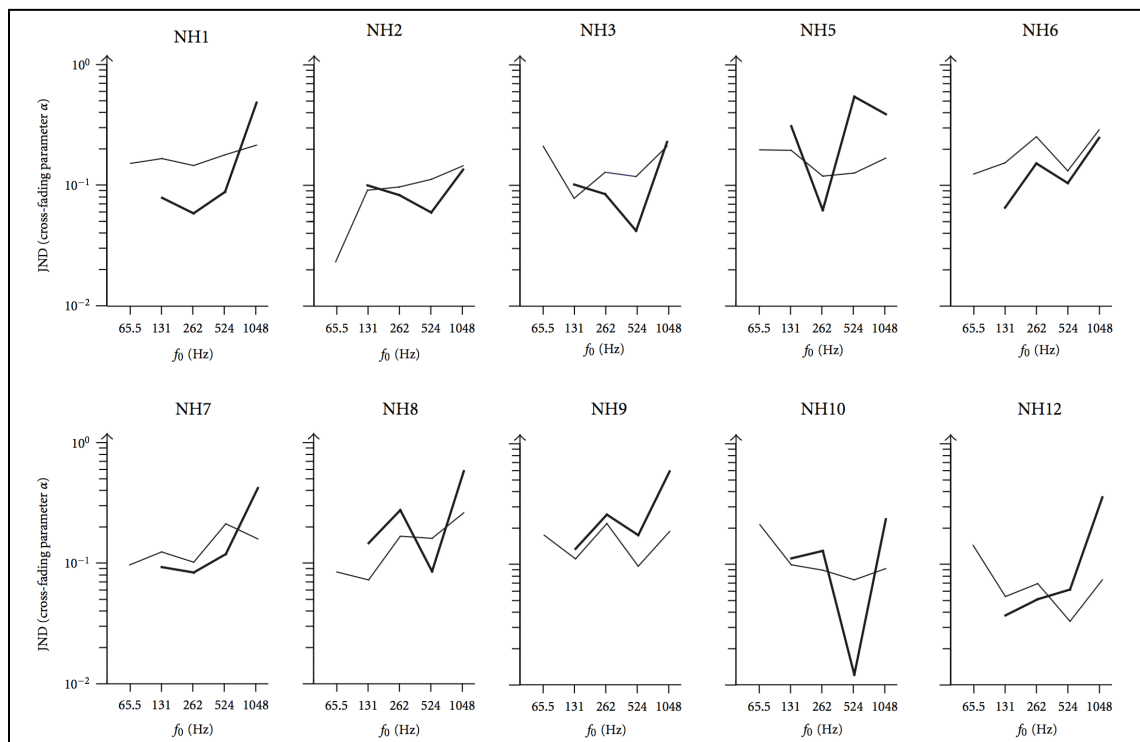


Abbildung 15: Individuelle JND für spektrale Unterschiede (α -Werte) in Abhängigkeit von der Grundfrequenz der Komplextöne. Dargestellt sind die JND beim Hören mit BAHA (dicke Linie) und ohne BAHA (dünne Linie).

Abbildung 15 zeigt die individuellen JNDs für die jeweiligen Grundfrequenzen für die Normalhörenden, mit und ohne Verwendung eines BAHA-Audioprozessors. Bei Verwendung eines BAHA-Audioprozessors war eine Bestimmung der JND bei $f_0=65,5$ Hz nicht möglich, weil in diesen Frequenzbereich nur eine teilweise Übertragung der Obertöne durch das Hörgerät gegeben ist (siehe Abbildung 7). Aus dem Grund konnten die Probanden in diesem Frequenzbereich keine Unterschiede im Obertonspektrum feststellen.

Weiterhin wird aus Abbildung 15 deutlich, dass sich die JNDs unter BAHA-Softband bei $f_0=1048$ Hz im Vergleich zu den Messungen unter $f_0=131$ Hz-524 Hz signifikant verschlechtern ($t(16.43)=-4,13, p<0.01$).

5 Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurde gezeigt, dass die Erkennung spektraler Unterschiede von komplexen Tönen mit Hilfe eines psychoakustischen Tests für Normalhörende und CI-Träger objektivierbar ist. Weiterhin ist ein signifikanter Unterschied der Unterscheidungsgrenzen feststellbar, welche als JND sowohl von CI-Trägern als auch von normalhörenden Probanden ermittelt wurde.

Abbildung 14 zeigt ein signifikant verschiedenes Niveau der ermittelten JNDs zwischen Normalhörenden und CI-Gruppe sowie zwischen BAHA-Gruppe und CI-Gruppe. Dabei ist erkennbar, dass die Messergebnisse der CI-Gruppe (graue Boxplots) höhere Werte für α erreichten als die BAHA-Gruppe oder die Gruppe der Normalhörenden. Daraus kann man schließen, dass die Fähigkeit spektrale Unterschiede zu erkennen für die CI-Träger eingeschränkt ist.

Einige Probanden der CI-Gruppe (CI2, CI3, CI4 und CI9) erreichten bei $f_0=524\text{Hz}$ JNDs, welche sich mit den qualitativ niedrigsten Ergebnissen der Gruppe der Normalhörenden für diese Grundfrequenz vergleichen lassen. Dementsprechend scheint es prinzipiell für CI-Träger möglich zu sein eine mit den Normalhörenden vergleichbare Auflösung und Wahrnehmung der Obertonspektren erreichen zu können. Auch bezogen auf alle verglichenen Hörmodi wurden für $f_0=524\text{Hz}$ die besten Ergebnisse erzielt.

Abbildung 7 zeigt, dass die Obertonspektren nur für $f_0=262\text{ Hz}$ und $f_0=524\text{ Hz}$ durch alle CI-Systeme vollständig übertragen werden. Somit ist für diese Frequenzbereiche auch der höchste Informationsgehalt für den Rezipienten vorhanden. Dies ist möglicherweise ein Grund für die speziell in diesem Bereich bessere spektrale Analyse der CI-Träger. Besonders die Grundfrequenz $f_0=524\text{Hz}$ und das beigeordnete Obertonspektrum decken umfassend den für die Sprachwahrnehmung relevanten Frequenzbereich ab.

Für die Komplextöne bezogen auf $f_0=65,5\text{Hz}$, $f_0=131\text{Hz}$ und $f_0=1048\text{Hz}$ ist das nicht der Fall. Abbildung 7 zeigt, dass für $f_0=65,5\text{Hz}$ und $f_0=131\text{Hz}$ jeweils die Grundfrequenz nicht sicher durch das Implantat übertragen werden kann. Für die Grundfrequenz $f_0=1048\text{Hz}$ fällt ein Teil der Obertöne (von f_7 bis f_{10}) aus dem Übertragungsbereich der Implantate. Diese Beobachtung spricht dafür, dass der spektrale Gehalt und die Genauigkeit der Unterschiedswahrnehmung in einem kausalen Zusammenhang stehen. Je mehr Information dem Rezipienten und seinem Implantat angeboten werden, desto schärfer können Unterschiede wahrgenommen werden. Hier könnte die Anwendung einer Phantomelektrode durch bipolare Stimulation der apikal gelegenen ersten beiden Kanäle

des Implantates helfen um den Wahrnehmungsbereich für tiefe Frequenzen zu erweitern (Munjal et al., 2015).

Eine mögliche Ursache für die höheren JNDs bei $f_0=262$ Hz in der CI-Gruppe (siehe Tabelle 3), obwohl die Grundfrequenz und das gesamte Obertonspektrum im Übertragungsbereich der Implantate lag, könnten die anatomischen Gegebenheiten ursächlich sein. Wie bereits unter 1.1 erwähnt, findet die Transduktion der tiefen Frequenzanteile im apikalen Teil der Cochlea statt. In diesem Bereich ist die Scala tympani und auch die Scala vestibuli sehr eng. Dadurch kann die Erreichbarkeit der weiter apikal gelegenen Bereiche eingeschränkt sein und die Übertragung der tiefen Frequenzanteile verhindern (Tonotopie). Um in diesem Bereich eine optimale Übertragung gewährleisten zu können muss die Positionierung des verwendeten Implantates genau an der richtigen Stelle der Cochlea erfolgen. Durch anatomische Unterschiede in der Länge des Ductus cochlearis kann es möglich sein, dass die Sonde zu kurz ist um die Übertragung der Grundfrequenz und der niedrigfrequenten Obertöne sicherzustellen. Damit ist auch hier die spektrale Dichte des Höreindrucks geringer und somit Unterschiede weniger scharf erkennbar. In einer aktuellen Arbeit wurde der Zusammenhang des postoperativen Hörumfang mit der präoperativen Längenbestimmung des Ductus cochlearis und Anpassung der verwendeten Elektrode hergestellt (Timm et al., 2018). Aus der Arbeit ging hervor, dass die optimale Ausnutzung des Stimulationsgebietes im Innenohr durch das Implantat mit einer signifikant besseren Hörleistung korreliert.

Weitere Einflussfaktoren könnten die unterschiedlichen Zeiträume der Implantatnutzung nach Implantation sein. Ein CI-Träger mit kurzer Tragezeit nach Implantation hätte demnach auch weniger Zeit um sich an das Gerät zu gewöhnen. Zudem hat die Intensität der Nutzung des Implantates einen nicht zu unterschätzenden Einfluss auf die Qualität des Hörens von CI-Trägern (Kant und Adhyaru, 2009). Dahingegen ist die Bedeutung eines postoperativen Audio-Verbalen-Trainings als nicht signifikant anzusehen (Baungaard et al., 2019) weshalb der Einfluss dieses Trainings und der individuell verwendeten Signalverarbeitung auf die Ergebnisse der Messungen in dieser Arbeit nicht betrachtet wurden.

Ein Ceiling-Effekt, welcher dazu führen würde, dass extreme Messwerte durch den Test nicht abgebildet werden können, wurde nicht gesehen.

Weiterhin zeigen die wiederholten Messungen in der NH-Gruppe, dass kein signifikanter Lerneffekt nachweisbar ist und somit eine Re-Evaluation von Ergebnissen möglich ist, ohne eine Verzerrung der Ergebnisse erwarten bzw. mit einkalkulieren zu müssen.

Eine weitere Kernaussage aus Abbildung 14 ist die prinzipiell vergleichbare Verteilung der JNDs zwischen NH-Gruppe und BAHA-Gruppe.

Bei $f_0=65,5\text{Hz}$ war eine Messung der JND unter Verwendung des BAHA nicht möglich. Die Übertragung von derart niedrigen Frequenzen konnte von den Probanden nicht wahrgenommen werden. Wie aus Abbildung 7 hervorgeht befindet sich in diesem Fall f_0 und f_1 unterhalb der Wiedergabegrenze des Baha® Intenso. Ähnlich verhält es mit f_6-f_{10} des Obertonspektrums für $f_0=1048\text{Hz}$ unter der Verwendung des BAHA. Ableitend von dieser Beobachtung scheint die Wahrnehmung von f_0 und f_1 besonders essentiell für die Unterscheidung von Änderungen des Obertonspektrums zu sein.

Für die Grundfrequenzen $f_0=131\text{Hz}$ – $f_0=524\text{Hz}$ wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen BAHA-Gruppe und NH-Gruppe festgestellt. Auch hier erhärtet sich die These, dass eine höhere spektrale Dichte mit einer feineren Auflösung des Obertonspektrums einhergeht, denn für diese f_0 liegen die verwendeten Obertöne alle im Übertragungsbereich des Baha® Intenso (Abbildung 7). Außerdem finden sich alle oben benannten f_0 im Übertragungsbereich des Baha® Intenso.

Im Vergleich der monoauralen Stimulation in der BAHA-Gruppe mit der biauralen Stimulation im Freifeld in der NH-Gruppe wurden ebenso keine signifikanten Unterschiede der gemessenen Unterscheidungsgrenzen festgestellt.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass vor allem für spezifische Frequenzbereiche ($f_0=524\text{Hz}$) den CI-Trägern und der BAHA-Gruppe das Erreichen von gleichwertigen JNDs im Vergleich zur NH-Gruppe möglich sind. Im Kontext zu den Ergebnissen vorangegangener Arbeiten, in denen die spektrale Auflösung als wichtiges Instrument der Musikwahrnehmung beschrieben wurde (Cooper und Roberts, 2007; Pressnitzer et al., 2005) stellt die Beobachtung des Verlaufs nur eines Parameters in verschiedenen Frequenzbereichen, eine wichtige Entwicklung zur Weiterentwicklung in diesem Bereich dar. Weiterhin wird deutlich, dass die Begrenzung der spektralen Auflösung unter Verwendung der benannten Hörgeräte in einem zu geringen funktionellen Frequenzbereich begründet sind.

5.1 Einfluss gruppenspezifischer Merkmale

5.1.1 Lebensalter und verdeckter Hörverlust

Es ist bekannt, dass im Verlauf des Lebens die Breite des hörbaren Frequenzspektrums, vor allem im Bereich der hohen Frequenzen, abnimmt (Mazurek et al., 2008). So zeigte sich in den vorab jeder Messung angefertigten Tonschwellen-Audiogrammen der NH-Gruppe eine moderate Presbyakusis im Frequenzbereich $> 3\text{kHz}$ der älteren Probanden NH11 (70 Jahre) und NH12 (79 Jahre). Diese spiegelte sich in den Ergebnissen der gesamten NH-

Gruppe allerdings nicht signifikant wieder. Es wäre zu erwarten gewesen, dass gerade für das Obertonspektrum der Grundfrequenz $f_0=1048\text{Hz}$ deutliche Einschränkungen der Unterschiedswahrnehmung auftreten, da auch für diese Grundfrequenz samt Obertonspektrum die gleiche Lautstärke im Freifeld genutzt wurde. Aus Abbildung 13 wird aber deutlich, dass NH12 für $f_0=1048\text{ Hz}$ bessere Ergebnisse für den Crossfading-Parameter α als zum Beispiel NH1-NH7 sowie NH9 und NH10 erreicht hat. In der CI-Gruppe waren die Schwankungen des Probandenalters geringer ausgeprägt. CI5 (72 Jahre) erzielte aufgrund seines Alters keine wesentlich schlechteren oder besseren Ergebnisse als die anderen Teilnehmer der CI-Gruppe. Im Messbereich für $f_0=1048\text{ Hz}$ sind die JNDs von CI5 eher mäßig. Vergleicht man diese aber mit den Ergebnissen von CI1 (39 Jahre) und CI10 (55 Jahre) findet man keinen signifikanten Unterschied trotz des unterschiedlichen Alters. Wahrscheinlich ist, dass der Hauptfaktor der Presbyakusis, die eingeschränkte Transduktion durch die inneren Haarzellen, auf die Funktionalität der Cochlea Implantate keinen Einfluss hat.

Trotzdem könnte die eingeschränkte Fähigkeit der Diskriminierung von Timbre-Unterschieden in der CI-Gruppe durch eine retrocochleär gelegene Schädigung der synaptischen Übertragung und Prozessierung von Signalen bedingt sein (Hesse und Kastellis, 2019). Ein direkter Nachweis für diese Vermutung ist indes im Rückblick nicht möglich.

5.1.2 Restgehör

Alle Teilnehmer der CI-Gruppe waren einseitig mit einem Implantat versorgt. Proband CI10 war zusätzlich auf dem kontralateralen Ohr mit einem HdO-Hörgerät versorgt, welches aber zur Durchführung der Messung ausgeschaltet war. Nach den zur Messung vorliegenden Unterlagen verfügte keiner der Probanden der CI-Gruppe über ein ipsilaterales Resthörvermögen. Auf eine Re-Evaluation des Restgehöres wurde im direkten Vorfeld der Messung verzichtet. Das nicht implantierte Ohr wurde vertäubt.

Bis auf die Probanden CI1, CI2 und CI4 erlitten alle Teilnehmer der CI-Gruppe ihre Höreinschränkung postlingual (siehe Tabelle 2). Der Grad präoperativ bestehenden Hörminderung in der CI-Gruppe, erlaubte eine leitliniengerechte Implantation (AWMF, 2012). Der Einfluss möglicher funktionierender Haarzellen auf die Tonhöhenwahrnehmung (Cheng et al., 2018; Leibacher et al., 2014) wurde durch eine postoperativ durchgeführte Tonschwellenaudiometrie mit $\text{SPL} > 65\text{dB}$ (verwendeter Schallpegeldruck in JND Messung) zur Evaluation des Resthörvermögens ausgeschlossen.

Es ist jedoch nicht auszuschließen, dass die teilweise qualitativ mit der NH-Gruppe vergleichbaren Messergebnisse einzelner CI-Probanden (CI3, CI4 und CI9 für $f_0=524\text{Hz}$)

durch intakte innere Haarzellen mit der Fähigkeit zur Transduktion positiv beeinflusst wurden.

5.1.3 Zeitraum seit der Implantation

Die Versorgung mit einem Cochlear Implantat erfordert postoperativ eine enge Anbindung an eine audiologische Versorgungseinrichtung zur Optimierung der Einstellungen des Gerätes und zur individuellen Unterstützung der Patienten. Diese und der tägliche Gebrauch der Prothese sind die Voraussetzung für eine Verbesserung des Sprachverständnisses und somit der Lebensqualität (Firzst et al., 2018). Zum Zeitpunkt der Messung waren die in der CI-Gruppe teilnehmenden Probanden teilweise weniger als ein Jahr (CI1 und CI8) bis hin zu 10 Jahren (CI9) implantiert. Anhand der großen Unterschiede der Nutzungsdauer und der Messergebnisse könnte man postulieren, dass die Tragedauer einen Einfluss auf die Qualität der Messresultate hat, da CI9 bessere JND-Werte erreichte als CI1 und CI8. Betrachtet man hingegen alle Messergebnisse der CI-Gruppe (Abbildung 12) und die jeweiligen Zeiträume seit der Implantation (siehe Tabelle 2) erhärtet sich diese These nicht.

In einer Bezugsarbeit wurden bereits Korrelationen zwischen dem Zeitraum der initialen Hörminderung bis zur operativen Versorgung und der postoperativen Performance der Adaptation an das Implantat nachgewiesen (Schindela, 2006). Hier wurde auch festgestellt, dass die Optimierung des Hörvermögens nach Implantation sich im Verlauf bis ca. 36 Monate nach Operation signifikant verbessert hat und dann eher stagniert. Glaubt man dieser Untersuchung ist wenigstens eine Steigerung der Performance und Verbesserung der Diskriminationsschwellen zumindest für die Patienten, welche in einem Zeitraum < 36 Monate vor der Messung implantiert wurden, durchaus vorstellbar.

Ein weiterer Faktor ist die tägliche Intensität der Nutzung des Implantats (Holder et al., 2020). Leider sind genaue Daten über die tägliche Dauer bzw. Intensität der Implantatnutzung durch die Probanden der CI-Gruppe nicht bekannt und somit kann eine mögliche Korrelation zwischen den erreichten Messergebnissen und der Intensität der Implantatnutzung nicht gezeigt werden.

Andere Studien stellten einen Zusammenhang zwischen spezifischen Faktoren der Patienten, wie den Zeitpunkt der Ertaubung, den schon benannten Zeitraum zwischen Ertaubung und Implantation, der subjektiven Zufriedenheit, sowie den psychosozialen Faktoren und dem Erlernen, bei prälingual ertaubten und dem Wieder-Erlernen, bei postlingual ertaubten Personen her (Rodeck et al., 2004) und lassen eine Besserung der Messungen durch eine längere Implantationsdauer eher unwahrscheinlich erscheinen. Die in diesen Studien betrachteten Parameter lagen über die hier untersuchten Probanden

nicht vor und waren insofern für diese Arbeit nur von untergeordnetem Interesse. Trotz allem können individuelle subjektive Einflüsse die Anpassung eines jeden Probanden der CI-Gruppe geprägt und beeinflusst haben. Einen Nachweis kann die vorliegende Arbeit leider nicht erbringen.

5.2 Versuchsdesign

Der Aufbau des Messplatzes und der individuelle Messablauf erwiesen sich als geeignet um die aufgestellten Thesen zur „Diskriminierung von Unterschieden im Obertonspektrum komplexer Töne“ von CI-Patienten im direkten Vergleich zu Normalhörenden zu untersuchen. Besonders in der NH-Gruppe konnten die interindividuellen Unterschiede sehr fein voneinander abgegrenzt werden, während in der CI-Gruppe eine detaillierte Aussage über die Ergebnisse der gesamten Gruppe durch die weite Streuung der Messergebnisse schwierig war. Das bestätigen auch die Ergebnisse von Folgearbeiten (Turgeon et al., 2015). Trotzdem kann man durch den gewählten Versuchsaufbau gerade individuelle Besonderheiten oder auch Defizite der CI-Träger aufdecken und gegebenenfalls beheben. Auch als Instrument zur Dokumentation der Anpassung des jeweiligen CI-Trägers an dessen Implantat ist das Messverfahren geeignet.

In der bereits vorliegenden Anschlussarbeit (Wagner, 2016) zur Objektivierung der psychoakustisch erhobenen Messergebnisse durch die Ableitung der MMN (Mismatch Negativity) konkretisierte die Kollegin wohlbedacht die Einschlusskriterien für die CI-Teilnehmer. Es wurde eine Mindesttragedauer ebenso wie das Erreichen von mindestens 30 Prozent im Freiburger-Satztest definiert und das Restgehör wurde evaluiert und dessen Einfluss durch Vertäubung des nicht implantierten Ohres reduziert. Die Frage nach der Implantationsart und deren Einfluss auf die Messungen (Wanna et al., 2014) und des Gerätetyps könnte zusätzlich gestellt werden. Andere wissenschaftliche Arbeiten belegen bereits, dass die Verwendung von Kodierungsstrategien, die eher auf der Feinstruktur der Audiosignale basieren (z.B. MAESTRO von Med-El), eine hochfrequente Stimulationsrate und der jeweilige Stimulationsort (basal, medial oder apikal) einen positiven Einfluss auf die Tonhöhen-, Melodie- und Spracherkennung haben (Simonyan, 2012). Im Unterschied zu anderen Sprachverarbeitungsstrategien (z.B. CIS, ACE u.v.m.), welche sich hauptsächlich auf die Hüllkurve des Klangereignisses beziehen und spektrale Aufgliederung des Gehörten vernachlässigen, wird gerade die Verarbeitung dieser durch FSP in den Vordergrund gestellt. Die Arbeit von Simonyan zeigte, dass besonders die Verwendung von FSP und hohe Pulsraten im apikalen Bereich des Innenohres zu einer deutlichen Verbesserung der Tonhöhenwahrnehmung und Differenzierung sowie einer besseren Sprach- und Melodieerkennung führen.

5.3 Technische Einflüsse auf Messergebnisse

Im Bereich der Cochlea Implantate gibt es derzeit vier marktführende Anbieter von denen in der durchgeführten Untersuchung nur Implantate der Hersteller Cochlear und Med-El verwendet wurden, welche wiederum verschiedene Kodierungsstrategien zur optimalen elektronischen Abbildung der aufgenommenen Schallwellen für den Hörnerv (N. cochlearis) und die weiterverarbeitenden Zentren im Gehirn verwenden.

Betrachtet man die verwendeten Implantate der drei Probanden der CI-Gruppe, welche für $f_0=524\text{Hz}$ mit der NH-Gruppe vergleichbare JNDs erreichten, finden sich ähnliche Implantate (2 x CI24RE und 1 x CI24R) mit verschiedenen Prozessoren (2 x Freedom SP und 1 x ESPrit 3G) und ACE als Kodierstrategie. Weiterhin verfügen die drei Probanden über einen identischen Frequenzumfang welcher durch das verwendete Implantat wiedergegeben wird. Vergleicht man die Eckdaten der Implantate aller Probanden der CI-Gruppe (Tabelle 2) wird klar, dass die technischen Gegebenheiten aller Probanden sehr ähnlich sind. Signifikante Unterschiede der Messergebnisse zwischen den Teilnehmern der CI-Gruppe sind daher nur sehr unwahrscheinlich durch die verwendeten Implantate bedingt.

In der Untersuchung nutzten CI5 und CI7 jeweils Implantate des Herstellers Med-El. Diese verfügen über einen anderen Sprachprozessor (OPUS2), eine andere Kodierstrategie (FSP) und 12 Stimulationskanäle, als die Implantate der anderen Teilnehmer. Diese nutzten Implantate der Firma Cochlear mit einer einheitlichen Kodierstrategie (ACE) und verfügten über 22 Stimulationskanäle. Allerdings wurde die hohe Anzahl von Elektroden aus Gründen der Klangoptimierung bei CI4, CI6 und CI9 nicht komplett ausgenutzt. Die absolute Anzahl der physikalischen Stimulationselektroden ist jedoch für die erreichbare Frequenzauflösung nicht entscheidend, da virtuelle Kanäle durch Aufteilung der Stimulation benachbarter Kanäle entstehen können (Landsberger und Srinivasan, 2009).

Weiterhin waren die Schwellenwerte des C-SPL (Comfort Sound Pressure Level) und des T-SPL (Threshold Sound Pressure Level) der Probanden CI2 und CI6 im Vergleich zu den anderen Teilnehmern etwas erhöht, was insgesamt eine Einschränkung des Dynamikumfangs der Lautstärkewahrnehmung bewirken kann. Die Messdaten von CI6 könnten diesen Zusammenhang widerspiegeln, da die Messung für $f_0=65,5\text{Hz}$ nicht durchgeführt werden konnte und die JNDs für die anderen Grundfrequenzen deutlich über den Mittelwerten der CI-Gruppe lagen (siehe Tabelle 3). Dagegen zeigen sich die Ergebnisse von CI2 eher unbeeinflusst von dieser These und zeigen deutlich kleiner Werte für α bei allen verwendeten Grundfrequenzen.

5.4 Objektivierung der Messdaten

Aus den in der Arbeit ermittelten Messergebnissen wurde die Anwendbarkeit des Messverfahrens für kognitiv voll entwickelte Personen nachgewiesen. Diese Klientel bildet aber nicht die vollständige Gruppe der Menschen mit Höreinschränkungen ab. Wie unter Kapitel 1.1.2 beschrieben, ist eine frühzeitige Detektion von Höreinschränkungen wichtig für die Entwicklung von Kindern. Im Säuglingsalter ist ein Messverfahren, wie es in dieser Arbeit zur Anwendung kam aufgrund der Notwendigkeit einer Äußerung subjektiv empfundener Reize nicht zielführend. Das im Moment zur Evaluation des Hörvermögens standardmäßig zur Anwendung kommende objektive Messverfahren ist die BERA (Brainstem evoked response audiometry). Die Hirnstammaudiometrie kann die Hörschwelle anhand von an der Kopfhaut abgeleiteten Potentialschwankungen, welche durch synchron exzitatorisch bzw. inhibitorisch arbeitende Neurone einer Person entstehen, ermitteln. Sie trifft aber keine Aussage über die Qualität der Differenzierung zwischen unterschiedlichen Audiosignalen (JND).

Die Messung der Mismatch Negativity (Näätänen et al., 1978) gibt speziell objektiv Auskunft über die neuronale Wahrnehmung von Klangunterschieden. Die Ableitung dieser Potentialschwankungen erfolgt ebenfalls über die Kopfhaut. Die stärkste Ausprägung der Schwankungen zeigen sich nach früheren Arbeiten (Sams et al., 1985) deutlich später als bei der BERA (10ms), bei über 100 ms im temporofrontalen Bereich des Großhirns zu finden. Damals war die Objektivierung der Wahrnehmung von Frequenzunterschieden Gegenstand der Arbeit. Spätere Arbeiten zeigten, dass die Anwendung der MMN-Messung auch auf andere Klangmerkmale übertragbar ist (Mainka et al., 2015). Bisher war die Analyse der MMN durch die hohe Variabilität der Messergebnisse nur von geringer Aussagekraft. Die Standardisierung der Messbedingungen führte im Verlauf zu einer intensiveren klinischen Nutzung des Messverfahrens (Duncan et al., 2009).

Die in dieser Arbeit gewonnenen Daten zeigen, dass die spektrale Analyse komplexer Töne und deren Unterscheidung von CI-Trägern möglich ist und teilweise in ähnlich guter Qualität wie in der Population der Normalhörenden durchgeführt werden kann. Als weiterführende Untersuchung zur Objektivierung der Daten und für die Anwendung des Verfahrens bei Patienten mit verminderter Compliance soll das Messverfahren parallel zur MMN-Ableitung durchgeführt werden. Weiterhin können in diesem Zusammenhang andere Klangkomponenten einzeln untersucht und deren Abbildung bei CI-Trägern erforscht werden.

6 *Ausblick*

Es wurde gezeigt, dass mit etablierten Messmethoden Werkzeuge zur subjektiven und objektiven Einschätzung von Unterscheidungsgrenzen im Bereich von Obertonspektren gefunden werden können. Mit diesen Messwerkzeugen ist ein weiterer Schritt zur Optimierung der Hörwahrnehmung in Richtung der Normalhörenden getan. Unter ständiger Evaluation kann die optimale Sprachverarbeitungsstrategie erarbeitet werden. Eine wichtige Voraussetzung dafür sind weitere Untersuchungen zu den zentralen Verarbeitungsprozessen, um ein Verständnis für den natürlichen Ablauf der Signalverarbeitung von Klangereignissen im Gehirn zu erhalten. Diese und deren technische Umsetzung durch passende Algorithmen sind aktuell Gegenstand der Forschung in diesem Gebiet. Zudem wurde das Spektrum der Indikationen zur Implantation im Alter und zur einseitigen Implantation bei asymmetrischem Hörverlust erweitert. Auch die Kopplung der Cochlea Implantate mit anderen Implantaten (z.B. Bonebridge) zur Verbesserung des räumlichen Hörens und der Behandlung von kombinierten Hördefiziten ist gängige Praxis und wird weiter optimiert. Aktuelle Arbeiten zeigen einen dringenden Optimierungsbedarf bezüglich des Richtungshörens mittels Cochlea Implantat (Heidekrüger et al., 2019).

Andere Forscher sehen einen Ansatz zur Optimierung der Hörqualität von CI-Trägern in der Änderung der Art der Stimulation. Die Forscher um Prof. Dr. Tobias Moser, einem Vorreiter auf dem Gebiet der Optogenetik der Universität Göttingen (Moser T., 2014), sehen eine Möglichkeit der optischen Stimulation der Nervenzellen des N. cochlearis mit Hilfe von Licht (Hernandez et al., 2014). Die Entwicklung dieser Technik und der Umsetzung des Prinzips der optischen Stimulation des N. cochlearis steckt aktuell in den Anfängen.

7 Zusammenfassung

Die frühe Feststellung einer Hörminderung ist eine Aufgabe höchster Wichtigkeit und gehört deswegen heute auch im Rahmen der Vorsorgeuntersuchungen von Kindern zum klinischen Standard. Doch nicht nur im Kindesalter, sondern auch im späteren Leben kann es zur Ausbildung von Hördefiziten kommen. Für die nachfolgende Spezifizierung der Hörstörung liegt ein breites Spektrum von Untersuchungsmöglichkeiten vor. Ebenso verhält es sich mit der Re-Evaluation von bereits mit Hörgeräten bzw. -prothesen versorgten Patienten. Dabei kommen subjektive und objektive Messverfahren zum Einsatz.

In dieser Arbeit stand die Überprüfung der klinischen Anwendbarkeit eines subjektiven Messverfahrens im Zentrum. Dazu wurde der Fokus auf den Parameter Klangfarbe (Timbre) gelegt, der für das Sprachverständnis zu Melodieerkennung eine wichtige Rolle spielt. Um selektiv die Qualität der Wahrnehmung dieser zu erforschen wurde ein Messprogramm mit einer klar definierten Lautstärke (SPL) erstellt. Es wurden zwei Gruppen rekrutiert, bestehend aus Probanden mit implantierten Cochlear Implantat und Normalhörenden. Beide Gruppen unterzogen sich einem auf dem 3-AFC-Paradigma beruhenden psychoakustischen Messverfahren. Zu einem späteren Zeitpunkt wurden die Messungen wiederholt und um Messungen der normalhörenden Probanden mit einem BAHA-Softband, einem Knochenleitungshörgerät erweitert. Dabei fand die Messung nicht im Freifeld, sondern unter Vertäubung der Ohren und Nutzung des direkten Audioeingangs des Audioprozessors statt.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Evaluation der Timbre-Wahrnehmung über dieses Messprogramm möglich ist. Die klinische Anwendbarkeit des Messverfahrens zur Überprüfung des Hörvermögens und speziell der Unterscheidungsfähigkeit der spektralen Veränderungen von Komplextönen konnte erfolgreich gezeigt werden. Es wurden auch Einschränkungen der Messung deutlich. Speziell in sehr hochfrequenten und in Frequenzbereichen unter 100 Hz nahm die Differenzierungsfähigkeit der Probanden mit CI oder BAHA gegenüber der NH-Gruppe deutlich ab. Auch wurde eine größere Streuung der Ergebnisse (JND) in der Gruppe der CI-Träger im Vergleich zur NH-Gruppe beobachtet.

8 Literaturverzeichnis

- Agterberg, M. J., Frenzel, H., Wollenberg, B., Somers, T., Cremers, C. W., & Snik, A. F. (2014). Amplification options in unilateral aural atresia: an active middle ear implant or a bone conduction device? *Otol Neurotol*, *35*(1), 129-135
- Battista, R. A., Ho, S. (2003). The bone-anchored hearing device (BAHA). *Otolaryngology Head and Neck Surgery*, *14*(4), 272-276.
- Battista, R. A., Mullins, K., Wiet, R. M., Sabin, A., Kim, J., & Rauch, V. (2013). Sound localization in unilateral deafness with the Baha or TransEar device. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg*, *139*(1), 64-70
- Baungaard, L. H., Sandvej, M. G., Kroijer, J. S., Hestbaek, M. K., Samar, C. F., Percy-Smith, L., & Caye-Thomasen, P. (2019). Auditory verbal skills training is a new approach in adult cochlear implant rehabilitation. *Dan Med J*, *66*(3)
- Boenninghaus, H. G., Lenarz, T. (2007). Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. *13*, 5-28
- Bosman, A. J., Hol, M. K., Snik, A. F., Mylanus, E. A., & Cremers, C. W. (2003). Bone-anchored hearing aids in unilateral inner ear deafness. *Acta Otolaryngol*, *123*(2), 258-260
- Bräcker T., H. V., Kollmeier B., Schulte M. (2009). Simulation and comparison of stimulation strategies in cochlear implants. *Z Audiol*, *48*(4), 158-169
- Byrne, D., & Murray, N. (1986). Predictability of the required frequency response characteristic of a hearing aid from the pure-tone audiogram. *Ear Hear*, *7*(2), 63-70
- Caird, D., & Klinke, R. (1983). Processing of binaural stimuli by cat superior olivary complex neurons. *Exp Brain Res*, *52*(3), 385-399
- Cariani, P. (2009). Timbre Perception. *Vorlesung Harvard-MIT*, 6.
- Cheng, X., Liu, Y., Wang, B., Yuan, Y., Galvin, J. J., 3rd, Fu, Q. J., Chen, B. (2018). The Benefits of Residual Hair Cell Function for Speech and Music Perception in Pediatric Bimodal Cochlear Implant Listeners. *Neural Plast*, 2018
- Cheung, E. L., & Corey, D. P. (2006). Ca²⁺ changes the force sensitivity of the hair-cell transduction channel. *Biophys J*, *90*(1), 124-139
- Clark, G. M., Pyman, B. C., & Bailey, Q. R. (1979). The surgery for multiple-electrode cochlear implantations. *J Laryngol Otol*, *93*(3), 215-223
- Cooper, H. R., & Roberts, B. (2007). Auditory stream segregation of tone sequences in cochlear implant listeners. *Hear Res*, *225*(1-2), 11-24
- Dallos, P. (2008). Cochlear amplification, outer hair cells and prestin. *Curr Opin Neurobiol*, *18*(4), 370-376
- Dau, T., Kollmeier, B., & Kohlrausch, A. (1997). Modeling auditory processing of amplitude modulation. II. Spectral and temporal integration. *J Acoust Soc Am*, *102*(5 Pt 1), 2906-2919.

- Davids, T., Gordon, K. A., Clutton, D., & Papsin, B. C. (2007). Bone-anchored hearing aids in infants and children younger than 5 years. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, *133*(1), 51-55.
- Davis, J. M., Efenbein, J., Schum, R., & Bentler, R. A. (1986). Effects of mild and moderate hearing impairments on language, educational, and psychosocial behavior of children. *J Speech Hear Disord*, *51*(1), 53-62
- Declau, F., Cremers, C., & Van de Heyning, P. (1999). Diagnosis and management strategies in congenital atresia of the external auditory canal. Study Group on Otological Malformations and Hearing Impairment. *Br J Audiol*, *33*(5), 313-327.
- Deschauer, M., Georgiadis, D., & Lindner, A. (1998). [Hearing loss as the leading symptom in anterior inferior cerebellar artery infarction]. *Fortschr Neurol Psychiatr*, *66*(3), 109-112.
- Digeser, F. M., Hast, A., Wesarg, T., Hessel, H., & Hoppe, U. (2012). Melody identification for cochlear implant users and normal hearers using expanded pitch contours. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, *269*(11), 2317-2326
- DiNardo W, S. A., Giannantonio S, Cianfrone F, Paludetti G. (2011). Improving melody recognition in cochlear implant recipients through individualized frequency map Writting. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, *268*, 27-39.
- Dorman, M. F., Loizou, P. C., Fitzke, J., & Tu, Z. (2000). Recognition of monosyllabic words by cochlear implant patients and by normal-hearing subjects listening to words processed through cochlear implant signal processing strategies. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*, *185*, 64-66
- Duncan, C. C., Barry, R. J., Connolly, J. F., Fischer, C., Michie, P. T., Naatanen, R., . . . Van Petten, C. (2009). Event-related potentials in clinical research: guidelines for eliciting, recording, and quantifying mismatch negativity, P300, and N400. *Clin Neurophysiol*, *120*(11), 1883-1908.
- Emiroglu, S., & Kollmeier, B. (2008). Timbre discrimination in normal-hearing and hearing-impaired listeners under different noise conditions. *Brain Res*, *1220*, 199-207
- Fastl, H. (1990). The hearing sensation roughness and neuronal responses to AM-tones. *Hear Res*, *46*(3), 293-295.
- Federspil, P. F., PA. (2000). Mittelohrschwerhörigkeit: Knochenverankerte aktive Hörimplantate. *Dtsch Arztebl*, *97*(10), 609-614.
- Fiellau-Nikolajsen, M. (1983). Epidemiology of secretory otitis media. A descriptive cohort study. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, *92*(2 Pt 1), 172-177
- Firszt, J. B., Reeder, R. M., Holden, L. K., Dwyer, N. Y., & Asymmetric Hearing Study, T. (2018). Results in Adult Cochlear Implant Recipients With Varied Asymmetric

- Hearing: A Prospective Longitudinal Study of Speech Recognition, Localization, and Participant Report. *Ear Hear*
- Gale, J. E., & Ashmore, J. F. (1997). The outer hair cell motor in membrane patches. *Pflugers Arch*, 434(3), 267-271
- Galvin, J. J., 3rd, Fu, Q. J., & Oba, S. (2008). Effect of instrument timbre on melodic contour identification by cochlear implant users. *J Acoust Soc Am*, 124(4), EL189-195
- Gautschi-Mills, K., Khoza-Shangase, K., & Pillay, D. (2019). Preservation of residual hearing after cochlear implant surgery: an exploration of residual hearing function in a group of recipients at cochlear implant units. *Braz J Otorhinolaryngol*, 85(3), 310-318
- Gfeller, K., Christ, A., Knutson, J. F., Witt, S., Murray, K. T., & Tyler, R. S. (2000). Musical backgrounds, listening habits, and aesthetic enjoyment of adult cochlear implant recipients. *J Am Acad Audiol*, 11(7), 390-406
- Gfeller, K., Knutson, J. F., Woodworth, G., Witt, S., & DeBus, B. (1998). Timbral recognition and appraisal by adult cochlear implant users and normal-hearing adults. *J Am Acad Audiol*, 9(1), 1-19
- Gifford, R. H., Shallop, J. K., & Peterson, A. M. (2008). Speech recognition materials and ceiling effects: considerations for cochlear implant programs. *Audiol Neurootol*, 13(3), 193-205
- Glista, D., Scollie, S., Bagatto, M., Seewald, R., Parsa, V., & Johnson, A. (2009). Evaluation of nonlinear frequency compression: clinical outcomes. *Int J Audiol*, 48(9), 632-644
- Greenwood, D. D. (1961). "Critical Bandwidth and the Frequency Coordinates of the Basilar Membrane". *Journal of the Acoustical Society of America*, 33.10, 1344.
- Grevers, G., Iro, H., Probst, R., Brauer, T., & Eysholdt, U. (2008). *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*: Thieme.
- Grey, J. M. (1977). Multidimensional perceptual scaling of musical timbres. *J Acoust Soc Am*, 61(5), 1270-1277
- Hellbrück J, E. W. (2004). *Hören: Physiologie, Psychologie und Pathologie*: Hogrefe.
- Hesse, G., & Kastellis, G. (2019). [Hidden hearing loss-damage to hearing processing even with low-threshold noise exposure?]. *HNO*, 67(6), 417-424
- Holder, J. T., Dwyer, N. C., & Gifford, R. H. (2020). Duration of Processor Use Per Day Is Significantly Correlated With Speech Recognition Abilities in Adults With Cochlear Implants. *Otol Neurotol*, 41(2)
- Horovitz, B., Gooding, R. J., & Krumhansl, J. A. (1989). Order parameters for reconstructive phase transitions. *Phys Rev Lett*, 62(7), 843. doi:10.1103/PhysRevLett.62.843
- Howard, D., Angus, J. (2013). *Acoustics and Psychoacoustics*. Taylor&Francis.
- Institute, A. A. N. S. (1994). American national standard acoustical terminology.

- Irvine, D.R.F. (1992). The Mammalian Auditory Pathway: Neurophysiology. Springer Handbook of Auditory Research, vol 2. Springer, New York, NY. vol. 2
- Iverson, P. (1995). Auditory stream segregation by musical timbre: effects of static and dynamic acoustic attributes. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, 21(4), 751-763.
- Iverson, P., & Krumhansl, C. L. (1993). Isolating the dynamic attributes of musical timbre. *J Acoust Soc Am*, 94(5), 2595-2603.
- Jeffress, L. A. (1948). A place theory of sound localization. *J Comp Physiol Psychol*, 41(1), 35-39.
- Kant, A., & Adhyaru, M. (2009). Home auditory training program (HAP) for cochlear implantees and hearing impaired children using hearing aids-an outcome of a three-year research project. *Indian J Otolaryngol Head Neck Surg*, 61(1), 54-58
- Klinke, R. (2010). Hören und Sprechen: Kommunikation des Menschen. *Klinke R, Pape HC, Kurtz A, Silbernagl S (Hrsg.): Physiologie*, 6.
- Kompis, M. (2013). *Audiologie*. 3.
- Lakatos, S. (2000). A common perceptual space for harmonic and percussive timbres. *Percept Psychophys*, 62(7), 1426-1439
- Landsberger, D. M., & Srinivasan, A. G. (2009). Virtual channel discrimination is improved by current focusing in cochlear implant recipients. *Hear Res*, 254(1-2), 34-41.
- Laneau, J., Wouters, J., & Moonen, M. (2006). Improved music perception with explicit pitch coding in cochlear implants. *Audiol Neurootol*, 11(1), 38-52
- Lauer, A. M., Molis, M., & Leek, M. R. (2009). Discrimination of time-reversed harmonic complexes by normal-hearing and hearing-impaired listeners. *J Assoc Res Otolaryngol*, 10(4), 609-619
- Leek, M. R. (2001). Adaptive procedures in psychophysical research. *Percept Psychophys*, 63(8), 1279-1292
- Leibacher, I., Schatzer, S., & Dual, J. (2014). Impedance matched channel walls in acoustofluidic systems. *Lab Chip*, 14(3), 463-470
- Levitt, H. (1971). Transformed up-down methods in psychoacoustics. *Journal of Acoustical Society of America*, 49, 467-477.
- Limb, C. J., & Rubinstein, J. T. (2012). Current research on music perception in cochlear implant users. *Otolaryngol Clin North Am*, 45(1), 129-140
- Loeb, G. E. (2005). Are cochlear implant patients suffering from perceptual dissonance? *Ear Hear*, 26(5), 435-450.
- Loeb, G. E., White, M. W., & Merzenich, M. M. (1983). Spatial cross-correlation. A proposed mechanism for acoustic pitch perception. *Biol Cybern*, 47(3), 149-163.
- Macherey, O., & Carlyon, R. P. (2014). Cochlear implants. *Curr Biol*, 24(18), 878-884

- Mainka A, L. A., Mürbe D, Hahne A. (2015). *Music perception in adult cochlear implant users*. Paper presented at the 7th Mismatch Negativity Conference, Leipzig.
- Marvit, P., Florentine, M., & Buus, S. (2003). A comparison of psychophysical procedures for level-discrimination thresholds. *J Acoust Soc Am*, *113*(6), 3348-3361
- Mazurek, B., Stover, T., Haupt, H., Gross, J., & Szczepek, A. (2008). [Pathogenesis and treatment of presbycusis. Current status and future perspectives]. *HNO*, *56*(4), 429-432, 434-425
- McAdams, S., Winsberg, S., Donnadieu, S., De Soete, G., & Krimphoff, J. (1995). Perceptual scaling of synthesized musical timbres: common dimensions, specificities, and latent subject classes. *Psychol Res*, *58*(3), 177-192
- Merzenich, M. M., Knight, P. L., & Roth, G. L. (1973). Cochleotopic organization of primary auditory cortex in the cat. *Brain Res*, *63*, 343-346
- Metzger, D., Pezier, T. F., & Veraguth, D. (2013). Evaluation of universal newborn hearing screening in Switzerland 2012 and follow-up data for Zurich. *Swiss Med Wkly*, *143*
- Montandon, P. (1985). [Cochlear implants. Artificial hearing through electric stimulation of the auditory nerve with fixed implanted electrodes in the internal ear of the completely deaf subject]. *Schweiz Rundsch Med Prax*, *74*(21), 551-553.
- Muller, U., & Gillespie, P. (2008). Silencing the cochlear amplifier by immobilizing prestin. *Neuron*, *58*(3), 299-301
- Munjal, T., Roy, A. T., Carver, C., Jiradejvong, P., & Limb, C. J. (2015). Use of the Phantom Electrode strategy to improve bass frequency perception for music listening in cochlear implant users. *Cochlear Implants Int*, *16 Suppl 3*, S121-128
- Naatanen, R., Gaillard, A. W., & Mantysalo, S. (1978). Early selective-attention effect on evoked potential reinterpreted. *Acta Psychol (Amst)*, *42*(4), 313-329
- Niedermeyer, H. P., & Arnold, W. (2002). Etiopathogenesis of otosclerosis. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*, *64*(2), 114-119
- Olsson, I., & Campenhausen, G. (1993). Social adjustment in young adults with absence epilepsies. *Epilepsia*, *34*(5), 846-851
- Pape, H.-C. e. a. (2010). 19 Hören und Sprechen: Kommunikation des Menschen. *Thieme Physiologie*
- Patrick, J. F., & Evans, A. R. (1995). Implant designs for future coding strategies. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*, *166*, 137-138
- Pau, H. W., Sievert, U., Just, T., & Sade, J. (2009). Pressure changes in the human middle ear without opening the eustachian tube. *Acta Otolaryngol*, *129*(11), 1182-1186
- Pörschmann, C. (2000). Influences of bone conduction and air conduction on the sound of one's own voice. *Acust - Acta Acust.*, *86*, 1038-1045.

- Portmann, M., & Aran, J. M. (1973). [The electro-cochleogram]. *Probl Actuels Otorhinolaryngol*, 119-144.
- Pressnitzer, D., Bestel, J., & Fraysse, B. (2005). Music to electric ears: pitch and timbre perception by cochlear implant patients. *Ann N Y Acad Sci*, 1060, 343-345
- Pressnitzer, D., McAdams, S., Winsberg, S., & Fineberg, J. (2000). Perception of musical tension for nontonal orchestral timbres and its relation to psychoacoustic roughness. *Percept Psychophys*, 62(1), 66-80
- Rahne, T. (2019). [Physical audiological principles of implantable hearing systems : About power transmission, coupling and power output]. *HNO*.
- Rahne, T., Boehme, L., & Gotze, G. (2012). Influence of implantable hearing aids and neuroprosthesis on music perception. *ScientificWorldJournal*, 2012
- Rahne, T., Plontke, S. K., & Wagner, L. (2014). Mismatch negativity (MMN) objectively reflects timbre discrimination thresholds in normal-hearing listeners and cochlear implant users. *Brain Res*, 1586, 143-151
- Ritchie, M. M., & McEwen, D. R. (2000). Acoustic neuroma. *Semin Perioper Nurs*, 9(4), 168-172.
- Rodeck J, M. M., Schlenker-Schulte C, Rasinski C, Vorwerk W, Fogarasi M. (2004). *Kontextfaktoren für eine erfolgreiche Re- habilitation Jugendlicher und Erwachsener nach Cochlea-Implantation* (Vol. 66).
- Roeser, R. J., Clark, J.L., Valente, M., Hosford-Dunn, H. (2007). Audiology Diagnosis. 238-260.
- Roth, T. N., Hanebuth, D., & Probst, R. (2011). Prevalence of age-related hearing loss in Europe: a review. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 268(8), 1101-1107
- Sams, M., Paavilainen, P., Alho, K., & Naatanen, R. (1985). Auditory frequency discrimination and event-related potentials. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 62(6), 437-448
- Schindela, E. (2006). Die Cochlea-Implantatversorgung Erwachsener der HNO-Abteilung im Klinikum Großhadern - Retrospektive Auswertung der Ergebnisse. *Disseration LMU München*.
- Schmidt R., L. F., Thews G. (2005). Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie. 29, 277-278.
- See, R. L., Driscoll, V. D., Gfeller, K., Kliethermes, S., & Oleson, J. (2013). Speech intonation and melodic contour recognition in children with cochlear implants and with normal hearing. *Otol Neurotol*, 34(3), 490-498
- Shapiro, I. (1977). Children's use of CROS hearing aids. *Arch Otolaryngol*, 103(12), 712-716

- Simonyan, A. (2012). Pitch discrimination of cochlear implant users depending on the stimulations place and the stimulations rate. *e & i Elektrotechnik und Informationstechnik*, 129, 102-106.
- Snik, A. F., Bosman, A. J., Mylanus, E. A., & Cremers, C. W. (2004). Candidacy for the bone-anchored hearing aid. *Audiol Neurootol*, 9(4), 190-196
- Snik, A. F., Mylanus, E. A., Proops, D. W., Wolfaardt, J. F., Hodgetts, W. E., Somers, T., . . . Tjellstrom, A. (2005). Consensus statements on the BAHA system: where do we stand at present? *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*, 195, 2-12.
- Sonn, M. (1973). American national standard psychoacoustical terminology. *ANSI New York*, 5.
- Soo, G., Tong, M. C., Tsang, W. S., Wong, T. K., To, K. F., Leung, S. F., & van Hasselt, C. A. (2009). The BAHA hearing system for hearing-impaired postirradiated nasopharyngeal cancer patients: a new indication. *Otol Neurotol*, 30(4), 496-501
- Sprinzel, G., Lenarz, T., Ernst, A., Hagen, R., Wolf-Magele, A., Mojallal, H., . . . Wolfram, M. D. (2013). First European multicenter results with a new transcutaneous bone conduction hearing implant system: short-term safety and efficacy. *Otol Neurotol*, 34(6), 1076-1083
- Stauder, W. (1990). Einführung in die Akustik. 4, 40.
- Sucher, C. M., & McDermott, H. J. (2007). Pitch ranking of complex tones by normally hearing subjects and cochlear implant users. *Hear Res*, 230(1-2), 80-87
- Tasaki, I. (1954). Nerve impulses in individual auditory nerve fibers of guinea pig. *J Neurophysiol*, 17(2), 97-122
- Terhardt, E. (1974). Pitch, consonance, and harmony. *J Acoust Soc Am*, 55(5), 1061-1069
- Timm, M. E., Majdani, O., Weller, T., Windeler, M., Lenarz, T., Buchner, A., & Salcher, R. B. (2018). Patient specific selection of lateral wall cochlear implant electrodes based on anatomical indication ranges. *PLoS One*, 13(10)
- Tomblin, J. B., Oleson, J. J., Ambrose, S. E., Walker, E., & Moeller, M. P. (2014). The influence of hearing aids on the speech and language development of children with hearing loss. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg*, 140(5), 403-409
- Turgeon, C., Champoux, F., Lepore, F., & Elleberg, D. (2015). Deficits in auditory frequency discrimination and speech recognition in cochlear implant users. *Cochlear Implants Int*, 16(2), 88-94
- Ulrich Jens , H. E. (2011). Hörakustik 2.0 Theorie und Praxis 2. Auflage, S.7,23.
- Verhagen, C. V., Hol, M. K., Coppens-Schellekens, W., Snik, A. F., & Cremers, C. W. (2008). The Baha Softband. A new treatment for young children with bilateral congenital aural atresia. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 72(10), 1455-1459

- Wagner K., B. T., Kollmeier B. (1999). Entwicklung und Evaluation eines Satz- tests für die deutsche Sprache III: Evaluation des Oldenburger Satztests. *Audiologie*, 38, 86-95.
- Wanna, G. B., Noble, J. H., Carlson, M. L., Gifford, R. H., Dietrich, M. S., Haynes, D. S., Labadie, R. F. (2014). Impact of electrode design and surgical approach on scalar location and cochlear implant outcomes. *Laryngoscope*, 124 Suppl 6, S1-7
- Wesarg, T. (2004). Entwicklung und klinische Untersuchung von Sprachkodierungsstrategien für mehrkanalige Cochleaimplantat-Systeme zur elektrischen Stimulati- on des Hörnervs.
- Wichmann, F. A., & Hill, N. J. (2001). The psychometric function: II. Bootstrap-based confidence intervals and sampling. *Percept Psychophys*, 63(8), 1314-1329.
- Wilson, B. S., Finley, C. C., Lawson, D. T., Wolford, R. D., Eddington, D. K., & Rabinowitz, W. M. (1991). Better speech recognition with cochlear implants. *Nature*, 352(6332), 236-238
- Zenner, H. P. (1997). The role of outer hair cell damage in the loss of hearing. *Ear Nose Throat J*, 76(3), 140, 143-144
- Zhang, Y., Fan, Y., Wang, Y., & Chen, X. (2014). [Efficacy of BAHA softband in young children with bilateral congenital aural atresia]. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi*, 94(6), 420-423
- Zwicker, E., Terhardt, E., & Paulus, E. (1979). Automatic speech recognition using psychoacoustic models. *J Acoust Soc Am*, 65(2), 487-498

Die Hypothesen-Übersicht:

1. Das entwickelte Messverfahren eignet sich zur Ermittlung Unterscheidungsgrenzen im Obertonspektrums.
2. Es wird ein frequenzübergreifender Anstieg der Werte für α zwischen den Messungen der Gruppe der Normalhörenden zur BAHA-Gruppe und weiterhin zur CI-Gruppe erwartet.
3. Ausgeprägte Unterschiede der erreichten JNDs in der CI-Gruppe auf Grund von unterschiedlicher Tragedauer des Implantats.
4. Dementsprechend spiegeln sich gute Ergebnisse im Oldenburger-Satztest in den erreichten Messergebnissen wieder.
5. Die Unterscheidungsschwellen für des Obertonspektrum sehr hoher Grundfrequenzen f_0 ist auf Grund der Übertragungsgrenzen der Implantate grober als für f_0 mit Obertonspektrum im Übertragungsbereich.
6. Je mehr spektrale Information vorhanden ist, desto besser sind die Messergebnisse für α in der CI-Gruppe.
7. Die Übertragungsgrenzen des BAHA-Intenso lassen die Messungen für $f_0=65,5\text{Hz}$ schwierig werden.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Das menschliche Ohr im Querschnitt (modifiziert nach https://www hoeren-heute.de/ gehoer/).....	8
Abbildung 2: Corti-Organ des Innenohres mit der Darstellung der am Prozess der mechano-elektrischen Stinaltransduktion beteiligten Strukturen (modifiziert nach Prometheus LernAtlas-Kopf, Hals und Neuroanatomie, Thieme 2009).....	10
Abbildung 3: Übersicht unterschiedlicher Hörsysteme und Funktionsweisen (Rahne, 2019).....	17
Abbildung 4: Exemplarische Darstellung eines Knochenleitungshörsystems im koronaren Schnittbild des knöchernen Gehörgangs (modifiziert nach Cochlear™ Baha® Connect System Works).....	18
Abbildung 5: Exemplarische Darstellung des Aufbaus eines Cochlea-Implantates hier am Beispiel des Nucleus Prozessors der Firma Cochlear® (modifiziert nach Cochlear™).....	20
Abbildung 6: Psychometrische Funktion (modifiziert nach TU Berlin, 2010).....	25
Abbildung 7: Darstellung des minimalen (dicke Linie) und maximalen (dünne Linie) Übertragungsbereiches der verwendeten CIs und des Baha Intenso® (gestrichelte Linie) (Rahne et al., 2012).....	33
Abbildung 8: Die Abbildung zeigt die Amplituden der Standard Töne (obere Reihe) und der Target-Töne (untere Reihe).....	34
Abbildung 9: Schematische Darstellung des Messplatzes.....	35
Abbildung 10: Audiometrieergebnisse der Normalhörenden bezogen auf die Sinusfrequenzen.....	38
Abbildung 11: Sprachverständlichkeitsschwellen für die Normalhörenden (weiße Balken) und CI-Träger (schwarze Balken).....	39
Abbildung 12: Individuelle JND spektraler Unterschiede (Parameter α) für alle CI-Träger in Abhängigkeit von der Grundfrequenz der Komplextöne.....	40
Abbildung 13: Individuelle JND für spektrale Unterschiede (Parameter α) für alle Normalhörenden in Abhängigkeit von der Grundfrequenz der Komplextöne.....	41
Abbildung 14: Individuelle, frequenzbezogene JND für CI-Träger (grau) und Normalhörende, mit (schwarz) und ohne BAHA-Audioprozessor (weiß) als Boxplots.....	43
Abbildung 15: Individuelle JND für spektrale Unterschiede (α -Werte) in Abhängigkeit von der Grundfrequenz der Komplextöne. Dargestellt sind die JND beim Hören mit BAHA (dicke Linie) und ohne BAHA (dünne Linie).....	45

TABELLEN

Tabelle 1: Schweregrade der Hörminderung in dB HL ermittelt im Reintonaudiogramm für die Frequenzen 500Hz, 1000Hz, 2000Hz und 4000Hz nach Vorgaben der WHO (Ärzteblatt 25/2011).....	13
Tabelle 2: Demografische Daten der CI-Gruppe	31
Tabelle 3: Mittelwerte für den Crossfading-Parameter α	41

Selbständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit mit dem Titel:

„Psychoakustische Untersuchung des Einflusses von Timbre auf die auditorische Objektbildung bei Normalhörenden, Cochlea-Implantat-Trägern und Nutzern eines knochenverankerten Hörgeräts“

ohne die unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet. Die Regeln zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis wurden beachtet.

Ich versichere, dass ich für die inhaltliche Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht die entgeltliche Hilfe von Vermittlungs- und Beratungsdiensten (Promotionsberater oder andere Personen) in Anspruch genommen habe. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbargeldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen. Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Die elektronische Fassung der Arbeit stimmt mit der gedruckten Version überein.

Ort, Datum

Lars Böhme

Erklärung über frühere Promotionsversuche

Hiermit erkläre ich, dass ich bisher keine früheren Promotionsversuche mit dieser oder einer anderen Dissertation unternommen habe. Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Ort, Datum

Lars Böhme

Danksagung

Mein herzlichster Dank gilt vor allem meinem Doktorvater und Betreuer dieser Arbeit, Prof. Dr. Torsten Rahne. Eine bessere Betreuung im Rahmen einer Dissertation kann man sich bei besten Willen nicht wünschen. Ich danke für seine stete Bereitschaft im Rahmen von Treffen oder Telefonaten fachliche und technische Fragen zu erörtern. Weiterhin danke ich für konsequente Hilfe bei der Umsetzung und Auswertung dieser Arbeit. Seine beeindruckende und motivierende Begeisterung für seine Arbeit bot mir jederzeit Inspiration zur Fertigstellung dieser Dissertation. Nicht zuletzt danke ich ihm für die Hilfe bei der Rekrutierung der schwerhörigen Probanden und die grenzenlose Geduld im Verlauf der Fertigstellung dieser Arbeit.

Prof. Dr. Stefan Plontke sei an dieser Stelle für die freundliche Aufnahme in das Team der Universitätsklinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg sowie für die Bereitstellung aller benötigten Räumlichkeiten, Materialien und Arbeitsgerätschaften gedankt. Außerdem möchte ich dem gesamten Audiometrie-MTA-Team der Klinik für die unkomplizierte Organisation und Durchführung der Tonschwellenaudiometrien im Vorfeld der Messungen aller Probanden danken.

Ein besonderer Dank gilt den Probanden, die sich bereitwillig und ausdauernd für die Messungen zur Verfügung stellten. Ich danke meinen Freunden (die zum Teil lange Testmessungen über sich ergehen ließen) für die moralische Unterstützung. Hervorheben möchte ich an dieser Stelle meinen Kollegen und sehr guten Freund Thomas Ehelebe, der mir stets motivierend zur Seite stand. Eine besondere Erwähnung gebührt außerdem meinen langjährigen Freund und Wegbegleiter Philipp Seitz, der mir mit Rat und Tat zur Seite stand und mich zu jeder Gelegenheit unterstützt hat.

Weiterhin danke ich all meinen Freunden und meiner Familie die mich auf diesem Weg begleitet haben.